



**Diseño e implementación de un sistema IoT para la monitorización remota de la  
variabilidad de la frecuencia cardiaca.**

**Verónica Jakeline Ocampo Gómez**

Código. 10561911045

**Universidad Antonio Nariño**

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá D. C., Colombia

2023

**Diseño e implementación de un sistema IoT para la monitorización remota de  
la variabilidad de la frecuencia cardiaca.**

**Verónica Jakeline Ocampo Gómez**

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

**Ingeniera Biomédica**

Director (a):

Andrés Felipe Ruiz Olaya, PhD.

Codirector (a):

David Rodríguez Sarmiento, PhD.

Línea de Investigación:

Instrumentación y E-salud

**Universidad Antonio Nariño**

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá, Colombia

## 2023NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado  
\_\_\_\_\_, Cumple  
con los requisitos para optar  
Al título de \_\_\_\_\_.

---

Firma del Tutor

---

Firma Jurado

---

Firma Jurado

*Dedicatoria*

*Dedico este trabajo de grado a mis padres, quienes han sido mi fuente de apoyo, inspiración y amor a lo largo de este desafiante viaje académico. Su sacrificio y confianza en mí han sido el motor que me impulsó a alcanzar esta meta.*

*A mis queridos compañeros, que compartieron conmigo cada momento de este camino, enfrentando los retos juntos y celebrando los triunfos en equipo. Sus amistades y colaboración han hecho de este proceso una experiencia inolvidable.*

*A todos ustedes, mi gratitud eterna.*

*Verónica Ocampo*

## **Agradecimientos**

En este punto crucial de mi trayecto académico, deseo expresar mi más profundo agradecimiento a todas las personas que han sido pilares fundamentales en la realización de este trabajo. En primer lugar, quiero agradecer a mis padres, cuyo apoyo inquebrantable, sacrificio y amor incondicional han sido mi fuente de inspiración.

También, agradezco de corazón a mis queridos compañeros de clase, cuya colaboración, discusiones enriquecedoras y amistad han hecho que este proceso sea significativo y enriquecedor. A mis profesores y tutores, agradezco sus valiosas orientaciones y conocimientos compartidos. Además, mi gratitud se extiende a todos aquellos que de una u otra forma contribuyeron a este logro. Este trabajo de grado es el resultado de un esfuerzo colectivo, y su apoyo ha sido esencial en cada paso de este camino

## Contenido

Capítulo 1. Introducción .....	15
1.1 Introducción .....	15
1.2 Estado del arte.....	16
1.3 Planteamiento del problema.....	21
1.4 Justificación .....	23
1.5 Objetivos .....	24
1.5.1 Objetivo General.....	24
1.5.2 Objetivos específicos .....	24
Capítulo 2. Marco Teórico .....	25
2.1 Variabilidad de la frecuencia cardiaca .....	25
2.1.1 Electrocardiografía.....	25
Derivaciones .....	27
2.1.2 Adquisición y procesamiento de la señal ECG .....	29
2.2 Procesamiento digital de señales biológicas .....	33
2.2.1 Filtros digitales.....	33
2.2.2 Tipos de Filtros Digitales .....	33
2.3 Relación de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV) y las enfermedades cardiovasculares. ....	34
2.3.1 Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca .....	36
2.4 Sistema IoT/IoE .....	38
2.4.1 Internet de las cosas en medicina (IoMT).....	38
2.4.2 Plataformas IoT.....	40
2.5 Características técnicas específicas de los dispositivos usados. ....	43
2.5.1 Arduino Nano IoT 33 .....	43

2.5.3 Batería de Polímero de Litio (LiPo): .....	47
Capítulo 3. Metodología .....	50
3.1 Fase 1: Diseño del esquema eléctrico del sistema IoT .....	51
3.1.2 Diseño de pseudocódigo .....	53
3.2 Fase 2: Implementación del Sistema IoT .....	56
3.3 Fase 3: Codificación del Pseudocódigo. ....	57
3.3.1 Adquisición de la Señal ECG .....	59
3.3.2 Detección de picos .....	60
3.3.3 Cálculo de las métricas que van a evaluar la VFC.....	61
3.4 Fase 4: Implementación del sistema de transmisión.....	62
3.4.1 Prueba de conectividad: .....	62
3.5 Fase 5: Desarrollo de Dashboard .....	63
3.6 Fase 6: Verificación de la funcionalidad del sistema .....	66
3.6.1 Validación con generador de señales .....	66
3.6.2 Validación con usuarios .....	68
3.6.3 Validación del sistema con señal sintética de ECG .....	71
3.6.4 Validación del sistema con un simulador clínico .....	75
Capítulo 4. Análisis de Resultados.....	77
Aspectos de mejora y trabajos futuros .....	82
Conclusiones .....	83

## Lista de figuras

Figura 1 <i>Ondas y complejos de la ECG</i> .....	26
<b>Figura 2</b> .....	27
Figura 3 <i>Derivaciones precordiales</i> .....	28
Figura 4 <i>Diagrama de un sistema de adquisición de señales ECG</i> .....	30
Figura 8 <i>Estructura metodológica para diseño e implementación del sistema</i> .....	50
Figura 9 <i>Flujo de proceso para la realización del proyecto</i> .....	51
Figura 11 <i>Diseño diagrama eléctrico para conexiones</i> .....	53
Figura 13 <i>Lectura de la señal ECG de prueba con el módulo AD8232</i> .....	57
Figura 14 <i>Señal ECG filtrada</i> .....	60
Figura 15 <i>Detección de picos automáticos</i> .....	61
Figura 16 <i>Verificación de conectividad del microcontrolador con la red</i> .....	63
Figura 17 <i>Creación del canal correspondiente al Sistema de Monitorización Remota de la VFC</i> .....	64
Figura 18 <i>Channel ID y API Key para realizar el enlace entre el microcontrolador y la plataforma</i> .....	64
Figura 19 <i>Dashboard del sistema</i> .....	65
Figura 20 <i>Generación de una señal triangular a 1 Hz con visualización en un osciloscopio</i> .....	68
Figura 21 <i>Prueba de verificación con usuario</i> .....	70
Figura 22 <i>Validación de datos generados con el sistema IoT con un oxímetro de referencia</i> .....	71
Figura 23 <i>Diagrama de bloques del simulador de la señal ECG con un ESP32</i> .....	72
Figura 24 <i>Configuración del DAC de un Esp32</i> .....	73
Figura 25 <i>Señal ECG de base de datos programada en el ESP32</i> .....	73
Figura 26 <i>Señal ECG procesada por el Sistema IoT</i> .....	74
Figura 33 <i>VFC de la señal evaluada con la métrica PRR50</i> .....	79



## Lista de Tablas

Tabla 4 <i>Validación del sistema Iot con un generador de señales</i> .....	67
Tabla 5 <i>Validación del sistema IoT con usuarios</i> .....	70
Tabla 6 <i>Verificación de métricas de VFC</i> .....	78

## Lista de símbolos y abreviaturas

### Abreviaturas

<b>Abreviatura</b>	<b>Término</b>
<i>FC</i>	Frecuencia cardiaca
<i>HRV</i>	Variabilidad de la frecuencia cardiaca
<i>PRR50</i>	Proporción de intervalos RR con una diferencia superior a 50 ms
<i>RMSSD</i>	Raíz de la Media de las Diferencias al Cuadrado entre intervalos RR sucesivos

## Preliminares

En un mundo cada vez más interconectado y tecnológicamente avanzado, la necesidad de soluciones innovadoras en el campo de la salud y la monitorización de pacientes se ha vuelto más apremiante que nunca. La Ingeniería Biomédica, como disciplina interdisciplinaria, juega un papel fundamental en el desarrollo de tecnologías que mejoran la calidad de vida de las personas y permiten un seguimiento más efectivo de las condiciones médicas. En este contexto, el presente trabajo de grado se enfoca en la creación de un sistema de Internet de las Cosas (IoT) diseñado para la monitorización remota de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) es un indicador crucial de la salud cardiovascular y ha demostrado ser útil en la detección temprana de problemas cardíacos y la evaluación de la respuesta del sistema nervioso autónomo. Sin embargo, la monitorización continua de la VFC en entornos no clínicos presenta desafíos significativos. En este sentido, este proyecto se centra en la creación de un sistema IoT que permita a los pacientes, médicos y profesionales de la salud realizar un seguimiento en tiempo real de la VFC desde la comodidad de sus hogares.

Como estudiante de Ingeniería Biomédica a cargo de este proyecto me he dedicado a combinar los conocimientos en electrónica, programación, y biomedicina para diseñar un sistema que ofrezca precisión, comodidad y accesibilidad. Este trabajo pretende abordar aspectos técnicos relacionados con la monitorización remota de la VFC.

El presente trabajo de grado se estructura en torno a la descripción detallada del sistema IoT propuesto, su funcionamiento, las metodologías utilizadas, así como los resultados obtenidos en pruebas de verificación.

Con este contexto, se procederá a presentar la estructura y el desarrollo del proyecto, detallando cada componente del sistema IoT y los desafíos que han sido abordados a lo largo de su desarrollo.

## Resumen

El proyecto se enfocó en desarrollar un sistema de monitoreo de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) mediante tecnologías de Internet de las Cosas (IoT). Utilizando un Arduino Nano 33 IoT, se adquirieron y procesaron señales electrocardiográficas en tiempo real, asegurando la seguridad de los datos a través del protocolo MQTT. La transmisión de información se realizó a la nube mediante la plataforma ThingSpeak, donde se implementó un dashboard para la visualización de la frecuencia cardíaca (FC) y métricas de VFC, como PRR50 y RMSSD.

El proceso de validación del sistema se dividió en cuatro métodos distintos. En la fase inicial, se llevó a cabo la verificación del algoritmo de detección de picos, asegurando la precisión en la adquisición de la señal electrocardiográfica. Posteriormente, se procedió a la evaluación del sistema con usuarios reales, confirmando su funcionalidad en entornos prácticos. El tercer método de verificación implicó el uso del DAC de un ESP32 para validar la capacidad del algoritmo del sistema para procesar diversas señales, evaluando así su versatilidad. Finalmente, se realizó una validación exhaustiva con un simulador pediátrico, asegurando la confiabilidad del sistema en situaciones simuladas y su adaptabilidad a variaciones en las señales cardíacas. Estos resultados respaldan la eficacia y versatilidad del sistema de monitoreo de la variabilidad de la frecuencia cardíaca basado en IoT en diversos contextos y aplicaciones de salud cardiovascular.

**Palabras clave:** Adquisición de señal ECG, Internet de las cosas, monitorización, Variabilidad de la frecuencia cardíaca.

## Abstract

The project focused on developing a heart rate variability (HRV) monitoring system using Internet of Things (IoT) technologies. Using an Arduino Nano 33 IoT, electrocardiographic signals were acquired and processed in real time, ensuring data security through the MQTT protocol. The information transmission was carried out to the cloud through the ThingSpeak platform, where a dashboard was implemented to display heart rate (HR) and HRV metrics, such as PRR50 and RMSSD.

The system validation process was divided into four different methods. In the initial phase, verification of the peak detection algorithm was carried out, ensuring accuracy in the acquisition of the electrocardiographic signal. Subsequently, the system was evaluated with real users, confirming its functionality in practical environments. The third verification method involved using the DAC of an ESP32 to validate the system's algorithm's ability to process various signals, thus evaluating its versatility. Finally, an exhaustive validation was carried out with a pediatric simulator, ensuring the reliability of the system in simulated situations and its adaptability to variations in cardiac signals. These results support the effectiveness and versatility of the IoT-based heart rate variability monitoring system in various cardiovascular health contexts and applications.

**Keywords:** ECG signal acquisition, Internet of things, monitoring, Heart rate variability.

# Capítulo 1. Introducción

## 1.1 Introducción

La señal electrocardiográfica (ECG) es una técnica de apoyo diagnóstico que permite obtener resultados eficaces sobre el funcionamiento del estado anatómico del sistema cardiovascular. Para la obtención de la señal ECG se hace uso de electrodos que son los encargados de captar la señal eléctrica del miocardio y transmitirla a un microcontrolador que permite procesar la señal para posteriormente poderla visualizar y hacer el correspondiente análisis [1].

El internet de las cosas (IoT) aplicado en el área de la salud ha sido una herramienta emergente que permite la interconexión de diferentes dispositivos de manera inalámbrica, transmitiendo la información en tiempo real. A partir del uso de esta tecnología se da origen a la telemonitorización la cual posibilita la interacción del personal de salud con los pacientes de manera remota. En Colombia, la telemonitorización está regulada por la resolución 2654 de 2019 la cual establece las disposiciones en telesalud y los parámetros para la aplicación de la telemedicina [2].

La implementación de dispositivos IoT para la monitorización remota de la frecuencia cardíaca suple una necesidad específica al abordar la falta de dispositivos de bajo costo específicamente diseñados para estudiar la variabilidad de la frecuencia cardíaca. La carencia de dispositivos asequibles y especializados en este aspecto limita la capacidad de los profesionales de la salud para realizar un seguimiento detallado de la salud cardiovascular de los pacientes fuera del entorno hospitalario. Un dispositivo IoT centrado en la variabilidad de la frecuencia cardíaca sería una solución efectiva para cubrir esta brecha, permitiendo un monitoreo más preciso y accesible, lo que podría resultar fundamental en la detección temprana de condiciones de salud y en la prevención de hospitalizaciones innecesarias.

Entre las diferentes aplicaciones de la tecnología IoT en el campo de la telemonitorización se encuentra la implementación de dispositivos con la capacidad de registrar y procesar información fisiológica. Con base a lo anterior, se desarrolla e implementa un sistema IoT para la monitorización remota de la variabilidad de la frecuencia cardíaca con el fin de proporcionar una herramienta simple pero eficaz para la prevención de cardiopatías.

El dispositivo IoT cuenta con la capacidad de adquirir la señal electrocardiográfica del corazón por un tiempo prolongado para poderse llevar a cabo un análisis de la VFC, para dicho análisis se hace estudio el tiempo transcurrido entre dos complejos QRS, es decir que se analiza la distancia entre los picos R-R en función del tiempo y a esto se le denomina tacograma.

Con el fin de contar con un dispositivo que tenga la capacidad de registrar la actividad eléctrica del corazón como elemento predictor de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) se desarrolla un sistema IoT con la capacidad de cuantificar la señal eléctrica para posteriormente realizar un análisis de la VFC.

## **1.2 Estado del arte**

Durante la revisión del estado del arte se encontraron los siguientes trabajos relacionados con el proyecto:

Talents desarrolló un ECG de monitorización continua diseñado específicamente para llevar a cabo pruebas de esfuerzo y estudiar la actividad física de las personas con el objetivo de mejorar la prevención secundaria de enfermedades cardíacas. Este dispositivo fue diseñado teniendo en cuenta los objetivos y limitaciones del proyecto. Utilizó una batería de litio para su funcionamiento y se comunicó de manera inalámbrica a través de Bluetooth.



Gracias a esta tecnología, el dispositivo fue capaz de capturar en tiempo real la señal del individuo y transmitirla de forma inalámbrica, minimizando al máximo cualquier interferencia en la actividad del sujeto. [3].

La Fundación Universitaria del área Andina (FUNANDI) desarrolló un sistema diseñado para monitorear la actividad cardíaca de personas que requerían observación continua. Los registros de esta actividad se mostraban con un mínimo retraso con respecto al momento en que ocurrían y se almacenaban y enviaban a través de una conexión a Internet mediante la tecnología inalámbrica Zigbee. Se utilizó el software LabVIEW para procesar los datos a partir de la señal electrocardiográfica, y se creó una interfaz gráfica para visualizar las señales capturadas. Después de llevar a cabo el proceso de adquisición, aislamiento y filtrado analógico en el dispositivo portátil, así como la transmisión inalámbrica y recepción en un PC, se realizaba un filtrado digital de la señal cardíaca adquirida para obtener la señal ECG filtrada en el PC local. [4].

Palao Cruz, construyó un sistema IoT integrado con dispositivos eHealth para la detección automática de la VFC en el cual, se diseñó e implementó un sistema de monitorización continuo en tiempo real, el cual se basó en un sensor y un dispositivo móvil para la detección de problemas cardiovasculares relacionados con arritmias y trastornos en la FC. Como resultado de este proyecto, se ha logrado desarrollar un sistema de comunicaciones que permite a los pacientes con problemas cardiovasculares relacionados con arritmias llevar a cabo una monitorización constante de su ritmo cardíaco y detectar anomalías de manera efectiva. La implementación se basó en el uso del kit eHealth de Libelium y una placa Arduino para adquirir señales electrocardiográficas en tiempo real. Como resultado final, se implementó con éxito un sistema móvil basado en una aplicación Android que integra un algoritmo. Esta aplicación se comunica de manera inalámbrica mediante Bluetooth con el dispositivo Arduino para adquirir datos y mostrar los resultados de forma gráfica. Este

proyecto ha permitido proporcionar a los pacientes una herramienta efectiva para monitorear su salud cardiovascular y detectar arritmias de manera oportuna. [5].

Chanchi, propuso un sistema IoT para el monitoreo del ritmo cardíaco a través de pruebas de usabilidad. El sistema obtiene la VFC de manera periódica y mide el índice de estrés mental durante el momento de la prueba de usabilidad del usuario. Por medio de la implementación del sistema, se realizó un caso de estudio sobre las tareas que pudieron generar estrés mental a los usuarios, esto con el fin de medir el nivel de aceptación del producto. Como resultado del proyecto, se logró capturar datos de un cinturón bluetooth comercial, a pesar de la complejidad en la comunicación y procesamiento de los mismos, utilizando la herramienta "Gatttool" en segundo plano y analizando la trama de datos para extraer variables fisiológicas. Se destacan la generación de gráficas del nivel de estrés de los usuarios durante pruebas de usabilidad y la aplicación de algoritmos de minería de datos como J48 y K-Means para comprender el comportamiento del estrés mental en función del tiempo, aprovechando la librería "Weka." El estudio resaltó las dificultades de los usuarios para interactuar con el juego y orientarse en un entorno virtual, subrayando la pertinencia del sistema IoT en la evaluación de la aceptación de software por parte de los usuarios. [6]

Bryan, propuso un sistema IoT para el monitoreo de la actividad cardíaca en tiempo real en el cual se hace uso de la plataforma ubidots y hace el envío de datos cada medio segundo. Finalmente, se muestra en la plataforma la señal ECG identificándose el complejo QRS y las demás ondas que se deben mostrar en un ECG. En este proyecto se logró la implementación exitosa de un ECG inalámbrico mediante la tecnología IoMT, permitiendo la comunicación a través de Wi-Fi y la presentación de la señal en una interfaz gráfica. Esta propuesta abordó algunas desventajas de las técnicas de monitoreo ambulatorio tradicionales en términos de costo y comodidad para el paciente. La plataforma IoT utilizada es de fácil configuración y funciona a 500 muestras por segundo, aunque requiere aproximadamente 3

minutos para estabilizar la señal ECG. En general, el proyecto ofrece un sistema portátil de captación de señales electrocardiográficas, que es fácil de transportar y consume poca energía debido a su tamaño y peso, lo que permite tomar muestras en cualquier lugar con acceso a internet. Además, facilita la detección y captación de señales ECG para la transmisión segura, monitoreo posterior y diagnóstico por parte de profesionales de la salud, eliminando la necesidad de que el paciente salga de su hogar [7].

Viloria, R. y Bracho, desarrollaron un proyecto que cuenta con los siguientes parámetros: el objetivo principal es la creación de un prototipo de monitoreo cardiaco ambulatorio mediante la implementación de IoT. El dispositivo resultante posee la capacidad de estudiar la frecuencia cardíaca al amplificar, filtrar y acondicionar la señal cardíaca, gracias a su arquitectura y la disposición de tres electrodos en puntos específicos del cuerpo humano. Los datos recopilados son enviados a un servidor web en la nube a través de un módulo programable con conexión a internet vía WiFi. El software, fue desarrollado en Python y facilita la extracción y visualización de datos para el personal médico, incluyendo la representación gráfica de la señal cardíaca. La interfaz de adquisición de datos, presentada como un archivo ejecutable sin necesidad de instalación, permite la visualización de la señal y almacena automáticamente los datos en un servidor web phpMyAdmin, posibilitando el monitoreo continuo de un paciente durante una semana [8].

Arteaga Martín, se centró en implementar un sistema de monitoreo cardiaco a través de una aplicación móvil, con capacidad para enviar alertas en casos de anomalías. Se desarrolló un algoritmo preciso para estimar el ritmo cardiaco en diversas edades, facilitando a profesionales de la salud el seguimiento de pacientes cardiacos. Se realizaron mediciones en individuos con diferentes perfiles, desde problemas de sobrepeso e hipertensión hasta alta actividad física y sedentarismo. Los resultados respaldaron la eficacia del algoritmo en una variedad de smartphones, independientemente de la edad o condición física. La aceptación

del uso de herramientas tecnológicas para el monitoreo de signos vitales, especialmente a través de smartphones, se evidenció, estableciendo así bases para futuras investigaciones en la intersección de tecnología y cuidado de la salud [9].

Hernández, realizó un proyecto que consistió en la propuesta y desarrollo de un prototipo de infraestructura tecnológica basada en Internet de las cosas (IoT) para la supervisión de signos vitales en pacientes de un servicio de urgencias. Se buscó mejorar la toma de decisiones del personal médico y reducir los riesgos de salud de los usuarios. La implementación incluyó la monitorización permanente de signos vitales y la automatización del proceso de primera atención en urgencias. Se utilizó la metodología de desarrollo de software programación XP para guiar el proceso, considerando la participación activa de usuarios y clientes en el ámbito de la investigación de urgencias en el sector salud. El proyecto culminó con la construcción de un dispositivo electrónico de monitoreo IoT denominado DEMIoT y su evaluación, destacando la comodidad y la importancia asignada por los pacientes a este dispositivo [10].

H. Güvenç, realizó un dispositivo experimental que utiliza la placa de sensor AD8232 para obtener señales de ECG. El dispositivo, basado en placas Arduino y módulos inalámbricos de RF, transmite datos de ECG en tiempo real entre el transmisor y el receptor. Se aplicó un análisis de ruido de Matlab a las señales recibidas, destacando la capacidad de superar obstáculos y mantener la transmisión incluso con la disminución de la velocidad de bits de los módulos inalámbricos. El estudio se centra en la minimización del ruido en señales de baja amplitud y destaca la rentabilidad y la capacidad de funcionar en entornos con obstáculos del sistema propuesto, que es adecuado para redes corporales inalámbricas [11].

El prototipo de monitorización de la frecuencia cardíaca mediante IoT, con la tarjeta AD8232 y el microcontrolador Arduino Nano IoT 33, presenta innovaciones notables en comparación con trabajos similares. A diferencia de sistemas que utilizan tecnologías como

Zigbee, Bluetooth o plataformas específicas, este prototipo destaca por la elección de componentes asequibles y de fácil acceso. La integración de ThingSpeak para la transmisión a la nube añade flexibilidad y facilita el monitoreo remoto. En contraste con soluciones que requieren dispositivos especializados, la combinación de la tarjeta AD8232 y el Arduino Nano IoT 33 ofrece una alternativa eficiente y adaptable. La aplicación de estos elementos proporciona una solución portátil y de bajo consumo que supera algunas limitaciones de monitoreo ambulatorio tradicional. En resumen, el prototipo se distingue por su enfoque práctico, accesibilidad y capacidad para ofrecer una monitorización efectiva de la frecuencia cardíaca con un diseño eficiente y económico.

### **1.3 Planteamiento del problema**

Según un estudio realizado por la Universidad Nacional de Colombia [12], la evaluación económica de las tecnologías en salud ha tenido un alto impacto en las últimas décadas a nivel mundial. Estas tecnologías contemplan los medicamentos, equipos y procedimientos médicos que son usados en la atención en salud; sin embargo, hasta hace poco se empezó a emplear un mecanismo de evaluación que garantiza que su aplicación en este ámbito ofrezca mejores resultados y optimice costos para el sistema de salud y los usuarios, esto con la finalidad de que los recursos destinados por la sociedad sean empleados de manera eficiente y con una alta cobertura para toda la población.

En Colombia se ha buscado avanzar en el campo de las tecnologías en salud, pero en comparación a la tendencia mundial no se ha incursionado sustancialmente; aunque, en la ley 100 de 1993 incorpora la evaluación económica de las tecnologías en salud como herramienta del Comité Técnico de Medicamentos y Evaluación de Tecnología para instituir el Plan Obligatorio de Salud, el cual se definió a través de la adopción del sistema de beneficios y manual de tarifas del Instituto de Seguro Social, pero como el país no contaba con una metodología específica se pretendió reformar el sistema general de salud a través de la implementación de la ley 1438 de 2011, de la cual se crea el Instituto de Evaluación de

Tecnologías en Salud, con el fin de establecer la evaluación económica de tecnologías en salud; sin embargo, no ha sido un factor que mejore el sistema de salud colombiano ya que tanto la oferta como la demanda son bajas y por lo tanto, los costos de adquisición son elevados [12].

Los problemas de salud cardiovasculares que se desencadenan a partir de los malos hábitos o por razones congénitas, generan gran descenso en la población, por ello la necesidad de identificar posibles complicaciones en la salud de los pacientes de manera oportuna y eficiente.

El análisis de la VFC ha sido considerado como una herramienta para evaluar las condiciones cardiacas, de manera eficaz y autónoma con capacidad de predecir riesgos cardiovasculares. Para la evaluación de la función autonómica cardiaca se hace necesario hacer uso de este análisis, y aunque existen pocos estudios que justifiquen la relación de las enfermedades cardiovasculares con la VFC, esta se relaciona con enfermedades como la hipertensión arterial, diabetes y con los malos hábitos de vida [13].

Las actividades que realizan las diferentes partes del sistema nervioso autónomo intervienen en la génesis de las arritmias existentes. Por ello, se han realizado estudios de la variabilidad de la frecuencia cardiaca del balance autonómico los cuales indican información importante sobre arritmogénesis de diferentes patologías [14].

Debemos tener en cuenta que, en la actualidad se tienen problemas metodológicos en los niveles de referencia de la VFC en los dispositivos comerciales, debido a que esta varía según los diferentes grupos poblacionales. Por ello, diferentes sociedades médicas consideran la determinación de la VFC como técnica de investigación clínica y no como una técnica clínica de rutina [15].

#### **1.4 Justificación**

En el año 2013 la Organización Panamericana de Salud realizó un estudio a la par con la Organización Mundial de Salud sobre la mortalidad y morbilidad existente en América [14]. En este estudio, se evidencio que las enfermedades cardiovasculares tienen mayor relevancia con un 37,6%, estando inmersas las miocardiopatías y las enfermedades cardiovasculares las cuales son las más concurrentes. Este comportamiento es similar en nuestro País según los informes presentados por los periódicos del DANE y por el boletín de epidemiología de la Secretaría de Salud del departamento del Huila [14].

Por medio de la implementación de sistemas de evaluación que nos permita analizar la VFC se puede prevenir la mortalidad y morbilidad de la población. Es decir, que el estudio de la VFC es una herramienta viable para realizar un diagnóstico temprano en el ámbito del desarrollo de enfermedades ECV. Por ello, la implementación de un método de análisis y monitoreo facilita predecir diferentes afecciones desde una etapa temprana.

Actualmente, el único dispositivo que tiene la capacidad de evaluar la VFC es el Monitor Holter, aunque este dispositivo sólo es empleado para personas que ya han sufrido algún infarto o alguna falla cardiaca severa. Por ello la implementación de un sistema de monitoreo constante que no solo se especialice en la población que ya ha sido diagnosticada con anterioridad, sino que, se enfoque en la población que por razones congénitas o alteraciones anormales pueden llegar a sufrir un infarto o complicaciones severas a largo plazo.

El uso de la tecnología IoT permite el monitoreo continuo de los pacientes y está alineado con la resolución 2654 del 2019, la cual establece la telemonitorización como una herramienta de salud digital para apoyar y complementar los procesos de servicios de salud. La importancia de implementar un sistema que haga uso de IoT está dado por el fortalecimiento del área de la salud digital debido a que esta permite monitorear de manera remota y segura al paciente. Esta tecnología brinda la ventaja de almacenar los datos en la

nube, siendo estos datos accesibles para el profesional que está haciendo el seguimiento al paciente y conjuntamente se garantiza la conservación de la información ya que al ser almacenada en la nube se evita su pérdida y está disponible en cualquier momento.

## **1.5 Objetivos**

### ***1.5.1 Objetivo General***

Desarrollar e implementar un sistema basado en el internet de las cosas, para la adquisición de una señal electrocardiográfica y análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

### ***1.5.2 Objetivos específicos***

- Diseñar el sistema IoT para su posterior implementación.
- Implementar el sistema de bioinstrumentación de un canal para la adquisición y discretización de la señal ECG.
- Realizar el procesamiento digital de la señal ECG en la niebla, para su posterior envío a la nube.
- Generar los subsistemas de software para realizar la transmisión de datos desde el hardware en la niebla hacia la plataforma en la nube.
- Implementar una interfaz gráfica con los datos recibidos en la nube para realizar la monitorización de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.
- Comprobar la funcionalidad del sistema de monitorización de VFC, por medio de un dispositivo que genera señales de electrocardiograma, simulando tanto una salud cardíaca normal como diferentes cardiopatías.



# Capítulo 2. Marco Teórico

## 2.1 Variabilidad de la frecuencia cardiaca

### 2.1.1 *Electrocardiografía*

Para el estudio de la fisiología del corazón se hace uso de la electrocardiografía, esta es la técnica más usual debido a que es un método no invasivo para la realización del examen. Este estudio permite hacer el registro de la actividad eléctrica del corazón de manera superficial para posteriormente hacer un análisis de las formas de onda registradas como método de interpretación [16].

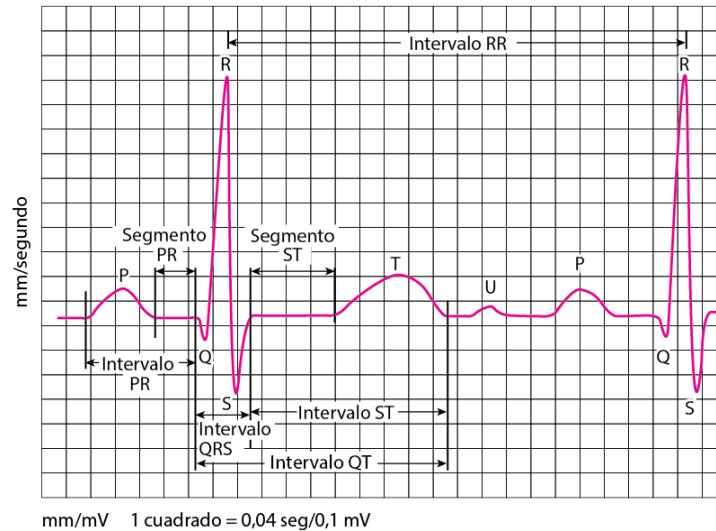
El electrocardiograma consiste en el registro de las señales eléctricas provenientes del corazón, este registro se hace por medio del uso de un dispositivo médico conocido como electrocardiógrafo, el cual está diseñado para mostrar la dirección y la magnitud de las corrientes eléctricas generadas por el corazón. Este equipo obtiene la resultante de todos los vectores que se generan en un momento específico a partir del uso de electrodos, esto se realiza debido a que las corrientes están fluyendo en diversas direcciones sobre el músculo cardíaco. El electrodo que se conecta sobre la piel del paciente debe estar conectado a otro electrodo por medio del electrocardiógrafo en donde la corriente que pasa por el equipo es medida por medio de un galvanómetro y posteriormente se transmite directamente al inscriptor con el fin de registrar las ondas y los complejos [17].

En un electrocardiograma se pueden observar divergencias a las que se les denominó ondas y complejos y fueron definidas por Guillermo Einthoven como ondas P, Q, R, S, T y U. La onda P se relaciona con la despolarización auricular; seguido de esta aparece el complejo QRS del cual se puede interpretar la propagación de la despolarización ventricular y por último la onda T representa la repolarización ventricular [16].

En cuanto a la onda U, existen tres teorías que buscan explicar su origen. La primera corresponde a la repolarización del sistema de Purkinje, la segunda a la repolarización de los músculos papilares y la tercera corresponde a la teoría del origen mecánico debido a que coincide con la fase de relajación isovolumétrica del ventrículo [17].

### Figura 1

#### *Ondas y complejos de la ECG*



*Nota.* Fuente: [18]

Como se muestra en la figura 1, en un ECG el espectro de señal va desde 0.01Hz hasta los 150 Hz. Y la amplitud típica en el complejo QRS es de 1 mV. Se puede observar la onda P, el complejo QRS y la onda T las cuales cuentan con la siguiente duración y amplitud:

**Onda P:** Tiene una duración entre 0,09 s y 0,11 s y una amplitud aproximada de 0,25 mV.

**Intervalo P-R:** Tiene una duración entre 0,11 s y 0,20 s.

**Complejo QRS:** Este complejo cuenta con ondas separadas y por ello tienen una estimación diferente; en donde el complejo tiene una duración entre 0,07 s y 0,11 s. La onda R puede alcanzar los 1,60 mV, y la onda Q está alrededor del 25% de la amplitud de R.

**Intervalo Q-T:** Cuenta con una duración que se encuentra entre 0,35 s a 0,44 s.

**Segmento ST:** Esta onda se caracteriza generalmente por ser isoeletrica en los ECG normales. Cuenta un intervalo de tiempo de entre 0,05 s a 0,15 s.

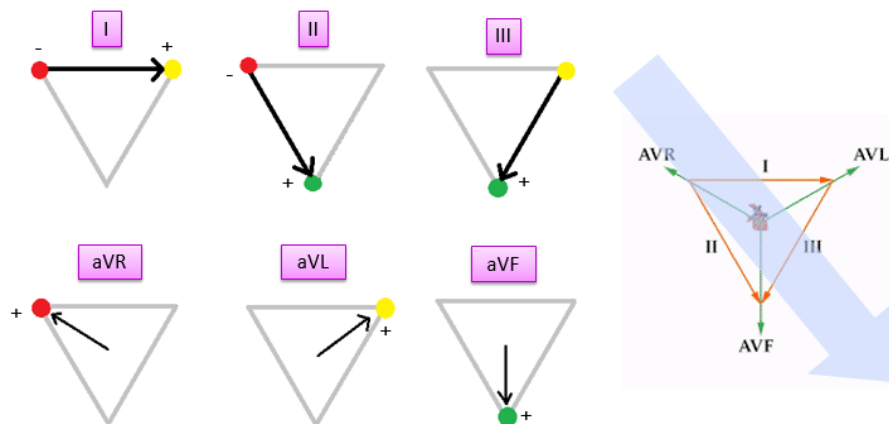
**Onda T:** Está entre 0,1 a 0,5 mV [18].

### ***Derivaciones***

En un ECG convencional podemos encontrar que este cuenta con 12 derivaciones, de las cuales 6 de ellas registran la actividad eléctrica del corazón desde el plano frontal del paciente (derivaciones de los miembros), y las otras 6 registran la actividad eléctrica desde un plano transversal (derivaciones precordiales) [19].

**Figura 2**

*Triángulo de Einthoven.*



*Nota.* Tomado de: [19]

De la figura 2 se puede analizar que en un ECG de 12 derivaciones se presenta una morfología positiva (ascendente) y negativa (descendente) en el complejo QRS. Esto se da porque todas las derivaciones del ECG cuentan con un electrodo positivo y otro negativo que actúa como sujeción. El electrodo positivo se dirige hacia el electrodo negativo con el fin de detectar si hay alguna corriente que se esté acercando o alejando del electrodo positivo [20].

### Derivaciones estándar:

- **Derivación I:** Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y el brazo derecho.
- **Derivación II:** Registra la diferencia de potencial entre el pie izquierdo y el brazo derecho.
- **Derivación III:** Registra la diferencia de potencial entre el pie y el brazo izquierdos.

### Derivaciones precordiales:

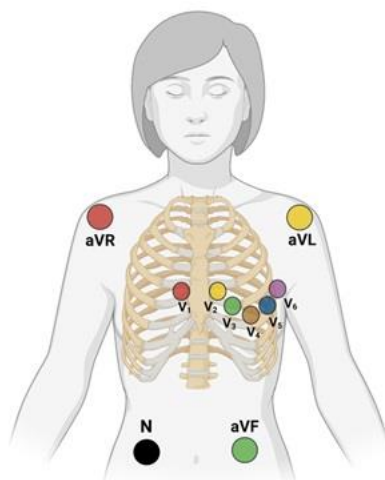
Estas se colocan en el pecho y proporcionan una vista anterior del corazón.

- **V1:** Colocada en el cuarto espacio intercostal derecho, junto al esternón.
- **V2:** Colocada en el cuarto espacio intercostal izquierdo, junto al esternón.
- **V3:** Colocada entre V2 y V4.
- **V4:** Colocada en el quinto espacio intercostal izquierdo, en la línea medio-clavicular.
- **V5:** Colocada en la línea axilar anterior en el mismo nivel que V4.
- **V6:** Colocada en la línea axilar media en el mismo nivel que V4 y V5.

Estas derivaciones permiten obtener una visión completa de la actividad eléctrica del corazón desde diferentes perspectivas, lo que ayuda en el diagnóstico de trastornos cardíacos [21].

### Figura 3

*Derivaciones precordiales.*



*Nota.* Tomado de: [22]

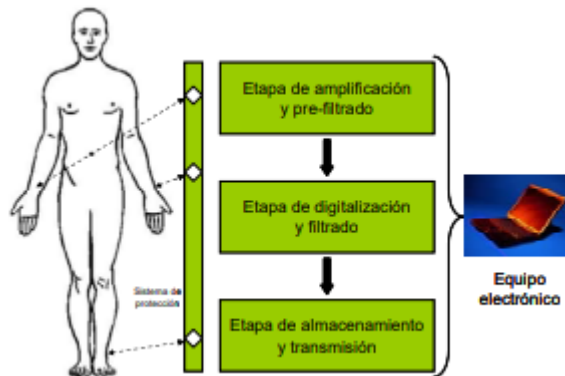
### ***2.1.2 Adquisición y procesamiento de la señal ECG***

El electrocardiógrafo debe tener la capacidad de identificar no solo señales de una intensidad extremadamente baja, que oscilan entre 0,5 mV y 5,0 mV, sino también un componente de corriente continua que puede alcanzar hasta 300 mV (esto resulta del contacto de los electrodos con la piel) y un componente de modo común que puede llegar hasta 1,5 V, generado por el potencial existente entre los electrodos y el suelo. El ancho de banda efectivo de una señal ECG varía según su aplicación y puede situarse en un rango de 0,5 a 100 Hz, y en ocasiones incluso llegar a 1 kHz. Normalmente, se ubica alrededor de 1 mV pico a pico, incluso cuando hay una presencia significativa de ruido externo de alta frecuencia, interferencia de 50 o 60 Hz y potencial de desplazamiento de corriente continua en los electrodos. Otras fuentes de interferencia comprenden movimientos que afectan la interfaz entre la piel y el electrodo, contracciones musculares o picos electromiográficos, patrones de respiración (que pueden ser regulares o esporádicos), interferencia electromagnética (EMI) y ruido proveniente de otros dispositivos electrónicos que estén conectados en la entrada [23].

La adquisición de la señal ECG se hace a partir de la ubicación de los electrodos sobre la piel en las respectivas derivaciones de los miembros mencionadas anteriormente, Por lo general, para el proceso de adquisición de una señal ECG se tiene en cuenta el esquema básico que debe componer a un dispositivo de electrocardiografía en su estructura interna. Este proceso se muestra en la figura (4) y se describe a continuación:

#### Figura 4

Diagrama de un sistema de adquisición de señales ECG.



Nota. Tomado de:[23]

La etapa de **preamplificación y filtrado** en un dispositivo se utiliza para mejorar y acondicionar una señal eléctrica o electrónica que proviene de una fuente, como un sensor, un micrófono, una antena u otro dispositivo de entrada. Esta etapa cumple varias funciones esenciales:

**Amplificación:** La función principal de la etapa de preamplificación es aumentar la amplitud<sup>1</sup> de la señal de entrada, lo que es especialmente importante cuando la señal es débil o necesita ser amplificada para un procesamiento posterior. La amplificación ayuda a aumentar la relación señal-ruido (SNR), lo que significa que la señal de interés se vuelve más fuerte en comparación con cualquier ruido no deseado que pueda estar presente [21].

**Filtrado:** El filtrado en esta etapa se utiliza para eliminar o atenuar las componentes no deseadas de la señal, como el ruido, las frecuencias fuera del rango de interés o las interferencias. Los filtros pueden ser pasivos (como filtros de paso alto, paso bajo o paso de banda) o activos (utilizando componentes electrónicos como amplificadores operacionales) [21].

**Acondicionamiento de la señal:** La etapa de preamplificación y filtrado también puede realizar otras funciones de acondicionamiento de la señal, como la corrección de la

impedancia de entrada y salida, la adaptación de niveles de voltaje o corriente, y la compensación de desviaciones de fase, todo lo cual garantiza que la señal esté en una forma adecuada para el procesamiento posterior [21].

**Mejora de la calidad de la señal:** La etapa de preamplificación y filtrado se utiliza para mejorar la calidad de la señal de entrada, haciéndola más adecuada para su posterior procesamiento, análisis o transmisión. Esto es esencial en una amplia gama de aplicaciones, desde la industria de la música y el audio hasta la medicina, la comunicación inalámbrica, la electrónica de instrumentación y muchos otros campos [21].

La etapa de preamplificación y filtrado es crucial para acondicionar y preparar una señal de entrada para su procesamiento o uso, garantizando que sea adecuada en términos de amplitud, calidad y contenido de frecuencia, mientras minimiza el ruido y las interferencias no deseadas.

La etapa de **almacenamiento y transmisión** en un dispositivo se utiliza para gestionar y controlar el flujo de datos dentro del dispositivo y para permitir la comunicación de esos datos con otros dispositivos o sistemas. Esta etapa desempeña un papel crucial en diversas aplicaciones y se utiliza para los siguientes propósitos:

**Almacenamiento de datos:** La función principal de esta etapa es almacenar temporalmente los datos que se generan o reciben en el dispositivo. Esto permite que los datos se guarden para su posterior procesamiento, análisis o uso. El almacenamiento puede llevarse a cabo en una variedad de formas, como en memoria RAM, memoria flash, discos duros, tarjetas de memoria u otros medios de almacenamiento [23].

**Gestión de datos:** La etapa de almacenamiento también implica la organización y gestión de los datos almacenados. Esto incluye la asignación de espacio de almacenamiento, la indexación de datos para facilitar su recuperación y la administración de la memoria para garantizar un uso eficiente de los recursos [23].

**Transmisión de datos:** Además del almacenamiento, esta etapa se encarga de enviar datos desde el dispositivo a otros dispositivos o sistemas externos. Esto puede implicar la transmisión de datos a través de una variedad de interfaces, como conexiones inalámbricas (WiFi, Bluetooth, etc.), conexiones por cable (USB, Ethernet, HDMI, etc.) o incluso comunicación de red a través de Internet [23].

**Interconexión de dispositivos:** La transmisión de datos permite la interconexión de dispositivos, lo que permite la comunicación y el intercambio de información entre ellos. Esto es esencial en aplicaciones como redes de computadoras, dispositivos IoT (Internet de las cosas), sistemas de control, comunicaciones móviles, y muchas otras áreas donde los dispositivos necesitan compartir datos y trabajar juntos [23].

**Sincronización de datos:** En algunas aplicaciones, la etapa de almacenamiento y transmisión también se encarga de sincronizar datos entre dispositivos o sistemas para garantizar que todos tengan la información más actualizada y precisa [23].

La etapa de almacenamiento y transmisión en un dispositivo es fundamental para la gestión y distribución eficiente de datos. Permite que los datos se almacenen de manera temporal o permanente, se transmitan a otros dispositivos o sistemas, y se gestionen de manera que estén disponibles cuando sea necesario y en la forma adecuada. Esta etapa es esencial en una amplia variedad de aplicaciones tecnológicas, desde dispositivos móviles y computadoras hasta sistemas de control industrial y dispositivos IoT.



## **2.2 Procesamiento digital de señales biológicas**

### ***2.2.1 Filtros digitales***

Un filtro digital se refiere a un proceso computacional en el cual una señal muestreada o secuencia numérica, actuando como entrada, se transforma en otra secuencia numérica denominada señal de salida. Esta transformación busca modificar el espectro de frecuencia de la señal discreta de entrada, de manera similar a un filtro analógico sobre una señal continua. El proceso puede corresponder a un filtro pasa-alto, pasa-bajo, de rechazo de frecuencia, entre otros [24].

Las ventajas clave del filtrado digital en comparación con el filtrado analógico incluyen la invariabilidad ante cambios en las características del filtro debido a variaciones en componentes por temperatura o envejecimiento. Además, ofrece una gran flexibilidad, ya que la respuesta del filtro puede ajustarse mediante cambios en los valores numéricos de los coeficientes. Se elimina la necesidad de calibración periódica, se logra una precisión notable limitada únicamente por el número de dígitos involucrados en el cálculo, y, al implementarse en circuitos integrados, los filtros digitales son compactos, consumen baja potencia, tienen poco peso y son relativamente económicos.

### ***2.2.2 Tipos de Filtros Digitales***

Existen diversos tipos de filtros digitales, clasificables según su respuesta en frecuencia y método de diseño. Los filtros FIR utilizan una respuesta finita al impulso, siendo simétricos y de implementación sencilla, comúnmente empleados en audio y procesamiento de señales. Por otro lado, los filtros IIR tienen una respuesta infinita al impulso, siendo más complejos pero ofreciendo una eficiente respuesta en frecuencia [25].

Los filtros de Chebyshev minimizan la variación en la banda de paso o rechazo, pudiendo ser tipo I, con caída abrupta, o tipo II, con transición suave. Los filtros de Butterworth presentan una respuesta plana en la banda de paso y caída suave en la de rechazo, siendo útiles en aplicaciones que requieren uniformidad en la respuesta de frecuencia [25].

Los filtros de Bessel tienen una respuesta casi lineal en la banda de paso y transición gradual hacia la de rechazo, ideales para aplicaciones que demandan mínima distorsión y respuesta temporal uniforme [25].

### **2.3 Relación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) y las enfermedades cardiovasculares.**

La variabilidad de la frecuencia cardíaca (Heart Rate Variability) se refiere a las variaciones en el intervalo de tiempo entre los latidos del corazón, es decir, la variación en la frecuencia cardíaca a lo largo del tiempo. Esta variabilidad es una medida importante de la salud del sistema cardiovascular y se ha relacionado con las enfermedades cardiovasculares de varias maneras:

**Marcador de salud cardiovascular:** La HRV se considera un marcador de la salud del sistema nervioso autónomo, que regula el ritmo cardíaco. Un aumento en la variabilidad de la frecuencia cardíaca generalmente se asocia con una mejor salud cardiovascular, mientras que una disminución en la variabilidad puede ser un indicio de disfunción en el sistema nervioso autónomo, que a su vez puede estar relacionado con enfermedades cardiovasculares [9].

**Predicción de riesgo cardiovascular:** Estudios científicos han demostrado que una disminución en la HRV está asociada con un mayor riesgo de enfermedades cardiovasculares, como enfermedad coronaria, insuficiencia cardíaca y arritmias. La HRV se ha utilizado como

un predictor de riesgo independiente de eventos cardiovasculares adversos, lo que significa que una menor HRV se asocia con un mayor riesgo de sufrir problemas cardíacos en el futuro [9].

**Evaluación de la función autonómica:** La HRV se utiliza para evaluar la función del sistema nervioso autónomo, que regula la respuesta del corazón a diferentes situaciones y estados fisiológicos. Una disminución en la variabilidad puede ser un signo de desequilibrio en el sistema autónomo, lo que puede contribuir al desarrollo de enfermedades cardiovasculares [9].

**Estrés y enfermedades cardiovasculares:** La HRV también se ha relacionado con el estrés y la ansiedad, ya que el sistema nervioso autónomo responde a situaciones de estrés. El estrés crónico puede contribuir al desarrollo de enfermedades cardiovasculares, y la HRV puede ser una herramienta útil para evaluar el impacto del estrés en la salud cardiovascular [9].

La variabilidad de la frecuencia cardíaca es una medida importante de la salud cardiovascular y se ha relacionado con las enfermedades cardiovasculares de varias maneras. Una HRV reducida se asocia comúnmente con un mayor riesgo de enfermedades cardíacas y puede ser un indicador de disfunción en el sistema nervioso autónomo, el estrés crónico u otros factores que contribuyen a la enfermedad cardiovascular. Sin embargo, es importante señalar que la relación entre la HRV y las enfermedades cardiovasculares es compleja y puede estar influenciada por múltiples factores, por lo que se utiliza junto con otras evaluaciones clínicas para una evaluación completa de la salud del corazón [9].

### 2.3.1 Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca

El análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es una herramienta importante para evaluar la salud cardiovascular y el funcionamiento del sistema nervioso autónomo. A continuación, se presentan los pasos generales que se utilizan para realizar un análisis de HRV:

**Recopilación de datos de frecuencia cardíaca:** Para llevar a cabo el análisis de HRV, primero se debe recopilar los datos de la frecuencia cardíaca. Esto se puede hacer mediante un electrocardiograma (ECG) o mediante dispositivos portátiles de monitorización de la frecuencia cardíaca, como relojes inteligentes o grabadoras de eventos cardiacos.

**Preprocesamiento de los datos:** Es importante preprocesar los datos de frecuencia cardíaca para eliminar artefactos y asegurarse de que los datos sean de alta calidad. Esto puede incluir la eliminación de latidos ectópicos o interferencias causadas por el movimiento.

**Segmentación de los datos:** Los datos de frecuencia cardíaca se dividen en segmentos de tiempo (por ejemplo, intervalos de 5 minutos) para su análisis. Estos segmentos se denominan "ventanas" y se utilizan para calcular las métricas de HRV.

**Cálculo de métricas de HRV:** En cada ventana de tiempo, se calculan diversas métricas de HRV. Las métricas más comunes incluyen:

**Métricas en el dominio del tiempo:** Estas métricas evalúan las variaciones en los intervalos de tiempo entre latidos cardiacos. Algunas de las métricas más utilizadas son la desviación estándar de los intervalos RR (SDNN), la raíz cuadrada de la media de las diferencias al cuadrado entre intervalos sucesivos (RMSSD) y el porcentaje de diferencias de intervalos RR que son mayores que 50 ms (pNN50) [26].

**Fórmula para PRR50:**

$$PRR50 = ((N_{rr} > 50) / (T_{rr})) * 100 \quad (1)$$

$$\text{PRR50} = (\text{Número de pares de intervalos RR con diferencias} > 50 \text{ ms} / \text{Total de pares de intervalos RR}) * 100$$

Esta métrica calcula la proporción de pares de intervalos RR (intervalos entre latidos cardíacos sucesivos) que tienen una diferencia superior a 50 milisegundos. En otras palabras, mide cuántos intervalos RR muestran variaciones sustanciales en su duración en relación con el umbral de 50 ms. Luego, esta proporción se multiplica por 100 para expresar el resultado como un porcentaje del total de pares de intervalos RR en la serie temporal.

### **Fórmula para RMSSD**

$$\text{RMSSD} = \sqrt{\frac{\sum x^2}{N}} \quad (2)$$

$$\text{RMSSD} = \sqrt{(\text{Promedio de (Diferencias al cuadrado entre intervalos RR sucesivos)})}$$

RMSSD se calcula en varias etapas. Primero, se toma la serie temporal de intervalos RR y se calculan las diferencias entre cada intervalo RR sucesivo. Luego, estas diferencias se elevan al cuadrado, se promedian y finalmente se toma la raíz cuadrada del promedio. Esto proporciona una medida de la variabilidad de corto plazo de la frecuencia cardíaca, reflejando cuánto varían estos intervalos en términos de sus diferencias al cuadrado.

**Métricas en el dominio de la frecuencia:** Estas métricas descomponen la variabilidad en diferentes bandas de frecuencia, como la banda de alta frecuencia (HF) y la banda de baja frecuencia (LF). El análisis en el dominio de la frecuencia utiliza transformaciones matemáticas, como la transformada de Fourier, para calcular la potencia en estas bandas de frecuencia [26].

**Interpretación de los resultados:** Una vez que se calculan las métricas de HRV, se interpretan en el contexto clínico. Un patrón específico de HRV puede indicar la salud del

sistema nervioso autónomo y proporcionar información sobre el riesgo de enfermedades cardiovasculares u otros trastornos.

**Comparación con valores de referencia:** A menudo, los resultados de HRV se comparan con valores de referencia para determinar si están dentro de un rango saludable o si indican un problema potencial.

**Integración en la evaluación clínica:** El análisis de HRV se utiliza en combinación con otros datos clínicos y pruebas para una evaluación completa de la salud cardiovascular y el sistema nervioso autónomo.

Es importante señalar que el análisis de HRV es una herramienta compleja y suele requerir software especializado para llevar a cabo los cálculos de manera eficiente. Además, su interpretación precisa a menudo se realiza en un entorno clínico por profesionales de la salud capacitados [26].

## 2.4 Sistema IoT/IoE

### 2.4.1 *Internet de las cosas en medicina (IoMT)*

El Internet de las Cosas en Medicina es una aplicación específica del Internet de las Cosas (IoT) en el campo de la atención médica y la medicina. El IoMT se refiere a la interconexión de dispositivos médicos, sensores, equipos clínicos y sistemas de salud a través de Internet con el objetivo de recopilar, transmitir y analizar datos de salud en tiempo real [21]. A continuación, se describen algunas características clave y aplicaciones del IoMT en medicina:

**Monitoreo de pacientes:** Los dispositivos IoMT permiten el monitoreo continuo de pacientes en entornos hospitalarios y domiciliarios. Esto incluye la supervisión de signos vitales como la frecuencia cardíaca, la presión arterial, la saturación de oxígeno y la temperatura. Los datos se transmiten en tiempo real a los profesionales de la salud, lo que

facilita la detección temprana de cambios en la salud del paciente y la toma de decisiones médicas más informadas [27].

**Dispositivos ponibles (wearables):** Los dispositivos ponibles, como relojes inteligentes, pulseras de actividad y sensores de glucosa en sangre, forman parte del IoMT y permiten a las personas monitorear su propia salud y bienestar. Estos dispositivos pueden proporcionar datos sobre la actividad física, el sueño, la frecuencia cardíaca y otros parámetros de salud [27].

**Telemedicina y consultas a distancia:** El IoMT facilita las consultas médicas a distancia a través de videoconferencias y el intercambio de datos médicos en tiempo real. Esto es especialmente útil en áreas remotas o para pacientes con movilidad limitada.

**Gestión de enfermedades crónicas:** El IoMT es valioso en el manejo de enfermedades crónicas como la diabetes, la hipertensión y las enfermedades cardiovasculares. Los dispositivos pueden rastrear constantemente los niveles de azúcar en sangre, la presión arterial y otros indicadores clave, lo que permite un seguimiento proactivo y la personalización de la atención [27].

**Registro de datos de salud:** Los dispositivos IoMT pueden recopilar y almacenar grandes cantidades de datos de salud a lo largo del tiempo. Esto permite el análisis de tendencias y patrones de salud, lo que puede ser útil para la investigación médica y la toma de decisiones clínicas [27].

**Seguridad y privacidad:** Dado que los datos de salud son altamente sensibles, el IoMT también se enfoca en garantizar la seguridad y la privacidad de estos datos. Se utilizan medidas de seguridad robustas, como la encriptación y la autenticación, para proteger la información del paciente.

El Internet de las Cosas en Medicina (IoMT) está transformando la forma en que se presta atención médica al permitir la recopilación, transmisión y análisis de datos de salud en tiempo real. Esto conduce a una atención más personalizada, una detección temprana de problemas de salud y una gestión más eficiente de enfermedades crónicas, lo que en última instancia mejora la calidad de la atención médica y la vida de los pacientes [27].

### ***2.4.2 Plataformas IoT***

Las plataformas IoT (Internet de las Cosas) son conjuntos de herramientas y servicios que facilitan el desarrollo, la implementación y la gestión de aplicaciones y dispositivos IoT. Estas plataformas proporcionan una serie de funcionalidades esenciales para la creación y operación de soluciones IoT [28]. Estas plataformas cuentan con una serie de características y se describen a continuación:

**Conectividad:** Las plataformas IoT ofrecen capacidades de conectividad que permiten que los dispositivos IoT se comuniquen con la nube o entre sí. Esto incluye protocolos de comunicación, gestión de dispositivos y adaptadores para diversos tipos de conectividad, como Wi-Fi, Bluetooth, Zigbee, LoRa y 5G [28].

**Recopilación de datos:** Estas plataformas permiten la recopilación, el almacenamiento y la gestión de datos de dispositivos IoT. Pueden incluir bases de datos, sistemas de almacenamiento en la nube y servicios de streaming para datos en tiempo real.

**Procesamiento de datos:** Las plataformas IoT ofrecen herramientas para el procesamiento y análisis de datos recopilados. Esto puede incluir motores de reglas, análisis de datos en tiempo real, aprendizaje automático y capacidades de inteligencia artificial para extraer información significativa de los datos.



**Seguridad:** La seguridad es fundamental en IoT. Las plataformas IoT brindan medidas de seguridad, como autenticación de dispositivos, encriptación de datos, control de acceso y detección de amenazas para proteger la integridad y la confidencialidad de la información.

**Gestión de dispositivos:** Facilitan la gestión remota de dispositivos IoT, lo que incluye la configuración, la actualización de firmware, la monitorización de estado y la capacidad de gestionar flotas de dispositivos IoT de manera eficiente.

**Interfaz de usuario y paneles de control:** Proporcionan herramientas para la creación de interfaces de usuario personalizadas y paneles de control que permiten a los usuarios supervisar y controlar dispositivos IoT, visualizar datos y tomar decisiones informadas.

**Escalabilidad:** Las plataformas IoT deben ser escalables para manejar un gran número de dispositivos y datos a medida que una solución IoT crece.

**Compatibilidad con estándares:** Deben ser compatibles con estándares de la industria y protocolos de comunicación para garantizar la interoperabilidad entre diferentes dispositivos y sistemas IoT.

**Integración con otros sistemas:** Las plataformas IoT a menudo se integran con otros sistemas empresariales, como sistemas de gestión empresarial (ERP) y sistemas de información geográfica (GIS) [28].

Existen diferentes plataformas IoT disponibles en el mercado, cada una con sus propias características y enfoques específicos. A continuación, se mencionan algunas de las plataformas IoT más conocidas.

**AWS IoT Core:** Ofrecido por Amazon Web Services (AWS), AWS IoT Core es una plataforma de nube que proporciona servicios de conectividad, administración de dispositivos, seguridad y procesamiento de datos para aplicaciones IoT. Es parte de la suite de servicios IoT de AWS.

**Azure IoT:** Microsoft Azure IoT ofrece una amplia gama de herramientas y servicios para desarrollar, implementar y administrar soluciones IoT. Incluye Azure IoT Hub para la administración de dispositivos y Azure IoT Central para soluciones IoT más simples.

**Google Cloud IoT Core:** Google Cloud IoT Core es parte de la plataforma de Google Cloud y proporciona capacidades de administración de dispositivos, conectividad y escalabilidad para aplicaciones IoT.

**IBM Watson IoT:** IBM Watson IoT combina capacidades de análisis de datos y aprendizaje automático con servicios de conectividad y administración de dispositivos. Ayuda a las organizaciones a extraer información de los datos de sus dispositivos IoT.

**ThingSpeak:** ThingSpeak es una plataforma de código abierto de MathWorks que permite la recopilación, el análisis y la visualización de datos de sensores y dispositivos IoT. Es particularmente popular entre los usuarios de dispositivos Arduino y Raspberry Pi.

**Losant:** Losant es una plataforma IoT basada en la nube que se centra en la creación de aplicaciones IoT personalizadas mediante una interfaz de arrastrar y soltar. Ofrece herramientas para la gestión de dispositivos, el análisis de datos y la creación de paneles de control.

**Particle:** Particle ofrece una plataforma IoT que incluye hardware, software y servicios en la nube para desarrollar y gestionar aplicaciones IoT. Está dirigido tanto a empresas como a desarrolladores individuales.

**PlatformIO:** Esta plataforma de desarrollo de código abierto que se utiliza comúnmente para programar microcontroladores y dispositivos IoT. Ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) y es compatible con una amplia variedad de hardware.

**Cisco IoT:** Cisco ofrece soluciones IoT completas, que incluyen hardware de red, servicios en la nube y software para conectividad y administración de dispositivos IoT.

**Bosch IoT Suite:** Bosch proporciona una plataforma IoT completa que abarca la conectividad, la administración de dispositivos, el análisis de datos y otras funcionalidades para aplicaciones IoT industriales y de consumo.

Estas son solo algunas de las muchas plataformas IoT disponibles. La elección de la plataforma adecuada dependió de los requisitos específicos del proyecto que se desea realizar, como el tipo de dispositivos, los servicios requeridos y las necesidades de escalabilidad y seguridad [28].

## **2.5 Características técnicas específicas de los dispositivos usados.**

### ***2.5.1 Arduino Nano IoT 33***

Para llevar a cabo este proyecto, se realizó un análisis de las tarjetas electrónicas disponibles, evaluando su eficiencia en relación con las especificaciones requeridas y los objetivos del proyecto. Como resultado de este análisis, se optó por seleccionar la tarjeta Arduino Nano IoT 33 como la plataforma principal para la implementación del sistema de monitorización de la VFC en una plataforma IoT. A continuación, se presentan las razones que fundamentaron esta elección:

**Conectividad IoT nativa:** Este dispositivo está específicamente diseñado para proyectos IoT, lo que significa que tiene conectividad WiFi y Bluetooth integrada para una fácil comunicación con otros dispositivos y la nube [29].

**Potencia de procesamiento:** El Arduino Nano IoT 33 está equipado con un procesador ARM Cortex-M0+ que proporciona suficiente potencia de procesamiento para manejar aplicaciones de monitorización y recopilación de datos [29].

**Tamaño compacto:** Su tamaño compacto facilita la integración en dispositivos y sensores para la monitorización, lo que es especialmente útil en aplicaciones IoT donde el espacio es un factor importante.

**Facilidad de programación:** Arduino IDE es ampliamente utilizado y cuenta con una gran comunidad de desarrolladores, lo que facilita la programación y la disponibilidad de bibliotecas y ejemplos.

**Compatibilidad con sensores:** Puedes conectar fácilmente una variedad de sensores a esta placa para recopilar datos de variabilidad, como sensores de temperatura, humedad, presión, acelerómetros, etc [29].

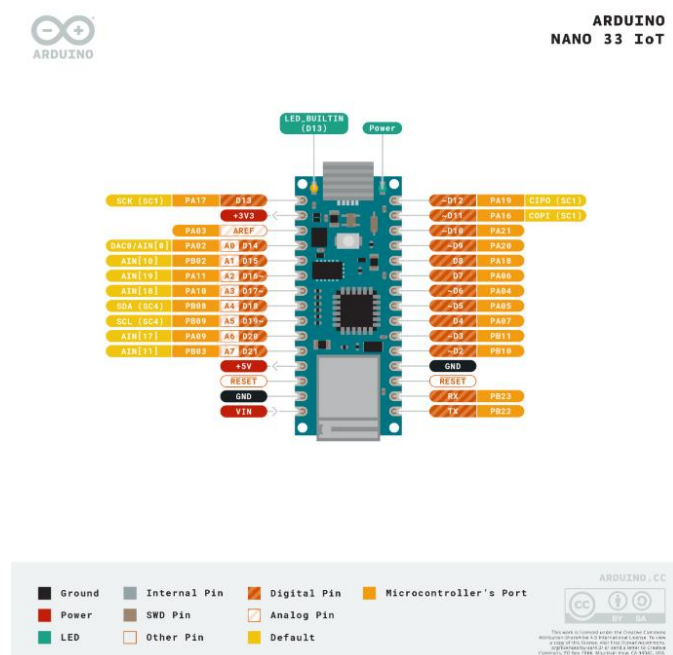
**Integración con la nube:** Arduino Nano IoT 33 se integra bien con servicios en la nube, lo que facilita el almacenamiento y análisis de datos recopilados en una plataforma IoT [29].

**Eficiencia energética:** Tiene una administración de energía eficiente, lo que es esencial para proyectos IoT alimentados por batería.

**Documentación y comunidad:** Arduino cuenta con una amplia documentación y una comunidad activa, lo que es útil al abordar desafíos en el proyecto.

**Figura 5**

Pinout del Arduino Nano IoT 33



*Nota.* Tomada de: [29]

### 2.5.2 Módulo AD8232

La elección de la tarjeta AD8232 para llevar a cabo el proyecto de monitorización de la VFC se puede ver respaldada por las siguientes razones:

**Especialización en electrocardiogramas (ECG):** El AD8232 está diseñado específicamente para medir señales ECG, lo que lo convierte en una opción idónea para proyectos de monitorización de la VFC que requieren alta precisión en las mediciones cardíacas [30].

**Amplificación de señal:** El AD8232 incluye amplificadores de señal integrados que garantizan una amplificación precisa de las señales cardíacas débiles, permitiendo una detección eficiente de la VFC.

**Fácil integración:** La tarjeta AD8232 es fácil de conectar a microcontroladores y placas Arduino, lo que simplifica la implementación en un proyecto de IoT.

**Filtrado de ruido:** Ofrece filtros para reducir interferencias y ruido en las señales ECG, lo que mejora la calidad de las mediciones.

**Eficiencia energética:** El bajo consumo de energía del AD8232 es ventajoso en proyectos IoT alimentados por batería, ya que prolonga la duración de esta.

**Disponibilidad de recursos:** Existen bibliotecas y documentación disponibles para facilitar la implementación y programación con el AD8232 en proyectos de monitorización de la VFC.

Para la realización de la conexión eléctrica entre el Arduino nano IoT 33 con el módulo AD8232 se deben tener en cuenta el funcionamiento de cada uno de los pines del integrado [30]. A continuación, se describen la funcionalidad de los pines del módulo AD8232:

El módulo AD8232 funciona con 3 electrodos y cuenta con 6 pines, de los cuales dos de ellos son de alimentación (GND y 3.3 v), los otros 4 pines corresponden a:

**Lo+:** Su función es indicar si el electrodo positivo (+) se encuentra conectado al paciente.

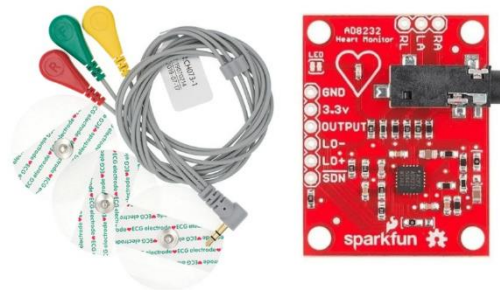
**Lo-:** Su función es indicar si el electrodo negativo (-) se encuentra conectado al paciente.

**SDN:** Es el pin que permite activar y desactivar el módulo.

**Output:** Es el pin de salida. Nos permite leer la señal ECG que nos entrega el módulo.

**Figura 6**

Configuración de pines



*Nota.* Tomado de: [30]

**Tabla 1**

Conexiones de tablero para Arduino del AD8232

Etiqueta de la placa	Función pin	Conexión Arduino
GND	Suelo	GND
3.3 V	Fuente de alimentación	3.3 V
Salida	Señal de la salida	A7
LO-	Detectar electrodo - conectado	No utilizado

LO+	Detectar electrodo + conectado	No utilizado
SND	Activar/desactivar	3.3 V

---

*Nota.* Tomado de: [30].

### ***2.5.3 Batería de Polímero de Litio (LiPo):***

La elección de la batería de polímero de litio (LiPo) de una sola celda para alimentar la tarjeta Arduino y el AD8232 se hace por las siguientes razones:

**Tamaño compacto:** Las baterías LiPo son conocidas por su diseño delgado y liviano, lo que facilita la portabilidad y la integración en dispositivos compactos.

**Tensión adecuada:** Una sola celda LiPo proporciona una tensión nominal de 3.7 voltios, lo que es compatible con la mayoría de las tarjetas Arduino y dispositivos electrónicos de bajo consumo.

**Recargabilidad:** Las baterías LiPo son recargables, lo que permite una fuente de alimentación continua sin la necesidad de reemplazar las baterías con regularidad.

**Capacidad de almacenamiento de energía:** A pesar de su tamaño compacto, las baterías LiPo pueden proporcionar una capacidad de almacenamiento de energía considerable para un tiempo de funcionamiento prolongado.

**Eficiencia energética:** Las baterías LiPo tienen una eficiencia energética significativa y ofrecen una salida de voltaje constante durante la descarga.

**Seguridad:** Las baterías LiPo están diseñadas con características de seguridad, como protección contra sobrecarga y cortocircuitos, para garantizar un funcionamiento seguro.

**Facilidad de carga y gestión:** La carga y la gestión de baterías LiPo son relativamente sencillas, y existen cargadores y circuitos de protección disponibles para su uso seguro.

**Figura 7**  
Batería LiPo



*Nota:* Tomado de: [25]

#### ***2.5.4 Plataforma IoT Thingspeak***

El motivo de optar por la plataforma ThingSpeak radica en su capacidad para alinearse con los objetivos del proyecto, sustentado en las siguientes razones:

**Facilidad de uso:** ThingSpeak es conocida por su interfaz de usuario intuitiva y amigable, lo que facilita la configuración y visualización de datos en tiempo real.

**Integración con IoT:** Está diseñada específicamente para proyectos IoT, lo que la hace compatible con una amplia variedad de dispositivos y sensores, incluyendo los utilizados en la monitorización de la VFC.

**Almacenamiento de datos:** ThingSpeak ofrece almacenamiento gratuito de datos, lo que es esencial para retener y analizar registros históricos de variabilidad cardíaca.



**Gráficos y visualización:** Proporciona herramientas para crear gráficos y paneles personalizados que facilitan la visualización de los datos de VFC de una manera comprensible.

**Integración con MATLAB:** ThingSpeak está vinculada con MATLAB, lo que permite un análisis de datos avanzado y personalizado para profundizar en las métricas de VFC.

**Acceso a través de API:** Ofrece una API abierta que permite una integración sencilla con otras aplicaciones y servicios, lo que puede ser valioso para ampliar las capacidades del proyecto.

**Escalabilidad:** ThingSpeak es escalable y puede adaptarse a proyectos de monitorización de VFC tanto a pequeña como a gran escala.

## Capítulo 3. Metodología

El presente trabajo de grado tiene una estructura metodológica dividida por fases la cual se presenta en la figura 8.

**Figura 5**

*Estructura metodológica para diseño e implementación del sistema.*

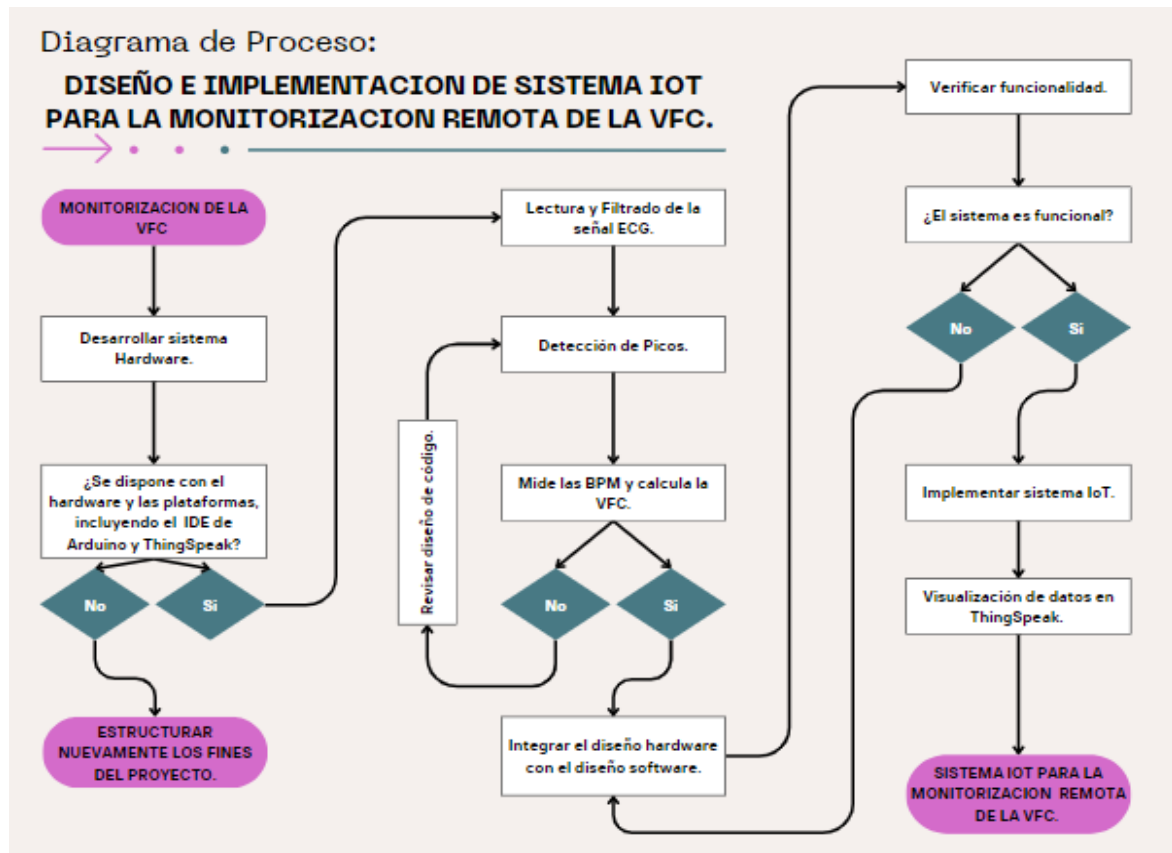


*Nota.* Elaboración propia.

En este apartado, se presenta un diagrama de procesos (figura 9) que es la pieza central de la explicación detallada sobre el desarrollo de un sistema IoT para la monitorización de la VFC. Este proceso es fundamental para comprender cómo se ha concebido, diseñado e implementado este sistema de seguimiento de la salud. El diagrama proporcionará una visión general de las etapas clave y las interacciones necesarias para lograr el objetivo de monitorizar la VFC de manera efectiva. A través de este diagrama de procesos, se podrá apreciar la lógica y el flujo de trabajo que sustentan este proyecto.

Figura 6

Flujo de proceso para la realización del proyecto.

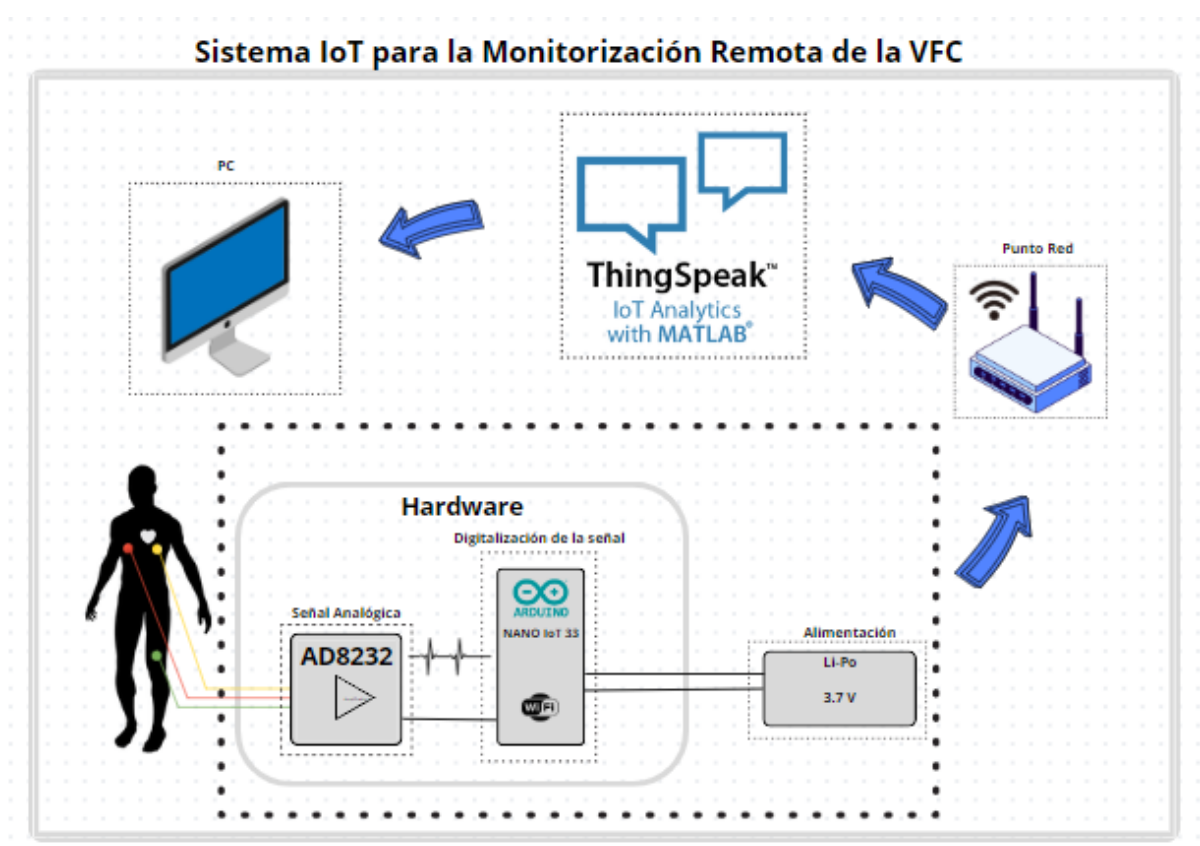


Nota. Elaboración propia

### 3.1 Fase 1: Diseño del esquema eléctrico del sistema IoT

En la figura 10, se presenta la arquitectura del sistema IoT para la monitorización de la VFC. En la elaboración del sistema para monitorizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca mediante IoT, se establece una arquitectura que involucra un Arduino IoT 33 como unidad de procesamiento y un sensor AD8232 para la captura de la señal cardíaca. Ambos componentes son alimentados por una batería de polímero de litio. El Arduino se programa para conectarse a una red y enviar los datos procesados de la señal ECG a la plataforma ThingSpeak. La visualización de esta información se realiza a través de un PC.

Figura 10

*Arquitectura del Sistema IoT*

*Nota.* Elaboración propia.

El sistema eléctrico de un sistema IoT para la monitorización de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) es un componente esencial de un proyecto destinado a mejorar la salud y el bienestar a través de la tecnología. Este diseño se centra en la interconexión de sensores, microcontroladores y componentes electrónicos para recopilar y transmitir datos cardíacos de manera eficiente a una plataforma en línea. De acuerdo con la arquitectura del sistema IoT representado en la figura 10, se establece la base para la adquisición, procesamiento y análisis de datos de VFC, lo que contribuye a un monitoreo efectivo y una mejor comprensión de la salud cardiovascular.

La figura 11 contiene la estructura del diseño eléctrico del proyecto IoT para monitorización de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, una batería de polímero de litio alimenta tanto el



Conectado

Fin Proceso\_1

Inicio “Program Start”

**Proceso\_2** conexión a red

WiFi.begin “inicializa la comunicación”

While (WiFi.status () !=WL\_CONNECTED) “Imprime puntos”

Imprime “Conectado”

ThingSpeak.begin “inicializa conexión con ThingSpeak”

Fin Proceso\_2

**Proceso\_3** Preparación e inicio del Sistema IoT

Set\_Threshold “Busca valor óptimo para threshold”

vsetErrorLed “Notifica errores por medio del led”

vsetErrorSerial “Notifica error por puerto”

threadB “Tarea lectura de modulo”

threadA “Tarea envío a ThingSpeak”

Fin Proceso\_3

**Proceso\_4** Detección de picos

Leer “Valor actual del sensor”

Si “ Valor\_sensor>val\_max”

Actualice

upperThreshold “Asigna el Threshold superior”

lowerThreshold “Asigna el Threshold inferior”

Fin Proceso\_4

**Proceso\_5** Frecuencia cardiaca

rrInterval “Actualiza tiempo entre picos”

Guardar “valor actual de la variable first”

numRRDetected

Guardar “numero de picos detectados”

BPM “Calcula BPM actual”

BPM\_prom “Calcula BPM promedio”

Enviar “ThingSpeak”

Fin Proceso\_5

**Proceso\_6** Métricas

Calcular “intervalo rr”

Calcular “RMSSD”

Si  $rrDiff > 50$

Calcular “PRR50”

Enviar “ThingSpeak”

Fin Proceso\_6

### 3.2 Fase 2: Implementación del Sistema IoT

La implementación de un sistema para adquisición de señales electrocardiográficas (ECG) utilizando electrodos y un módulo ECG AD8232 es esencial para medir y registrar la actividad eléctrica del corazón. Los pasos de implementación incluyen, en primer lugar, la conexión de los electrodos al módulo ECG AD8232, siguiendo las indicaciones del fabricante. Luego, se proporciona energía al módulo a través de una fuente de alimentación LiPo.

Posteriormente, se conecta la salida del módulo ECG al microcontrolador a través de los pines de entrada analógica, y se configura el microcontrolador para leer la señal analógica. El módulo ECG AD8232 acondiciona la señal ECG, filtrando ruido y amplificando la señal para mejorar la calidad.

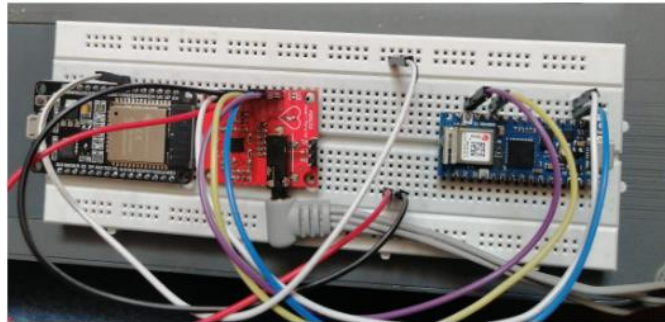
La adquisición de datos se programa en el microcontrolador, y los datos se visualizan inicialmente en el monitor serie del IDE de Arduino. Luego, se procede a la colocación de los electrodos en el paciente según el estándar de colocación del ECG, asegurando que la piel esté limpia y seca para obtener una buena señal.

Finalmente, en la etapa de calibración y pruebas, se verifica la correcta conexión entre los dispositivos al leer una señal ECG y visualizarla en el plotter del entorno de desarrollo de Arduino (figura 13). Esto asegura que el sistema funcione adecuadamente y que los datos capturados se representen de forma precisa. En la figura 12, se muestra la integración de los dispositivos que conforman el sistema IoT.



**Figura 12**

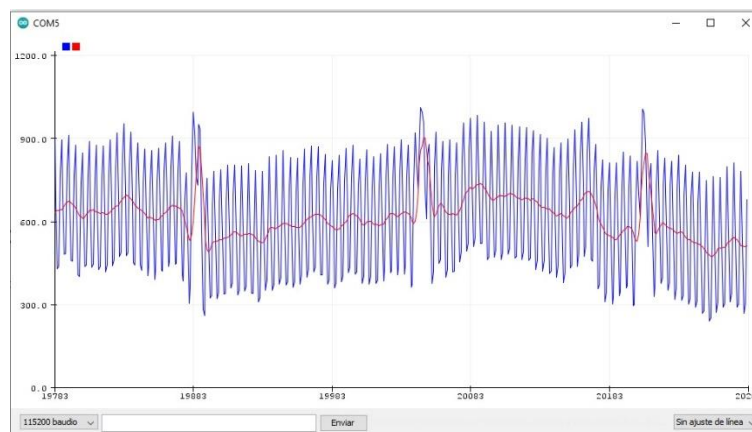
Conexión de dispositivos para la conformación del sistema



Nota. Elaboración propia.

**Figura 83**

Lectura de la señal ECG de prueba con el módulo AD8232.



Nota. Elaboración propia.

### 3.3 Fase 3: Codificación del Pseudocódigo.

En esta etapa, se delimitan las características del algoritmo encargado de procesar la señal ECG, las cuales están detalladas de manera precisa en la tabla 2.

**Tabla 2**

*Características del Algoritmo para procesar la señal ECG en el sistema IoT*

Adquisición y Filtrado (FIR)

Frecuencia de Muestreo

200 Hz

	Ancho de Banda	60 -120 Hz
	Orden del Filtro	Segundo Orden
Conectividad a la red	El busca la red a la que fue preconfigurada y el tiempo de espera es indefinido.	
	El programa no comienza hasta no conectarse a la red	
Tiempo de estabilización de la señal en el sistema IoT	El usuario debe esperar 5 segundos mientras el sistema inicializa.	
Detección de picos	Umbral Máximo	Se sitúa en $\frac{2}{3}$ del valor máximo detectado durante la configuración.
	Umbral Mínimo	Se sitúa en 100 unidades por debajo del umbral máximo.
Cálculo de las métricas	RMSSD	$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum x^2}{N}}$
	PRR50	$PRR50 = \left(\frac{(N_{rr} > 50)}{T_{rr}}\right) \times$
	BPM	Cada 15 s
Tiempo de envío de datos a la nube	RMSSD	Cada 3 min
	PRR50	Cada 3 min

### **3.3.1 Adquisición de la Señal ECG**

El proceso de codificación para adquirir datos de una señal ECG con un módulo AD8232 y una tarjeta Arduino Nano IoT 33 implica escribir un programa en el entorno de desarrollo de Arduino. A continuación, se describen los pasos que se tuvieron en cuenta para la adquisición y lectura de la señal ECG:

#### **1. Definición de pines y variables:**

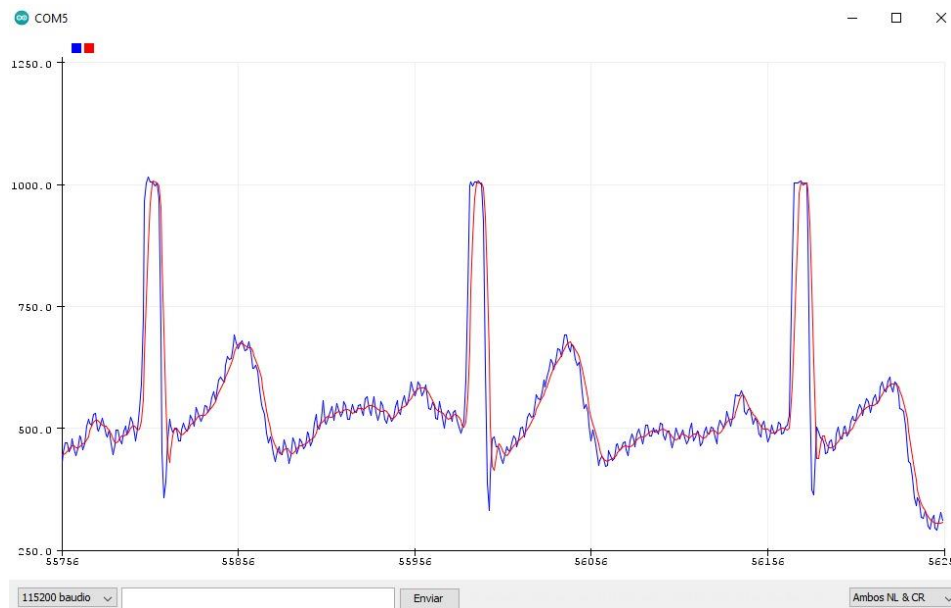
- Se define el pin al que está conectado las salidas del módulo AD8232. Para este caso, se asignó "A7" a la lectura analógica de la señal ECG.
- A medida que se ajustó el código se declararon las variables que fueron necesarias para almacenar los valores de la señal ECG.

#### **2. Configuración:**

- En la función "setup()", se configura la velocidad de comunicación serie con el fin de imprimir datos a través del puerto serie. En este caso, "Serial. Begin (115200)".

#### **3. Filtrado de la señal**

Para realizar el filtrado de la señal de ECG, se optó por utilizar un filtro FIR debido a su importancia en la eliminación de ruido no deseado, la destacada resolución de componentes específicos de la señal y la mejora general en la precisión del análisis. Estas señales de ECG pueden estar sujetas a diversas interferencias, y el filtro FIR desempeña un papel crucial en la reducción o eliminación de estos ruidos, asegurando así una representación más precisa de la actividad eléctrica del corazón. Enfocándose en las ondas P, QRS y T, el filtro FIR simplifica el diagnóstico de condiciones cardíacas, cumpliendo con estándares médicos rigurosos y elevando la calidad de la señal para lograr diagnósticos más confiables y precisos en el campo de la medicina y la investigación cardíaca.

**Figura 94***Señal ECG filtrada*

*Nota.* Elaboración propia.

### 3.3.2 *Detección de picos*

La detección de picos se realiza mediante la aplicación de un umbral o trigger si el valor de voltaje leído por el sensor AD8232 supera el valor configurado, la medición se considerará como un latido. Se configuran dos valores umbral, uno alto que indica cuando se detecta un latido, y otro bajo que indica cuando se deja de detectar el latido anterior y es posible la detección de uno nuevo.

La configuración de estos umbrales se realiza únicamente al comienzo de la ejecución del programa, el microcontrolador analiza los valores de tensión entregados por el módulo AD8232 y almacena el valor máximo detectado para establecer un umbral superior provisional, si no se detecta un valor nuevo máximo pasados 300 milisegundos, se establece el umbral superior provisional a un 66% del valor máximo detectado, luego se utiliza dicho umbral para detectar 10 latidos consecutivos y de esta forma establecer un nuevo umbral superior que corresponde al 66% del valor promedio de los máximos detectados por cada

latido, en ambos casos el umbral inferior se establece 100 unidades por debajo del umbral superior, una vez establecidos los nuevos umbrales, serán utilizados para detectar los latidos hasta que el dispositivo se reinicie.

Al ser un umbral fijo, es recomendable realizar una nueva calibración de los umbrales cada vez que se realicen mediciones en nuevos pacientes ya que la amplitud leída por el módulo AD8232 no es igual para todos.

### Figura 105

#### *Detección de picos automáticos*



*Nota.* Elaboración propia.

### 3.3.3 Cálculo de las métricas que van a evaluar la VFC

Las métricas PRR50 y RMSSD son seleccionadas para la monitorización de la VFC debido a varias razones fundamentales. En primer lugar, estas métricas son altamente sensibles a la actividad del sistema nervioso autónomo, particularmente la influencia parasimpática, lo que las convierte en herramientas valiosas para evaluar el equilibrio autonómico y la salud cardiovascular. Además, su expresión en unidades intuitivas en el

dominio del tiempo, como porcentajes y milisegundos, facilita su interpretación en entornos clínicos y de investigación.

Estas métricas también se relacionan estrechamente con la detección de estrés fisiológico y la capacidad de adaptación del sistema cardiovascular, lo que es esencial para la evaluación de la salud cardíaca. Por último, su amplia validación y uso común en investigaciones y aplicaciones clínicas proporcionan una base sólida para comparar y compartir datos, contribuyendo al avance en la comprensión de la variabilidad cardíaca.

### **3.4 Fase 4: Implementación del sistema de transmisión**

En esta fase del proyecto, se hizo uso de la conectividad Wi-Fi incorporada en el microcontrolador Nano IoT 33 para llevar a cabo la transmisión de datos.

En primer lugar, se configuró el firmware para recopilar datos de la VFC utilizando el sensor AD8232, que proporciona lecturas precisas y en tiempo real. El sensor AD8232 capta las señales eléctricas del corazón y las convierte en datos.

Una vez recopilados los datos, el firmware se encarga de procesarlos, aplicando algoritmos de filtrado y análisis para obtener mediciones relevantes, como la FC, RMSSD y la PRR50.

Finalmente, el microcontrolador Nano IoT 33, a través de su conectividad Wi-Fi, se conecta a la red y utiliza protocolos de comunicación seguros para enviar los datos a ThingSpeak, donde son almacenados y accesibles para su análisis y visualización.

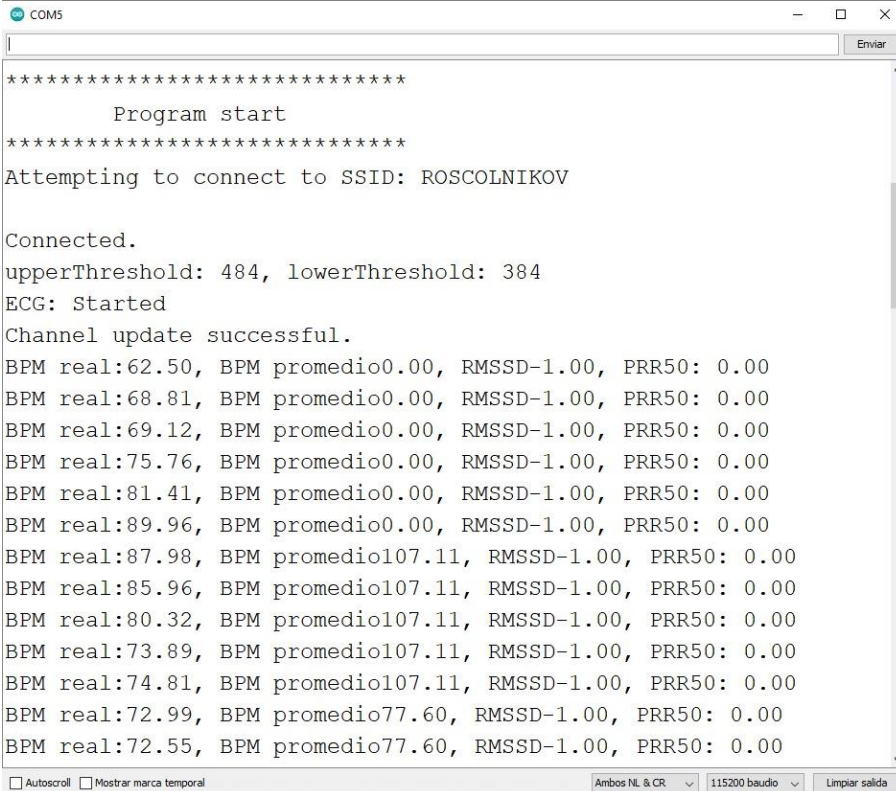
#### ***3.4.1 Prueba de conectividad:***

En esta etapa, se configuró el código de manera que, al iniciar el sistema, el microcontrolador realiza una búsqueda de redes disponibles y se conecta automáticamente a la red deseada. Además, es capaz de generar datos sobre la red a la que se conectó o, en caso

de falla en la conexión, enviar un mensaje de error de conectividad. Una vez establecida la conexión exitosa, el microcontrolador procede a transmitir los datos de FC, RMSSD y la PRR50 a la plataforma ThingSpeak para su posterior análisis y visualización.

### Figura 11

*Verificación de conectividad del microcontrolador con la red*



```

COM5
*****
Program start
*****
Attempting to connect to SSID: ROSCOLNIKOV

Connected.
upperThreshold: 484, lowerThreshold: 384
ECG: Started
Channel update successful.
BPM real:62.50, BPM promedio0.00, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:68.81, BPM promedio0.00, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:69.12, BPM promedio0.00, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:75.76, BPM promedio0.00, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:81.41, BPM promedio0.00, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:89.96, BPM promedio0.00, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:87.98, BPM promedio107.11, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:85.96, BPM promedio107.11, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:80.32, BPM promedio107.11, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:73.89, BPM promedio107.11, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:74.81, BPM promedio107.11, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:72.99, BPM promedio77.60, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
BPM real:72.55, BPM promedio77.60, RMSSD-1.00, PRR50: 0.00
Autoscroll  Mostrar marca temporal  Ambos NL & CR  115200 baudio  Limpiar salida

```

*Nota.* Elaboración propia.

### 3.5 Fase 5: Desarrollo de Dashboard

Para el desarrollo del panel de control en ThingSpeak se tuvieron en cuenta los siguientes aspectos:

**1. Registro en ThingSpeak:** Se realiza el registro en ThingSpeak para la creación de la cuenta y posteriormente se hace uso de la versión gratuita que, si bien tiene limitaciones, es suficiente para la ejecución del proyecto.

**2. Creación de un Canal:** Se procede a crear un nuevo canal en la cuenta y se configuran tres campos de trabajo para las variables de BPM, RMSSD y PRR50.

**Figura 12**

*Creación del canal correspondiente al Sistema de Monitorización Remota de la VFC.*

My Channels

[New Channel](#)

Name ↕	Created ↕	Updated ↕
🔒 Numero aleatorio <a href="#">Private</a> <a href="#">Public</a> <a href="#">Settings</a> <a href="#">Sharing</a> <a href="#">API Keys</a> <a href="#">Data Import / Export</a>	2023-05-14	2023-05-14 19:41
🔒 Detector de Caídas <a href="#">Private</a> <a href="#">Public</a> <a href="#">Settings</a> <a href="#">Sharing</a> <a href="#">API Keys</a> <a href="#">Data Import / Export</a>	2023-06-05	2023-06-05 15:48
🔒 Sistema de Monitorización Remota de la VFC <a href="#">Private</a> <a href="#">Public</a> <a href="#">Settings</a> <a href="#">Sharing</a> <a href="#">API Keys</a> <a href="#">Data Import / Export</a>	2023-09-08	2023-10-22 22:56

*Nota.* Elaboración propia.

**3. Generación de Datos de Prueba:** Se configuró el microcontrolador para que transmita un valor constante a la plataforma para comprobar la vinculación del dispositivo con ThingSpeak.

**4. Conexión de Dispositivos:** Se configura el microcontrolador Nano IoT 33 para enviar datos al canal de ThingSpeak utilizando las claves de API.

**Figura 13**

*Channel ID y API Key para realizar el enlace entre el microcontrolador y la plataforma*

Sistema de Monitorización Remota de la VFC

Channel ID: 2264920  
 Author: mwao000018149422  
 Access: Private

[Private View](#) [Public View](#) [Channel Settings](#) [Sharing](#) [API Keys](#) [Data Import / Export](#)

Write API Key

Key:

[Generate New Write API Key](#)

Help

API keys enable you to write data to a channel or read data from a private channel. API keys are auto-generated when you create a new channel.

API Keys Settings

- Write API Key:** Use this key to write data to a channel. If you feel your key has been compromised, click [Generate New Write API Key](#).
- Read API Keys:** Use this key to allow other people to view your private channel feeds and charts. Click [Generate New Read API Key](#) to generate an additional read key for the channel.

*Nota.* Elaboración propia.

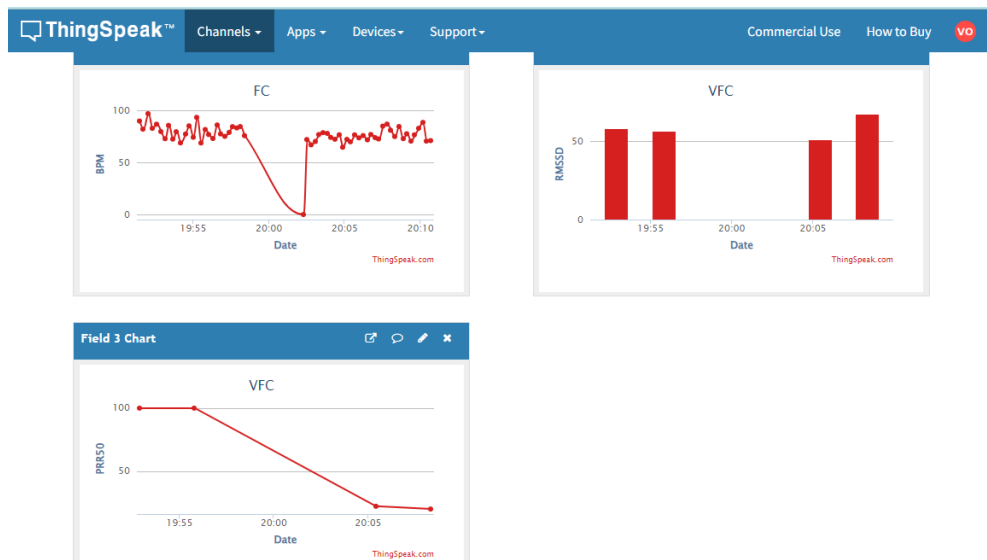


**5. Desarrollo del Dashboard:** Se hace uso de los widgets de ThingSpeak para la creación del panel de control que muestra las variables BPM, RMSSD y PRR50. Aquí se tiene en cuenta las limitaciones en la cantidad de widgets y la velocidad de actualización en la versión gratuita la cual solo nos permite la creación de 4 canales y la velocidad de actualización mínima está entre 10 a 15 segundos.

**6. Personalización del Panel de Control:** Se personalizó el panel de control de manera que mostrara los datos de forma clara y entendible para el usuario que desea interpretarlos.

### Figura 14

*Dashboard del sistema*



*Nota.* Elaboración propia.

**7. Gestión de Datos Históricos:** Debido a las limitaciones en el almacenamiento de datos históricos en la versión gratuita, se debe hacer uso de la posibilidad de descargar y almacenar datos en un sistema aparte si se desea conservar un historial más largo.

Este proceso permitió desarrollar el panel de control para visualizar las variables de BPM, RMSSD y PRR50, aprovechando las capacidades de la versión gratuita de ThingSpeak

### 3.6 Fase 6: Verificación de la funcionalidad del sistema

A continuación, se presenta los métodos usados para validar el funcionamiento del sistema implementado:

**Tabla 3**

*Métodos usados para validación del Sistema IoT*

Validación con Generador de Señales	Validación con Usuarios	Validación de una señal ECG sintética con un microcontrolador	Validación con Simulador Clínico
La validación inicial del sistema se lleva a cabo mediante un generador de señales con el propósito de asegurar la precisión de la frecuencia cardíaca proporcionada por el sistema. Este proceso implica la generación de cinco señales triangulares conocidas. Es importante destacar que esta validación se enfoca exclusivamente en confirmar la idoneidad del algoritmo de detección de picos para identificar la frecuencia cardíaca, sin considerar otros aspectos del sistema en esta fase.	Se valida el funcionamiento del sistema con 5 usuarios en estado de reposo. El tiempo de registro es de 4 minutos por cada usuario. En donde cada 15 segundos se va a hacer una promediación de la FC y se hace el respectivo envío a la nube, y cada 3 minutos se va a calcular la variabilidad con las dos métricas seleccionadas (PRR50 y RMSSD), posteriormente se hace el envío de los datos a la nube.	El sistema se valida utilizando una señal ECG obtenida de la base de datos de PhysioNet y simulada a través del DAC de un ESP32. El objetivo principal de esta validación es verificar la capacidad del sistema para procesar diversas señales ECG. La implementación se realiza exclusivamente con el propósito de confirmar que el algoritmo diseñado es efectivo y capaz de procesar de manera eficaz la señal ECG, asegurando así su funcionamiento óptimo en escenarios que representan la variabilidad de este tipo de datos biomédicos.	El sistema se valida utilizando el simulador clínico Aria Advance 315 de la UAN. El objetivo es confirmar la adecuada adquisición, filtrado y procesamiento de la señal del simulador. Se verifican ocho frecuencias para asegurar que la frecuencia registrada por el sistema coincida exactamente con la generada por el simulador clínico. Este proceso respalda la capacidad del sistema para manejar diversas frecuencias con precisión, garantizando una adquisición precisa de señales clínicamente relevantes.

Fuente: Elaboración Propia

□

#### 3.6.1 Validación con generador de señales

Para validar la funcionalidad del proyecto, se empleó un enfoque inicial que consistió en generar deliberadamente cinco señales con distintas frecuencias mediante un generador de señales. El propósito de esta etapa era poner a prueba el sistema y verificar su capacidad para detectar con precisión la frecuencia cardíaca en condiciones controladas. Las señales generadas se utilizaron como puntos de referencia conocidos, permitiendo así comparar las mediciones del sistema con las frecuencias reales de estas señales. El resultado de esta

comparación se plasmó en la "Tabla 4", proporcionando una evaluación fundamental de la precisión y eficacia del sistema en la detección de la frecuencia cardíaca.

**Tabla 1**

*Validación del sistema Iot con un generador de señales*

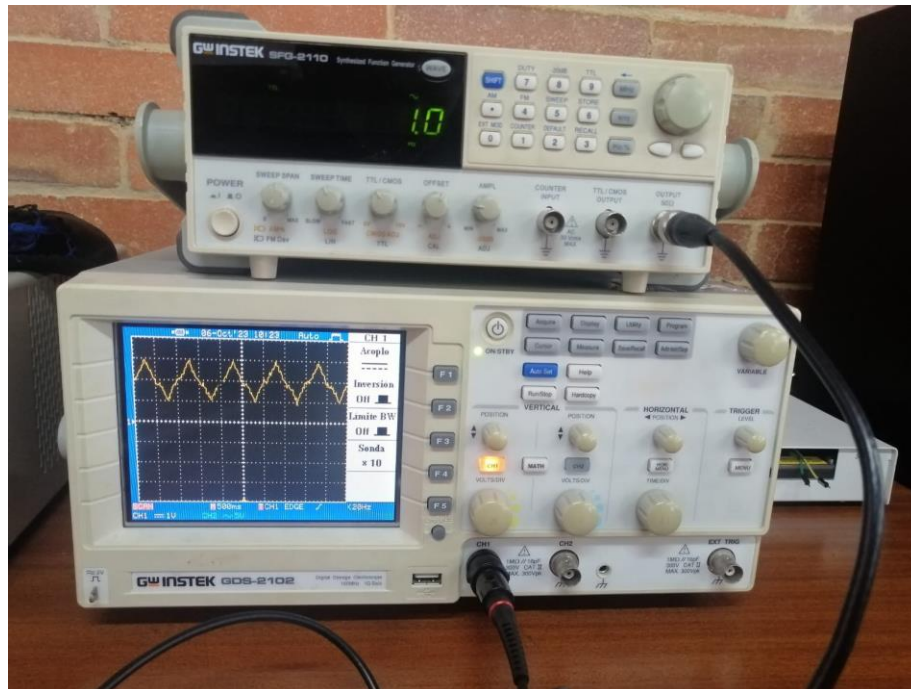
Frecuencia (Hz)	BPM Teórico (ppm)	BPM Práctico (ppm)	Porcentaje de error (%)
0.7	42	42	0
1.0	60	60	0
1.5	90	90	0
1.8	108	108	0
2.0	120	120	0

*Nota.* Elaboración propia.

En la primera etapa de validación, se logra obtener información sumamente precisa acerca de las mediciones efectuadas por el sistema IoT. Esto se debe a las señales de referencia no tienen ninguna interferencia de ruido o ingreso de artefactos brindando precisión

**Figura 15**

*Generación de una señal triangular a 1 Hz con visualización en un osciloscopio.*



*Nota.* Elaboración propia. La señal vista en el osciloscopio es la señal que le está entregando el generador al sistema, en este caso una señal de 1 Hz. El sistema nos entrega 60 bpm con margen de error del 0% debido a que la señal generada es libre de artefactos.

### 3.6.2 Validación con usuarios

El sistema propuesto recopila constantemente los datos de frecuencia cardíaca, actualizando el valor con cada latido. Cada 15 segundos, se realiza una premediación de estos datos, y ese valor se envía a la nube. Las métricas de variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) toman datos durante 3 minutos y luego procesan estos datos mediante un algoritmo específico para obtener el PRR50 y el RMSSD. Estas dos métricas se actualizan en la nube cada 3 minutos.

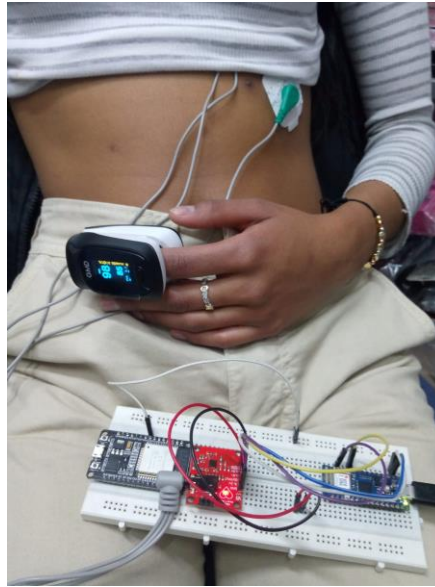
El proceso de validación de datos con usuarios se llevó a cabo de la siguiente manera:

En primer lugar, se reclutaron cinco usuarios voluntarios para participar en la validación. Cada uno de estos usuarios se sometió a una sesión de monitoreo en condiciones

de reposo. Durante esta sesión, se registraron sus señales ECG utilizando electrodos y sistema de monitorización remota, lo que permitió obtener mediciones de la actividad eléctrica del corazón. El sistema IoT y el oxímetro de pulso PULSAX 500 PRO trabajaron en conjunto para comparar las mediciones obtenidas. Se pusieron de manera simultánea en el participante para evaluar el rendimiento del sistema IoT en relación con un dispositivo médico de referencia, en este caso, el oxímetro de pulso.

Además, se calcularon métricas de variabilidad de la frecuencia cardíaca, como el PRR50 y el RMSSD. Estas métricas proporcionaron una evaluación más detallada de la capacidad del sistema para analizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca en colaboración con el oxímetro.

Es decir, que el proceso de validación con usuarios implicó la recolección de datos biomédicos reales, la generación de datos a partir de señales ECG, la comparación de las mediciones del sistema IoT con el oxímetro de pulso y el cálculo de métricas de variabilidad. Esta validación respaldó la capacidad del sistema para proporcionar mediciones confiables y precisas de la frecuencia cardíaca en condiciones prácticas, trabajando en conjunto con el oxímetro de pulso como punto de referencia, los datos de este proceso se ven integrados en la tabla 5.

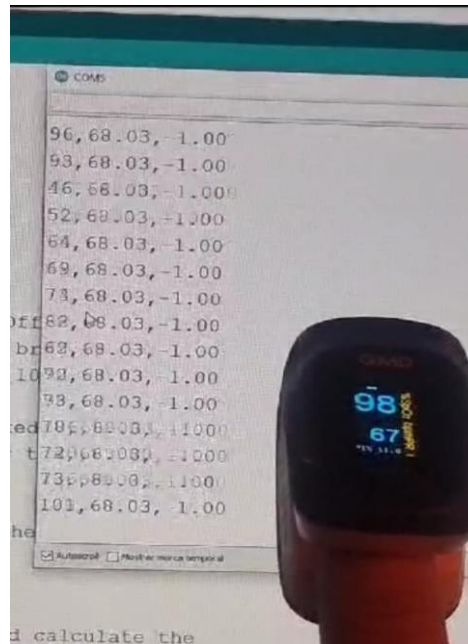
**Figura 16***Prueba de verificación con usuario**Nota. Elaboración propia.***Tabla 2***Validación del sistema IoT con usuarios*

Usuario	BPM Sistema IoT	BPM oxímetro	RMSSD (ms)	PRR50 (%)
1	76.65	78	59.68	27.75
2	75.34	76	128.80	21.67
3	80.30	79	113.60	33.2
4	78.90	80	99.67	28.6
5	84.78	83	107.95	38.7

*Nota. Elaboración propia.*

**Figura 17**

*Validación de datos generados con el sistema IoT con un oxímetro de referencia*



*Nota.* Elaboración propia

### ***3.6.3 Validación del sistema con señal sintética de ECG***

Se llevó a cabo la simulación de una señal ECG mediante la utilización de datos registrados de una base de datos pública [31] y un sistema microcontrolado basado en el ESP32. El proceso implicó adaptar los datos existentes para su reproducción a través del Convertidor Analógico-Digital (DAC) del microcontrolador.

Para lograr esto, se identificó el valor máximo y mínimo en el arreglo de la señal y se ajustaron los datos para que todos fueran positivos. Se aseguró que el arreglo comenzara con un valor de 0 mediante la adición del valor mínimo a todos los puntos de la señal.

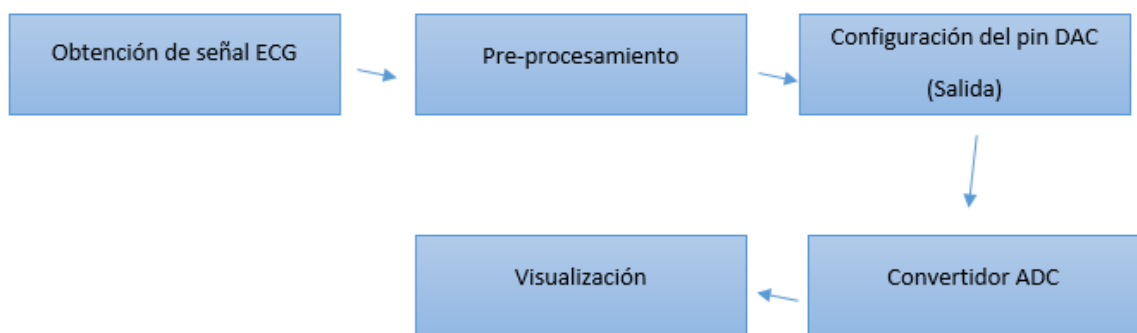
Posteriormente, se convirtieron los datos al rango de bits del microcontrolador, que es de 8 bits, adaptando el valor máximo de los datos a 255.

Es importante destacar que el DAC del microcontrolador solo acepta datos numéricos enteros, por lo que se tomó únicamente la parte entera del valor durante este proceso de adaptación. Todo este procedimiento se llevó a cabo utilizando la herramienta Excel.

Esta validación se realizó con el fin de identificar si el sistema IoT implementado tiene la capacidad de procesar señales a diferentes frecuencias. En consecuencia, se esperaba obtener el procesamiento de la señal ECG descargada de PhysioNet en el sistema IoT y comparar que las señales coinciden. La figura 23 contiene el proceso que se realizó para configurar el DAC del ESP32.

### Figura 18

*Diagrama de bloques del simulador de la señal ECG con un ESP32.*



*Nota.* Elaboración propia

Inicialmente, se adquirieron los datos ECG de la base de datos PhysioNet y se descargaron en formato digital. Estos datos se componen típicamente de muestras de voltaje a lo largo del tiempo. La señal ECG descargada consta de 5000 muestras registradas e incluye una condición patológica. La recopilación de datos se llevó a cabo durante un periodo de 10 segundos.

Luego, fue necesario realizar un preprocesamiento de los datos para adecuarlos a las características de señal analógica que el DAC del ESP32 puede generar. Esto implicó la conversión de unidades, la selección de una longitud de señal apropiada y la adaptación del rango de valores.



Una vez que los datos están preparados, se configura el pin del ESP32 para funcionar como salida DAC y se asegura de que esté configurado correctamente para generar señales analógicas.

A continuación, se convierten los datos ECG preprocesados en valores digitales dentro del rango del DAC y se envían secuencialmente al DAC para generar una señal analógica continua que simule la señal ECG.

Finalmente, la señal ECG generada se puede utilizar para pruebas. Es importante destacar que esta simulación con datos de PhysioNet es para fines educativos o de desarrollo y no debe emplearse en aplicaciones médicas reales.

### **Figura 19**

*Configuración del DAC de un Esp32*



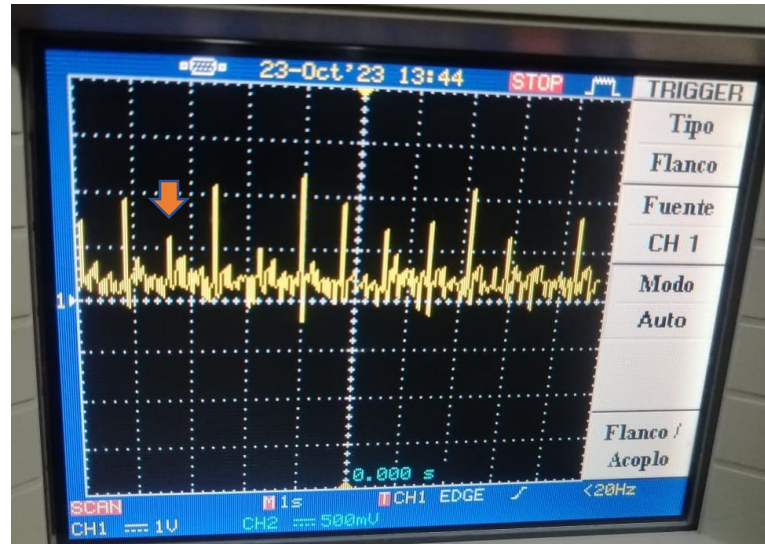
*Nota.* Elaboración propia

Tras configurar la señal ECG proveniente de la base de datos en el pin DAC del microcontrolador ESP32, se verificó que la señal programada en el ESP32 coincidiera con la que el sistema IoT procesa.

A continuación, se presenta las gráficas correspondientes al proceso anterior:

### **Figura 20**

*Señal ECG de base de datos programada en el ESP32*

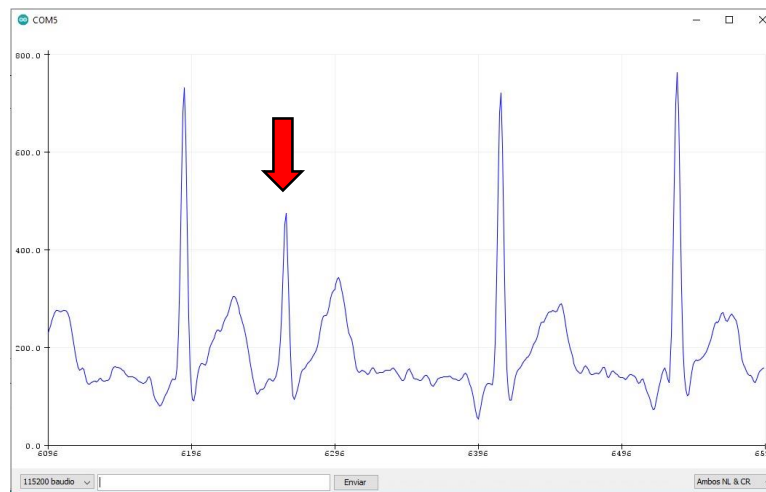


*Nota.* Elaboración propia

La figura 25 ilustra la señal transmitida al microcontrolador ESP32, la cual se observa mediante un osciloscopio, destacando la variación en la amplitud de los picos de esta señal.

### Figura 21

*Señal ECG procesada por el Sistema IoT*



*Nota.* Elaboración propia

### 3.6.4 Validación del sistema con un simulador clínico

Se utilizó el simulador clínico pediátrico Aria Advance 315, localizado en el laboratorio clínico de la UAN. Este simulador, pionero en su tipo en Colombia, se denomina Aria. Las características funcionales de este equipo se detallan en la figura 27.

#### Figura 27

Características del simulador pediátrico de la UAN

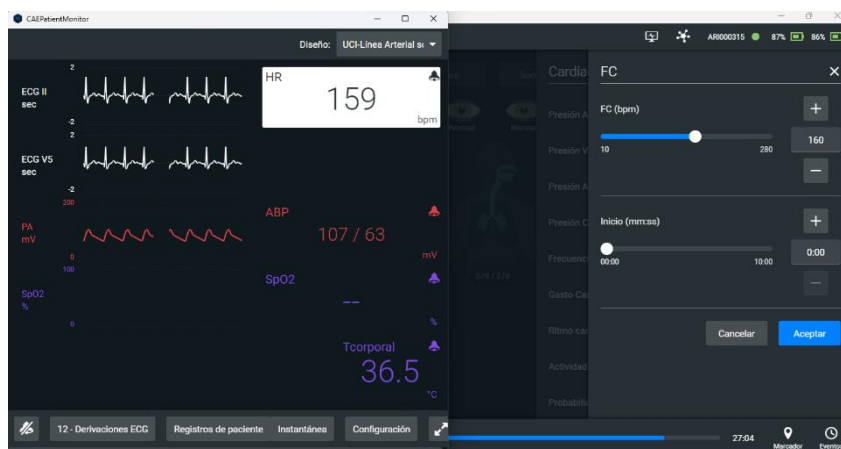


Nota. Tomado de: [31]

En la fase de validación, sometimos al sistema a diversas frecuencias simuladas por el simulador Aria, asegurándonos de que la frecuencia detectada por nuestro sistema coincidiera con la generada por Aria. Iniciamos encendiendo Aria, colocando los electrodos y utilizando su interfaz de comandos (figura 29) para simular frecuencias en un rango de 10 a 280 bpm. Recopilamos datos utilizando 8 frecuencias específicas, variando entre 80 y 160 bpm, con el objetivo de garantizar una evaluación completa del rendimiento del sistema. Esta información se encuentra contenida en la tabla 6.

**Figura 28***Prueba del Sistema con Simulador pediátrico de la UAN*

*Nota.* Elaboración propia.

**Figura 29***Interfaz del simulador pediátrico de la UAN*

*Nota.* Tomada de interfaz del simulador.

## Capítulo 4. Análisis de Resultados

### Validación con Señal Sintética DAC

Tras procesar la señal ECG de la base de datos con el Sistema IoT, se confirmó su adecuado funcionamiento. La comparación de las Figuras 25 y 26 revela su similitud. Para evaluar la detección de picos por parte del sistema, se analiza la Figura 30, que presenta los datos de la señal. En esta figura, se evidencia que el sistema efectúa una detección de picos eficaz, incluso identificando el pico más pequeño, al que se le asigna un BPM de 42.

#### Figura 30

*Datos registrados por el sistema IoT*

BPM real:78.43, BPM promedio: 69.74, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:77.22, BPM promedio: 69.74, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:75.76, BPM promedio: 69.74, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:76.73, BPM promedio: 69.74, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:77.12, BPM promedio: 69.74, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:78.64, BPM promedio: 77.09, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:77.12, BPM promedio: 77.09, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:69.12, BPM promedio: 77.09, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:79.79, BPM promedio: 77.09, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:78.23, BPM promedio: 77.09, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:42.92, BPM promedio: 69.44, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:77.22, BPM promedio: 69.44, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:78.64, BPM promedio: 69.44, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:76.63, BPM promedio: 69.44, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01
BPM real:76.14, BPM promedio: 69.44, RMSSD: 257.17, PRR50: 33.01

*Nota.* Elaboración propia

Posteriormente, para verificar los valores correspondientes a las métricas de VFC en esta señal se hizo uso de la ecuación 1 y 2 obteniendo los siguientes resultados:

**Tabla 3***Verificación de métricas de VFC*

RMSSD (ms) teórico	RMSSD (ms) práctico	Porcentaje de error %	PRR50 (%) teórico	PRR50 (%) práctico	Porcentaje de error %
327,9	257,2	21	38	33	13.1

*Nota.* Elaboración propia

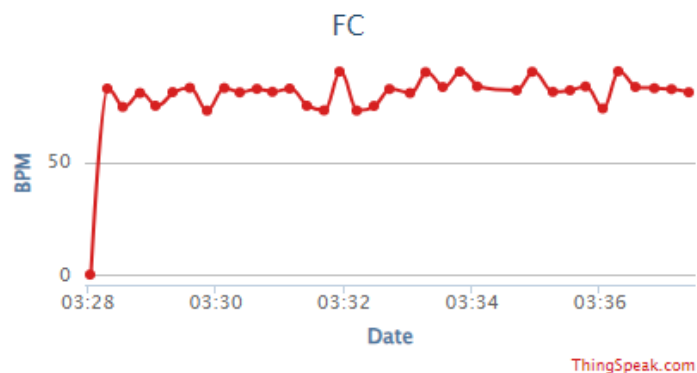
Respecto a la Tabla 6, es relevante destacar que los porcentajes de error se deben a la incertidumbre relacionada con el instante en el cual el sistema registra la diferencia entre picos. Para verificar el valor teórico, se extrajeron los valores de 10 picos de la señal, se calculó la diferencia entre ellos para obtener los intervalos en milisegundos, y posteriormente se aplicaron las ecuaciones correspondientes a cada una de las métricas.

Finalmente, se transmitió los datos obtenidos de VFC a la plataforma de thingspeak para su posterior visualización y análisis por parte del usuario o del personal que lo requiera. Esto se evidencia en las figuras 31,32 y 33.

- **Frecuencia Cardiaca**

**Figura 31**

*BPM de la señal de la base de datos.*

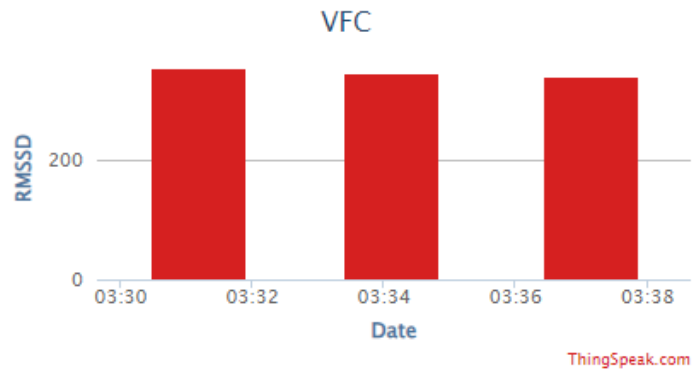


*Nota.* Elaboración propia

- RMSSD

**Figura 32**

*VFC de la señal evaluada con la métrica RMSSD*

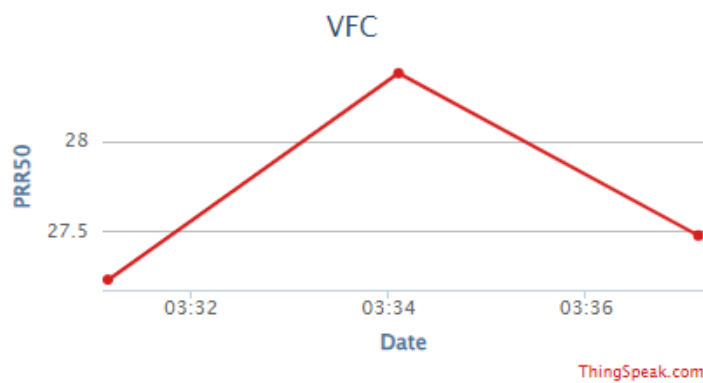


*Nota.* Elaboración propia

- PRR50

**Figura 223**

*VFC de la señal evaluada con la métrica PRR50.*



*Nota.* Elaboración propia

En el contexto de las métricas de variabilidad de la frecuencia cardíaca, la interpretación de los resultados de PRR50 (porcentaje de pares de intervalos R-R adyacentes que difieren en más de 50 ms) y RMSSD (raíz cuadrada de la suma de las diferencias

cuadráticas entre intervalos R-R sucesivos) es fundamental para evaluar la salud cardíaca y la respuesta del sistema nervioso autónomo.

PRR50: Un PRR50 alto, digamos superior al 50%, indica que existe una mayor variabilidad en los intervalos entre latidos cardíacos. Esta variabilidad está relacionada con una respuesta cardíaca más saludable y una adaptabilidad eficiente del sistema nervioso autónomo. En otras palabras, un alto PRR50 sugiere una mejor capacidad del corazón para adaptarse a las demandas cambiantes del organismo y suele ser un indicador positivo de salud cardiovascular.

RMSSD: Un valor elevado de RMSSD también señala una mayor variabilidad en los intervalos entre latidos cardíacos. Esta variabilidad se asocia con una respuesta cardíaca más equilibrada y una adaptabilidad óptima del sistema nervioso autónomo. Un alto RMSSD refleja la capacidad del sistema cardiovascular para responder de manera eficaz a estímulos y cambios en las condiciones corporales, lo que generalmente se traduce en una mejor salud cardiovascular.

Es decir, tanto un PRR50 alto como un RMSSD elevado son indicadores positivos, ya que sugieren una mayor variabilidad en la frecuencia cardíaca y una respuesta cardíaca más saludable. Estas métricas son cruciales en la evaluación de la salud cardiovascular y la capacidad del sistema cardiovascular para adaptarse a diferentes situaciones.

### **Validación con Simulador Pediátrico**

Como resultado de la validación con un simulador pediátrico, se confirma la efectividad del sistema. Este puede adquirir y procesar la señal ECG eficientemente, proporcionando un valor de frecuencia cardíaca en línea con el simulador, con un margen de error inferior al 1%, como se detalla en la tabla 7.



**Tabla 7***Datos obtenidos en la prueba de validación con simulador pediátrico*

FC del simulador (bpm)	FC entregada por el sistema (bpm)	% de error
80	79.88	0.15
90	89.34	0.73
100	99.01	0.99
110	109.55	0.41
120	119.07	0.77
130	129.67	0.25
140	139.70	0.21
150	149.48	0.35
160	159.35	0.41

---

*Nota.* Elaboración Propia

# Aspectos de mejora y trabajos futuros

Como aspectos de mejora y trabajo futuro el sistema implementado se encuentran los siguientes aspectos:

- **Implementación de Alarmas y Notificaciones:** Introducir un sistema de alertas que notifique a los usuarios en caso de detectar anomalías en la variabilidad de la frecuencia cardíaca, proporcionando una capa adicional de utilidad para el monitoreo continuo.
- **Exploración de Opciones de Almacenamiento Local:** Investigar la viabilidad de almacenar datos localmente en el Arduino Nano IoT 33, en caso de pérdida de conectividad con la plataforma ThingSpeak, para garantizar la integridad de la información recolectada.
- **Análisis de Datos Avanzado:** Explorar la implementación de técnicas de análisis de datos más avanzadas en la nube para extraer información significativa de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.
- **Exploración de Otras Plataformas IoT:** Considerar la posibilidad de evaluar otras plataformas IoT gratuitas o de bajo costo que puedan ofrecer características adicionales o una mayor flexibilidad, manteniendo la viabilidad económica del proyecto.

Estas mejoras pueden contribuir a la evolución y la eficacia del sistema, permitiendo una monitorización más precisa y una gestión más efectiva de los datos recopilados.

# Conclusiones

El diseño del sistema IoT estableció la base esencial para la implementación del proyecto, habilitando la conectividad y la recopilación de datos entre dispositivos. Una parte fundamental de este diseño involucró la adaptación de las señales ECG para una lectura precisa, lograda a través del procesamiento de la señal en la niebla. Esta etapa redujo significativamente la carga de datos antes de su transmisión a la nube, lo que resultó en una mejora de la eficiencia y facilitó el análisis de la información recopilada.

El método de detección utilizado no es dinámico, es decir, los umbrales no cambian a lo largo de la medición de la frecuencia del paciente, es posible se presenten latidos anómalos que no tengan la amplitud suficiente para sobrepasar el umbral superior, por ello, dichos latidos no serán detectados por el programa, dando como resultado mediciones erróneas o confusiones con el diagnóstico de las patologías sufridas por el paciente. En la situación contraria, aunque la señal está filtrada digitalmente, se pueden presentar picos o lecturas de ruido ya sea por el movimiento de los electrodos o la manipulación de los mismos, lo que lleva al programa a pensar que dichos picos que superaron el umbral son latidos genuinos y de esta forma alterar las métricas.

La implementación de los subsistemas de software ha facilitado una comunicación eficiente entre el hardware en la niebla y la plataforma en la nube, posibilitando así la transferencia de datos crucial para la monitorización de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC). La creación de una interfaz gráfica intuitiva no solo ha enriquecido la experiencia de usuario, sino que también ha proporcionado una herramienta visual de fácil manejo. Aunque estos logros son significativos, es importante señalar que la versión gratuita de la plataforma utilizada ha impuesto ciertas limitaciones en la realización plena del

proyecto, planteando la necesidad de considerar opciones que permitan superar estas restricciones y optimizar aún más la funcionalidad del sistema en futuras etapas.

Por último, se llevaron a cabo todas las fases planificadas en el proyecto, aunque la validación de las métricas se efectuó de manera ambigua. La aproximación consistió en descargar una señal ECG de una base de datos, generar un vector de datos y graficar la señal. Luego, aplicando las fórmulas para las métricas estudiadas con los datos de la onda R, se obtuvieron valores cercanos a los proporcionados por el sistema. Es fundamental destacar que los cálculos teóricos se realizaron utilizando Excel. Estos resultados provisionales sugieren una alineación entre las métricas teóricas y las obtenidas a través del sistema, aunque se recomienda una validación más rigurosa en futuras etapas del proyecto.

# Referencias Bibliográficas

[1] Gutiérrez Sotelo, O. (2000). Variabilidad de la frecuencia cardíaca en individuos sanos costarricenses. *Revista costarricense de cardiología*, 2(1), 2–10.

[https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1409-41422000000100002](https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-41422000000100002)

[2] Bistel Esquivel, R. A., & Fajardo Márquez, A. (2015). Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual. *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, 36(1), 17–30.

[http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1815-59282015000100002](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282015000100002)

[3] Talens, A. P. (s/f). Diseño de un electrocardiógrafo inalámbrico de reducidas dimensiones y elevada autonomía para uso diario. Upv.es. Recuperado el 17 de febrero de 2023, de

[https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/102982/53877022M\\_TFM\\_1526903080254794397923368878504.pdf?sequence=2](https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/102982/53877022M_TFM_1526903080254794397923368878504.pdf?sequence=2)

[4] R. Vilorio, G. Bracho, M. L. Torres y L. Torres, "Construcción de un prototipo de monitoreo de señales cardíacas aplicando tecnología inalámbrica Zigbee e internet", *Revista Investigaciones Andina*, vol. 21, n.º 39, pp. 185–207, agosto de 2019. Accedido el 10 de abril de 2023. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.33132/01248146.1564>

[5] Palao Cruz, C., Millana, A. M., & Salcedo, V. T. (s/f). Desarrollo de un sistema IoT integrado con dispositivos eHealth para la detección automática de la variabilidad cardíaca. Upv.es. Recuperado el 17 de febrero de 2023, de

<https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/91750/PALAO%20-%20Desarrollo%20de%20un%20sistema%20IoT%20integrado%20con%20dispositivos%20de%20eHealth%20para%20la%20detecci%C3%B3n%20auto....pdf?sequence=1>

[6] Chanchi, G. E., Ospina, M. A., & Pérez, J. L. (s/f). Sistema IoT para la monitorización de la variabilidad del ritmo cardiaco en pruebas de usabilidad IoT system to monitoring heart rate variability in usability tests. *Revistaespacios.com*. Recuperado el 31 de julio de 2023, de <https://www.revistaespacios.com/a20v41n25/a20v41n25p07.pdf>

[7] De, F., De, I., Construcción, L. A., El, Y., Bryan, I., Figueroa, A. A., Francisco, D. R., & Huerta, L. (s/f). *UNIVERSIDAD VERACRUZANA*. [Www.uv.mx](http://www.uv.mx). Recuperado el 11 de septiembre de 2023, de [https://www.uv.mx/veracruz/miaplicada/files/2021/07/Tesis\\_Bryan-Alexander-Aguilar-Figueroa.pdf](https://www.uv.mx/veracruz/miaplicada/files/2021/07/Tesis_Bryan-Alexander-Aguilar-Figueroa.pdf)

[8] Vilorio, R., & Bracho, G. (2022). Prototipo de un monitor cardiaco implementando IOT: Desarrollo de un Prototipo de monitor cardiaco implementando IOT. *TECHNO REVIEW. International Technology, Science and Society Review /Revista Internacional de Tecnología, Ciencia y Sociedad, II*(Monográfico), 1–11. doi:10.37467/revtechno.v11.4406

[9] Arteaga Martín, B., Camargo Buendía, J., Mauricio, J., Eliecer, J., & Gómez, G. (s/f). SI STEMA DE MONITOREO DE RITMO CARDÍACO, UTILIZANDO LA TECNOLOGÍA IOT (INTERNET OF THINGS). Recuperado el 16 de noviembre de 2023, de Edu.co website: <https://repositorio.unicordoba.edu.co/server/api/core/bitstreams/b3d076c3-7f64-48ae-b338-e028e5e001ce/content>

[10] Hernández, G. C. H. (s/f). Prototipo de infraestructura tecnológica IoT para la supervisión de signos vitales en pacientes de un servicio de urgencias. Recuperado el 16 de noviembre de 2023, de Edu.co website: [https://repository.unab.edu.co/bitstream/handle/20.500.12749/3418/2017\\_Articulo\\_Hernandez\\_Hernandez\\_Guillermo\\_Carlos.pdf?sequence=2&isAllowed=y](https://repository.unab.edu.co/bitstream/handle/20.500.12749/3418/2017_Articulo_Hernandez_Hernandez_Guillermo_Carlos.pdf?sequence=2&isAllowed=y)

[11] Guvenc, H. (2020). Wireless ECG device with arduino. *2020 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO)* (S/f-b). Researchgate.net. Recuperado el 24 de julio de 2023, de [https://www.researchgate.net/publication/321979253\\_Electrocardiografia\\_de\\_alta\\_resolucion\\_y\\_su\\_utilidad\\_en\\_la\\_enfermedad\\_de\\_chagas](https://www.researchgate.net/publication/321979253_Electrocardiografia_de_alta_resolucion_y_su_utilidad_en_la_enfermedad_de_chagas)

[12] Derecho del Bienestar Familiar [RESOLUCION\_MINSALUDPS\_2654\_2019]. (s/f). Instituto Colombiano de Bienestar Familiar - ICBF. Recuperado el 17 de julio de 2023, de [https://www.icbf.gov.co/cargues/avance/docs/resolucion\\_minsaludps\\_2654\\_2019.htm](https://www.icbf.gov.co/cargues/avance/docs/resolucion_minsaludps_2654_2019.htm)

[13] Vista de Evaluación económica de tecnologías en salud: retos y perspectivas. (s/f). Revistabiomedica.org. Recuperado el 13 de marzo de 2023, de <https://revistabiomedica.org/index.php/biomedica/article/view/2382/2455>

[14] Veloza, L., Jiménez, C., Quiñones, D., Polanía, F., Pachón-Valero, L. C., & Rodríguez-Triviño, C. Y. (2019). Variabilidad de la frecuencia cardíaca como factor predictor de las enfermedades cardiovasculares. *Revista colombiana de cardiología*, 26(4), 205–210. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2019.01.006>

[15] Palma Gámiz, J. L., Arribas Jiménez, A., González Juanatey, J. R., Marín Huerta, E., & Martín-Ambrosio, E. S. (2000). Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en la monitorización ambulatoria del electrocardiograma y presión arterial. *Revista española de cardiología*, 53(1), 91–109. [https://doi.org/10.1016/s0300-8932\(00\)75066-4](https://doi.org/10.1016/s0300-8932(00)75066-4)

[16] Guyton AC, Hall JE. Electrocardiograma normal. En: *Tratado de Fisiología Médica*. Capítulo 11. 12va ed. España: Elsevier; 2006.

[17] Uribe, W., Duque, M., Medina, L. E., Marín, J., Enrique Velásquez, J., & Aristizábal, J. (s/f). ELECTROCARDIOGRAFÍA BÁSICA. Siacardio.com. Recuperado el 24

de julio de 2023, de <https://www.siacardio.com/wp-content/uploads/2015/01/ECG-Capitulo-1-Conceptos-b-%C3%ADsicos.pdf>

[18] Cascino, T., & Shea, M. J. (s/f). Electrocardiografía. Manual MSD versión para profesionales. Recuperado el 24 de julio de 2023, de <https://www.msmanuals.com/es/professional/trastornos-cardiovasculares/pruebas-y-procedimientos-cardiovasculares/electrocardiograf%C3%ADa>

[19] Bistel Esquivel, R. A., & Fajardo Márquez, A. (2015). Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual. *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, 36(1), 17–30.

[http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1815-59282015000100002](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282015000100002)

[20] Moreno-Urgencias y Emergencias, E. P. (2017, diciembre 17). Derivaciones del electrocardiograma: precordiales y de los miembros. Urgencias y Emergencias; Elena Plaza Moreno - Urgencias y Emergencias. <https://www.urgenciasyemergen.com/las-derivaciones-del-electrocardiograma/>

[21] Shahbeigi-Roodposhti, P. (2018, agosto 27). Acquisition and analysis of an ECG (electrocardiography) signal. Jove.com. <https://www.jove.com/es/v/10473/acquisition-and-analysis-of-an-ecg-electrocardiography-signal?language=Spanish>

[22] “Taller de interpretación del electrocardiograma”, *Unam.mx*. [En línea]. Disponible en: <https://fisiologia.facmed.unam.mx/index.php/taller-de-interpretacion-del-electrocardiograma/>. [Consultado: 24-oct-2023].

[23] Vázquez-Moctezuma, S. E. (2015). Tecnologías de almacenamiento de información en el ambiente digital. *e-Ciencias de la Información*, 5(2), 1. <https://doi.org/10.15517/eci.v5i2.19762>



- [24] *SOBRE FILTROS DIGITALES*. (s/f). Edu.ar. Recuperado el 23 de noviembre de 2023, de <https://www.um.edu.ar/ojs2019/index.php/RUM/article/view/196/217>
- [25] Euroinnova Business School. (2023, marzo 13). Filtros digitales. Euroinnova Business School. <https://www.euroinnova.co/blog/latam/filtros-digitales>
- [26] F. Shaffer y J. P. Ginsberg, “An overview of heart rate variability metrics and norms”, *Front. Public Health*, vol. 5, 2017.
- [27] L. Y. Becerra Sánchez, “Internet de las cosas para el cuidado de la salud”, *Entre Cienc. Ing.*, pp. 7–8, 2019.
- [28] I. Francisco, J. Flores, E. Gonzalo, y C. Franco, “Aplicaciones, Enfoques y Tendencias del Internet de las Cosas (IoT): Revisión Sistemática de la Literatura”, *Repositorioinstitucional.mx*. [En línea]. Disponible en: <https://ciateq.repositorioinstitucional.mx/jspui/bitstream/1020/543/1/Aplicaciones%20enfoques%20y%20tendencias%20del%20IoT.pdf>. [Consultado: 24-oct-2023].
- [29] Nano, A. (s/f). *Arduino® Nano 33 IoT*. Arduino.cc. Recuperado el 23 de noviembre de 2023, de <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/ABX00027-datasheet.pdf>
- [30] “AD8232 pdf, AD8232 Descripción Electrónicos, AD8232 Datasheet, AD8232 view :: ALLDATASHEET ”:, *Alldatasheet.es*. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.es/datasheet-pdf/view/544648/AD/AD8232.html>. [Consultado: 24-oct-2023]
- [31] Aria - Simulador pediátrico - TM médicas. (2023, julio 16). TM médicas. <https://tmmedicas.com/aria-simulador-pediatrico/>
- [32] Lugovaya, T. (2011). The ECG-ID database [Data set]. *physionet.org*.