

**Antonio García Tierno**

# **Monitorización de la frecuencia cardíaca mediante el desarrollo de una app Android en lenguaje Kotlin**

**TRABAJO DE FIN DE GRADO**

**Dirigido por Dr. Jesús Jorge Brezmes Llecha**

**Grado en Ingeniería Biomédica**



**UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI**

**Tarragona**

**2024**

## Resumen

El siguiente trabajo de final de grado consiste en el desarrollo de una aplicación móvil Android diseñada para medir la frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV, por sus siglas en inglés) de cualquier usuario usando su teléfono móvil, concretamente la cámara y el flash LED de este, en tan solo 30 segundos. La app permite al usuario iniciar la medición posicionando su dedo índice sobre la cámara trasera del dispositivo, con la finalidad de realizar un seguimiento de sus datos cardiacos y su posterior análisis si fuera necesario.

Además de medir la frecuencia cardíaca, la novedad de este proyecto se centra en la medición de parámetros avanzados relacionados con la variabilidad de la frecuencia cardíaca, como *SDSD*, *RMSSD*, *SDNN*, *NN50*, *NN20*, *pNN50* y *pNN20*. Estos valores aportan un diagnóstico más completo del bienestar del usuario, aportando información sobre la salud del sistema nervioso autónomo y la salud cardiovascular. Estos parámetros permiten una visión más detallada del estado cardíaco, marcando una diferencia significativa respecto a las mediciones convencionales de la frecuencia cardíaca.

Los datos recogidos durante las mediciones se almacenan de forma segura en una base de datos privada en Firebase, asegurando que el usuario siempre pueda acceder a ellos. Además de visualizar los datos medidos, también puede comprobar valores estadísticos clave como el valor medio o el valor máximo de frecuencia cardíaca en las últimas 24 horas.

Este proyecto surge de la necesidad de métodos alternativos y no invasivos para el seguimiento de la salud desde casa, especialmente en situaciones que no requieran una visita física a un centro médico. La frecuencia cardíaca, uno de los primeros parámetros evaluados en las salas de emergencia y un indicador vital del estado general de la salud, es de suma importancia. Con la implementación de la medición de HRV, '*HeartSync*' se presenta como una herramienta útil en el campo de la telemedicina, proporcionando una solución práctica y no invasiva para el monitoreo de la salud cardíaca, en un mundo donde la tecnología móvil ya es omnipresente.

**Palabras clave:** frecuencia cardíaca, variabilidad de frecuencia cardíaca, fotopleitismografía, monitoreo cardíaco, aplicación móvil, salud digital.

## Resum

El següent treball de final de grau consisteix en el desenvolupament d'una aplicació mòbil Android dissenyada per a mesurar la freqüència cardíaca i la variabilitat de la freqüència cardíaca (HRV, per les seves sigles en anglès) de qualsevol usuari fent servir el seu telèfon mòbil, concretament la càmera i el flash LED d'aquest, en tan sols 30 segons. L'app permet a l'usuari iniciar el mesurament posicionant el seu dit índex sobre la càmera posterior del dispositiu, amb la finalitat de realitzar un seguiment de les seves dades cardíaques i la seva posterior anàlisi si fos necessari.

A més de mesurar la freqüència cardíaca, la novetat d'aquest projecte se centra en el mesurament de paràmetres avançats relacionats amb la variabilitat de la freqüència cardíaca, com *SDSD*, *RMSSD*, *SDNN*, *NN50*, *NN20*, *pNN50* i *pNN20*. Aquests valors aporten un diagnòstic més complet del benestar de l'usuari, aportant informació sobre la salut del sistema nerviós autònom i la salut cardiovascular. Aquests paràmetres permeten una visió més detallada de l'estat cardíac, marcant una diferència significativa respecte als mesuraments convencionals de la freqüència cardíaca.

Les dades recollides durant els mesuraments s'emmagatzemen de manera segura en una base de dades privada en Firebase, assegurant que l'usuari sempre pugui accedir a elles. A més de visualitzar les dades mesurades, també pot comprovar valors estadístics clau com el valor mitjà o el valor màxim de freqüència cardíaca en les últimes 24 hores.

Aquest projecte sorgeix de la necessitat de mètodes alternatius i no invasius per al seguiment de la salut des de casa, especialment en situacions que no requereixin una visita física a un centre mèdic. La freqüència cardíaca, un dels primers paràmetres avaluats a les sales d'emergència i un indicador vital de l'estat general de la salut, és de summa importància. Juntament amb la implementació de les mesures de HRV, '*HeartSync*' es presenta com una eina útil en el camp de la telemedicina, proporcionant una solució pràctica i no invasiva per al monitoratge de la salut cardíaca, en un món on la tecnologia mòbil ja és omnipresent.

**Paraules clau:** freqüència cardíaca, variabilitat de freqüència cardíaca, fotopletismografia, monitoratge cardíac, aplicació mòbil, salut digital.

## Abstract

This final degree project consists on the development of an Android mobile application designed to measure not only the heart rate but also the heart rate variability (HRV) of any user using their mobile phone, specifically its camera and its flashlight, in just 30 seconds. The app allows the user to start the measurement by placing their index finger over the rear camera of the device, with the purpose of monitoring their heart data and analyze it later.

In addition to measuring heart rate, the innovation of this project focuses on the measurement of advanced parameters related to heart rate variability, such as *SDSD*, *RMSSD*, *SDNN*, *NN50*, *NN20*, *pNN50* and *pNN20*. These values provide a more complete diagnosis of the user's well-being, providing information on the health of the autonomic nervous system and cardiovascular health. These parameters provide a more detailed view of cardiac status, making a significant difference to conventional heart rate measurements.

The data collected during the measurements is securely stored in a private Firebase database, ensuring that the user can always access it. In addition to viewing the measured data, the user can also check key statistical values such as the average or maximum heart rate over the last 24 hours.

This project resulted from the need for alternative and non-invasive methods for health monitoring from home, especially in situations that do not require a physical visit to a medical center. Heart rate, one of the first parameters evaluated in emergency rooms and a vital indicator of overall health status, is of utmost importance. '*HeartSync*' is presented as a useful tool in the field of telemedicine, providing a practical and non-invasive solution for cardiac health monitoring, in a world where mobile technology is already omnipresent.

**Keywords:** heart rate, heart rate variability, photoplethysmography, cardiac monitoring, mobile application, digital health.

## **Agradecimientos**

En primer lugar, agradecer a mi familia: a mis padres y hermanos. Les agradezco el no ponerme más presión de la que ya me pongo yo mismo. Por apoyarme y valorar el esfuerzo, por ser mi pilar fundamental y la causa de que yo haya llegado o llegue a donde sea.

A mis compañeros de Aquum, por darme ánimos y acompañarme en estos últimos meses.

A mis amigos, por ser el mejor equipo que existe. Por contagiar esas ganas de hacer las cosas bien, ser un ejemplo de constancia y trabajo y por ser el grupo de amigos que cualquiera desearía tener.

A todos ellos, gracias.

# Índice

1. Introducción.....	1
1.1.    Objetivos del proyecto .....	2
2. Fundamentos teóricos .....	3
2.1.    Introducción al Sistema Cardiovascular .....	3
2.1.1.    El corazón .....	3
2.1.2.    Ciclo cardíaco .....	4
2.1.3.    Los vasos sanguíneos .....	5
2.1.4.    La sangre.....	6
2.2.    Aspectos clínicos del sistema cardiovascular .....	6
2.2.1.    Frecuencia cardíaca: importancia y métodos de medición .....	6
2.2.2.    Presión arterial: principios y métodos de medición.....	7
2.3.    Palpación y medición del pulso .....	9
2.3.1.    Zonas de palpación del pulso .....	9
2.3.2.    Características y anomalías del pulso .....	9
2.4.    Herramientas de diagnóstico cardíaco .....	10
2.4.1.    Oximetría del pulso.....	10
2.4.2.    Electrocardiografía.....	11
2.5.    Fundamentos de la Fotopletismografía (PPG).....	12
2.6.    Variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV).....	13
2.6.1.    HRV y el Sistema Nervioso Autónomo.....	14
2.6.2.    Enfermedades cardiovasculares y mortalidad.....	14
2.7.    Métodos de análisis de HRV .....	15
2.7.1.    Métodos del Dominio del Tiempo .....	15
2.7.2.    Métodos del Dominio de la Frecuencia .....	17
2.7.3.    Métodos No Lineales o Geométricos.....	18
2.8.    Telemedicina y salud digital .....	20
2.8.1.    Desarrollo de <i>apps</i> móviles en la salud .....	20
3. Metodología.....	23
3.1.    Lenguaje de programación.....	23
3.2.    Entorno de programación.....	23
3.3.    Tecnologías utilizadas: Firebase .....	24
3.4.    Librerías .....	24

3.5.	Estructura de la aplicación .....	25
3.5.1.	Descripción general de la arquitectura.....	25
3.5.2.	Diseño de interfaz de usuario.....	26
3.6.	Navegación entre pantallas .....	33
3.6.1.	Navegación en Heart Rate .....	35
3.6.2.	Navegación en Settings.....	35
3.7.	Funcionamiento de la aplicación .....	36
3.7.1.	Captura de la imagen de la cámara .....	37
3.7.2.	Extracción de la intensidad de color rojo.....	37
3.7.3.	Procesado de datos para la obtención de frecuencia cardíaca.....	38
3.7.4.	Procesado de datos para la obtención de la HRV .....	38
3.7.5.	Mostrar medición actual y guardado de datos en Firebase .....	40
3.7.6.	Mostrar mediciones anteriores.....	41
3.7.7.	Algoritmo para análisis de datos en Python.....	41
4.	Resultados.....	43
4.1.	Comparación de resultados .....	43
4.2.	Limitaciones de la aplicación.....	46
5.	Conclusiones y líneas futuras .....	47
5.1.	Conclusiones .....	47
5.2.	Líneas futuras y mejoras .....	47
6.	Referencias .....	49
7.	Anexos.....	51
7.1.	Código fuente.....	51

## Índice de figuras

Figura 1. Circuito doble del sistema cardiovascular en mamíferos.....	3
Figura 2. Ubicación del corazón en el cuerpo humano y diagrama de este .....	4
Figura 3. Diagrama de los movimientos cardíacos .....	5
Figura 4. Esquema de la diferencia entre los tipos de vasos sanguíneos.....	5
Figura 5. Esfigmomanómetro y sus partes .....	8
Figura 6. Lugares de palpación de presión arterial en el cuerpo humano. ....	9
Figura 7. Palpación del pulso comprimiendo la arteria contra un plano óseo.....	9
Figura 8. Forma del pulso, según amplitud y tensión.....	10
Figura 9. Electrocardiograma, sus partes y la posición de los electrodos en el paciente ....	11
Figura 10. Ejemplo de una señal obtenido por fotopleletismografía (PPG) [8]. ....	12
Figura 11. Principio de fotopleletismografía (PPG).....	12
Figura 12. Características del dominio del tiempo de una señal de muestra de HRV [18].	15
Figura 13. Ejemplo de un espectro de potencia de HRV[20].....	17
Figura 14. Ejemplo del análisis mediante Poincaré plots.....	19
Figura 15. Aplicación móvil 'La Meva Salut'.....	21
Figura 16. Aplicación móvil 'Vademecum Internacional'.....	21
Figura 17. Método subirInformacionPerfil().....	24
Figura 18. Arquitectura del proyecto y archivos XML del diseño de las pantallas .....	25
Figura 19. Pantalla de bienvenida y pantalla de menú principal .....	26
Figura 20. Pantalla donde se muestra el perfil del usuario registrado.....	27
Figura 21. Pantalla de registro del usuario. ....	27
Figura 22. Pantalla de inicio de sesión del usuario registrado.....	28
Figura 23. Pantalla de ajustes de la aplicación. ....	28
Figura 24. Pantalla de cambio de contraseña del usuario.....	29
Figura 25. Pantalla con información sobre la aplicación.....	29
Figura 26. Pantalla de resultados de mediciones anteriores en las últimas 24 horas. ....	30
Figura 27. Pantalla de medición de la frecuencia cardíaca.....	31
Figura 28. Pantalla de conclusión de la frecuencia cardíaca medida. ....	31
Figura 29. Pantalla de datos calculados de HRV.....	32
Figura 30. Diagrama general de la navegación en nuestra aplicación.....	33
Figura 31. Inicio de la app por primera vez y menú principal de la aplicación donde se muestran las 4 opciones que ofrece la app: medición de frecuencia cardíaca, mostrar perfil del usuario, mostrar resultados anteriores y configuración de la app.....	34
Figura 32. Pantalla con la información del perfil del usuario y navegación hacia la pantalla con los resultados de las mediciones en las últimas 24 horas .....	34
Figura 33. Navegación entre las pantallas de medición de frecuencia cardíaca.....	35
Figura 34. Navegación entre las pantallas de ajustes .....	35
Figura 35. Logo de la aplicación 'HeartSync'.....	36
Figura 36. Ejemplo de colocación del dedo índice y postura de la mano al usar la función de medición de frecuencia cardíaca de la aplicación .....	36
Figura 37. Correlación de las mediciones de 'HeartSync' frente al oxímetro de pulso. ....	45
Figura 38. Análisis de la consistencia de 'HeartSync' mediante un boxplot de error.....	45

## Índice de tablas

Tabla 1. Tabla de rangos de frecuencia cardíaca normal según la edad del usuario [4]. .....	7
Tabla 2. Rango de valores de presión arterial y su estado [5]. .....	8
Tabla 3. Tabla comparativa de resultados de la medición a través de la aplicación 'HeartSync' y un oxímetro de pulso. ....	43

## 1. Introducción

En 2018, las enfermedades cardiovasculares se convirtieron en la primera causa de muerte en el caso de las mujeres y la segunda en los hombres, según datos del Observatorio de la Muerte en Cataluña [1]. La mortalidad aumenta a medida que hay un incremento en la frecuencia cardíaca en reposo, por eso la “tasa de latidos del corazón” se describe como uno de los cuatro indicadores clave de la evaluación de la salud del paciente y sus funciones corporales, junto a parámetros como la temperatura corporal, la tensión arterial y la frecuencia respiratoria.

La medición de parámetros como la frecuencia cardíaca o la variabilidad de esta son indicadores importantes del bienestar fisiológico y emocional de una persona. La frecuencia cardíaca es el número de veces que el corazón late en 1 minuto, mientras que el tiempo que transcurre entre latido y latido es lo que se conoce como el intervalo RR. La variación entre intervalos RR consecutivos es lo que se denomina HRV. Este procedimiento se ha convertido en algo esencial en el diagnóstico del paciente, por la necesidad de disponer de métodos que proporcionen mediciones precisas y fiables.

En este proyecto de final de grado se diseñó una app Android que permite a cualquier usuario medir su frecuencia cardíaca y parámetros básicos de variabilidad de frecuencia cardíaca con la finalidad de poder ofrecer un seguimiento de su salud cardiovascular y poder disponer de estos datos en cualquier momento, ya que se sincronizan en una nube de Firebase. Nuestra app, llamada “HeartSync”, creada mediante el lenguaje de programación Kotlin y el entorno de desarrollo Android Studio, nos permite adentrarnos en el proceso de la monitorización de la salud en un mundo donde el 78% de la población mayor de 10 años tiene un teléfono móvil entre sus manos [2]. HeartSync no solo proporciona una solución no invasiva al seguimiento cardíaco, sino que también ofrece la posibilidad de exportar los datos de las mediciones a un entorno externo, como Python, para ofrecer una visión más extensa, evaluando tendencias y patrones significativos en la salud cardiovascular de los usuarios, complementando así la funcionalidad de la aplicación.

## 1.1. Objetivos del proyecto

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar una app Android, utilizando el lenguaje de programación Kotlin y la herramienta de desarrollo Android Studio, que sea capaz de medir la frecuencia cardíaca de un usuario usando su teléfono móvil.

Otros objetivos fueron:

- Obtención de datos sobre la variabilidad de frecuencia cardíaca (HRV) y la comprensión de su importancia clínica.
- Aprender a programar en Kotlin partiendo desde un nivel básico.
- Familiarizarse con el proceso de desarrollo de apps móviles.
- Diseñar interfaces de usuario visualmente atractivas y funcionales.
- Gestionar bases de datos, concretamente integrando y manipulando datos mediante la plataforma de datos Firebase.
- Realizar un análisis y visualización de los datos recopilados en tiempo real mediante el uso de Python.

## 2. Fundamentos teóricos

Este proyecto aborda el análisis de señales que son el resultado de monitorizar procesos del sistema circulatorio. Es por ese motivo que resulta imprescindible explicar su funcionamiento básico y el papel de sus componentes principales para lograr la comprensión del trabajo elaborado.

### 2.1. Introducción al Sistema Cardiovascular

El sistema cardiovascular, o sistema circulatorio, está formado por el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre. Este se encarga de transportar el oxígeno, las hormonas y los nutrientes necesarios a todas las células del cuerpo. Además, recoge productos de residuo generados por los procesos metabólicos y los transporta a los órganos con función de deshecho.

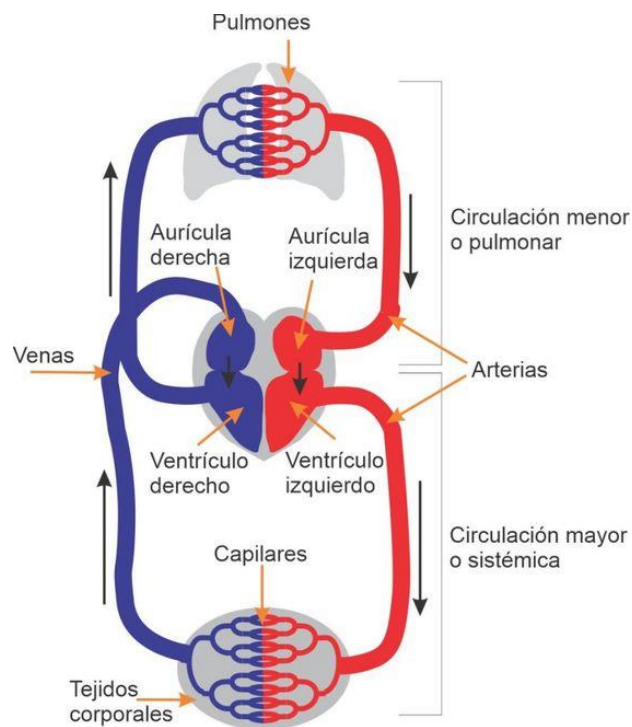


Figura 1. Circuito doble del sistema cardiovascular en mamíferos.

El sistema circulatorio trabaja en conjunto con otros sistemas, como el digestivo, el excretor, el endocrino, el nervioso y esquelético.

#### 2.1.1. El corazón

El corazón es un músculo de unos 200 a 425 gramos, y un poco más grande que un puño, que bombea sangre por 2 circuitos principales: el pulmonar y el circulatorio. Este músculo bombea diariamente unos 7.500 litros de sangre y late unas 100.000 veces. Se encuentra entre los pulmones, en el centro del pecho, aunque desplazado levemente a la izquierda del esternón.

El corazón tiene 4 cavidades, las superiores se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha, mientras que las inferiores se denominan ventriculo izquierdo y ventriculo derecho. Estas cavidades se dividen por el tejido que se conoce como “tabique interventricular”, que es una pared muscular.

El sistema pulmonar transporta sangre con baja concentración de oxígeno desde el ventrículo derecho del corazón a los pulmones, donde la sangre es oxigenada. En cambio, el sistema circulatorio devuelve la sangre rica en oxígeno y nutrientes a la arteria izquierda y es bombeada por todo el cuerpo.

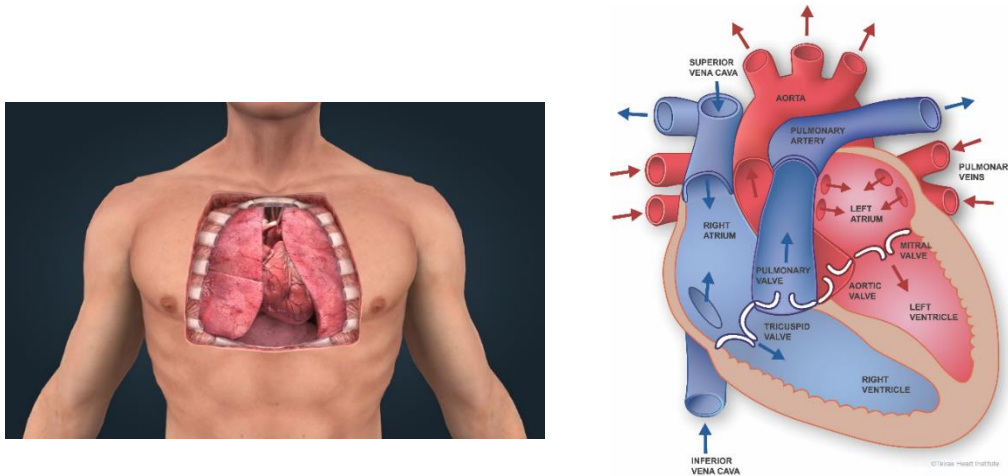


Figura 2. En la imagen de la izquierda observamos la ubicación del corazón en el cuerpo humano. En la imagen de la derecha se muestra un diagrama del corazón humano (cortado).

### 2.1.2. Ciclo cardíaco

Se denomina ciclo cardíaco a los fenómenos que transcurren desde el comienzo de un latido cardíaco hasta que comienza el siguiente. En otros términos, este ciclo está compuesto por el proceso de relajación y contracción del corazón en el cual se bombea sangre a todo el cuerpo. Este proceso está compuesto por fenómenos eléctricos, mecánicos, sonoros y de presión. Se conoce como *sístole* a la contracción ventricular y como *diástole* a la relajación ventricular.

Por otro lado, cada vez que ocurre el conjunto de procesos que engloba el ciclo cardíaco da lugar a un *latido*. El ciclo cardíaco se compone de 3 etapas principales:

- **Sístole auricular:** Al iniciarse el ciclo cardíaco a causa de un potencial de acción, las aurículas se contraen y la sangre contenida fluye a los ventrículos. Cuando toda esa sangre se ha expulsado de las aurículas, las válvulas situadas entre ellas y los ventrículos se cierran, dando lugar al sonido del latido.
- **Sístole ventricular:** Los ventrículos se contraen al llegarles la onda de despolarización y aumenta la presión interna, provocando el cierre de las válvulas auriculoventriculares y la apertura de las válvulas semilunares, que hace que la sangre sea dirigida hacia la aorta y la arteria pulmonar.
- **Diástole cardíaca:** Se trata de la fase de relajación del corazón, donde los ventrículos y aurículas se relajan. Las válvulas semilunares se cierran y las auriculoventriculares se abren, permitiendo el flujo de la sangre de las venas hacia las aurículas, y posteriormente hacia los ventrículos, preparándose así para el siguiente ciclo cardíaco.

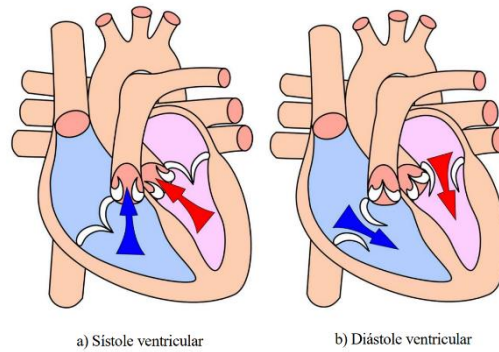


Figura 3. Diagrama de los movimientos cardíacos.  
a) Sístole ventricular b) Diástole ventricular

El corazón contiene un sistema de conducción eléctrica intrínseco, el cual inicia un impulso en el nódulo sinusal. El inicio de este impulso no necesita estímulos externos para activarse y viaja a través del corazón, causando la contracción de las aurículas y ventrículos mencionados. La frecuencia con la que ocurre este proceso es la *frecuencia cardíaca*, un signo vital que se mide comúnmente en latidos por minuto, *beats per minute* en inglés (de ahí sus siglas “bpm”). La *presión sanguínea* es otra medida crucial, puesto que es la fuerza que la sangre ejerce en los vasos sanguíneos y va variando con cada latido del corazón, reflejando las variaciones en el ciclo cardíaco.

### 2.1.3. Los vasos sanguíneos

Los vasos sanguíneos juegan un papel esencial en el transporte de la sangre. Estos forman una red de conductos para transportar la sangre desde el corazón a los tejidos, y de los tejidos al corazón.

Existen 3 tipos de vasos sanguíneos principales:

- **Arterias:** Las arterias son los vasos sanguíneos que transportan la sangre desde dentro hacia fuera del corazón, a otras partes del cuerpo. Este tipo de vasos son más gruesos que las venas por la alta presión de sangre que viene directa del corazón.
- **Venas:** Las venas transportan la sangre desde órganos y tejidos de vuelta al corazón.
- **Capilares:** Los capilares son vasos estrechos que transportan la sangre desde las arterias hasta las células, y de las células a las venas.

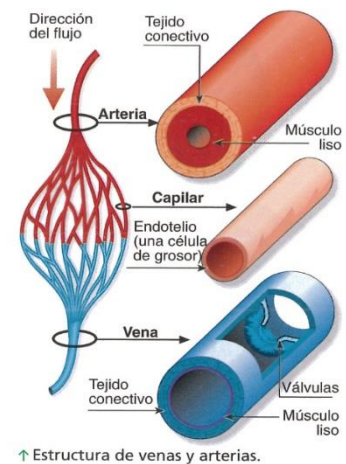


Figura 4. Esquema de la diferencia entre los tipos de vasos sanguíneos: arterias, venas y capilares.

### **2.1.4. La sangre**

La sangre es el principal transportador de moléculas de nuestro cuerpo, transportando moléculas como el oxígeno o el dióxido de carbono. Es un tipo de tejido conectivo y fluido, que circula por el interior de los vasos sanguíneos y su densidad es mayor que la del agua, con una textura viscosa al tacto. Está formado por líquidos y sólidos, teniendo en la fase sólida leucocitos, eritrocitos y plaquetas, mientras que en su fase líquida se encuentra el plasma sanguíneo.

Su color puede ser rojo oscuro o rojo vivo, según la sangre esté más o menos oxigenada. La temperatura de este fluido es un poco mayor a la de la piel, alrededor de los 38°C y mantiene un pH constante, entre 7.35 y 7.45. Esta acidez es un factor fundamental para nuestra salud.

En este proyecto, será de gran importancia un componente de la fase sólida: los eritrocitos. Estos están compuestos por hemoglobina, que es una hemoproteína con un color rojo cuya función es captar el oxígeno de los pulmones y transportarlo a los tejidos, al mismo tiempo que recoge el dióxido de carbono para llevarlo a nuevo a los pulmones. Cuando el corazón bombea sangre, la concentración de eritrocitos que recorren los vasos sanguíneos varía. Este factor es clave para entender el funcionamiento de nuestra app.

## **2.2. Aspectos clínicos del sistema cardiovascular**

### **2.2.1. Frecuencia cardíaca: importancia y métodos de medición**

La frecuencia cardíaca, como hemos descrito anteriormente, es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto, por eso sus unidades son el latido por minuto. Una frecuencia cardíaca adecuada es fundamental para el correcto funcionamiento del corazón. Eventos como el ejercicio físico o las situaciones de estrés provocan una tendencia al aumento de esta frecuencia cardíaca para satisfacer una mayor demanda de oxígeno y nutrientes del cuerpo.

La frecuencia cardíaca máxima es aquel valor de frecuencia cardíaca que una persona puede alcanzar durante un ejercicio físico intenso considerándose un valor dentro de la normalidad, siendo más baja conforme su edad avanza. Aunque existen varias fórmulas para calcularla, la más conocida es la siguiente:

$$FC_{m\acute{a}x} = 220 - edad$$

*Ecuación 1. Fórmula para el cálculo de la frecuencia cardíaca máxima.*

La siguiente tabla (Tabla 1) contiene los valores normales de frecuencia cardíaca en reposo, la cual refleja como la frecuencia cardíaca típica va variando con la edad. En reposo, un bebé puede tener un valor mucho mayor que un adulto o un anciano, debido a las diferencias en el metabolismo y la fisiología cardíaca a lo largo de la vida. Entender estos valores normales es crucial en la monitorización de salud cardíaca y el diagnóstico de posibles anomalías.

Una frecuencia cardíaca en reposo significativamente más alta, o más baja, que los valores típicos para un grupo de edad puede ser un claro indicador de enfermedad cardiovascular u otro tipo de problema de salud, que requeriría una evaluación médica más detallada [3].

<b>Rango de frecuencias cardíacas normales</b>	
<b>Edad</b>	<b>Frecuencia cardíaca (bpm)</b>
0-1 mes de edad	70 - 190
1-11 meses de edad	80 - 160
1-2 años	80 - 130
3-4 años	80 - 120
5-6 años	75 - 115
7-9 años	70 - 110
+10 años	60 - 100
Ancianos	< 60
Deportistas	40 - 60

Tabla 1. Tabla de rangos de frecuencia cardíaca normal según la edad del usuario [4].

### 2.2.2. Presión arterial: principios y métodos de medición

La presión arterial se mide como 2 valores. El primer valor, que normalmente es el más grande, representa la presión en las arterias en la etapa de sístole, cuando el corazón bombea la sangre durante cada latido. En cambio, el segundo valor, que es más bajo, representa la presión cuando el corazón se relaja antes del próximo latido. Este valor corresponde a la etapa de diástole. Ambos valores se miden en unidades de milímetros de mercurio (mmHg).

Igual que con la frecuencia cardíaca, conocer los valores normales de presión arterial como los que se muestran en la Tabla 2 es fundamental para la detección de condiciones como la hipertensión o la hipotensión. Por ejemplo, una presión arterial normal para un adulto debería estar alrededor de 120/80 mmHg. Valores significativamente más altos pueden significar hipertensión, una condición que aumenta el riesgo de enfermedades cardíacas y accidentes cerebrovasculares. Por otro lado, valores bajos pueden señalar hipotensión, que suele ser menos preocupante, pero puede causar mareos y otros síntomas.

Realizar un seguimiento de la presión arterial, especialmente en personas con factores de riesgo de enfermedades cardíacas, es esencial para mantener el bienestar cardíaco.

Rango de valores de presión arterial		
Estado	Sistólico (mmHg)	Diastólico (mmHg)
Óptimo	< 120	< 80
Normal	120 - 129	80 - 84
Medio-Alto	130 - 139	85 - 89
Alto	> 140	> 90

Tabla 2. Rango de valores de presión arterial y su estado [5].

### 2.2.2.1. Auscultación y esfigmomanómetro

La auscultación es una técnica clave en la medicina, que implica escuchar los sonidos internos del cuerpo, usualmente en el tórax y abdomen, para detectar condiciones normales o anormales. Tradicionalmente, se ha realizado de 3 maneras:

- *Auscultación directa*: Se escucha directamente desde la pared del cuerpo.
- *Auscultación con trompa*: Método antiguo que utilizaba un dispositivo en forma de trompeta.
- *Auscultación mediata*: Método más común hoy en día que permite al médico captar con claridad los sonidos del cuerpo, como soplos cardíacos causados por flujos sanguíneos irregulares, con el uso del estetoscopio.

Por otro lado, el esfigmomanómetro, también conocido comúnmente como tensiómetro, juega un papel crucial en la medición de la presión arterial. Este dispositivo, que incluye un brazalete inflable, un manómetro y, a menudo, un estetoscopio, permite escuchar los sonidos de Korotkoff, que son fundamentales para determinar la presión arterial sistólica y diastólica. El brazalete se infla hasta ocluir la arteria braquial y luego se desinfla gradualmente, permitiendo medir la presión arterial de forma no invasiva. Existen diferentes tipos de esfigmomanómetros, como los aneroides que utilizan un sistema de aguja y resortes o los modelos digitales, que son más fáciles de usar, pero generalmente menos precisos.



Figura 5. En la imagen de la izquierda se observa un esfigmomanómetro tradicional y sus partes. En la imagen de la derecha se observa una muestra del uso del esfigmomanómetro combinado con estetoscopio.

## 2.3. Palpación y medición del pulso

### 2.3.1. Zonas de palpación del pulso

Es posible medir el pulso en las distintas arterias superficiales del cuerpo. Los lugares más comúnmente empleados son:

- Pulso temporal (arteria temporal): en la sien.
- Pulso carotídeo (arteria carótida): en el cuello.
- Pulso braquial (arteria humeral): en la cara interna del brazo.
- Pulso radial (arteria radial): en la muñeca.
- Pulso cubital (arteria cubital): en la parte interna del pliegue del codo.
- Pulso femoral (arteria femoral): en la ingle.
- Pulso poplíteo (arteria poplíteo): en la parte posterior de la rodilla.
- Pulso pedio (arteria pedía): en el dorso del pie.
- Pulso tibial (arteria tibial posterior): en la parte interior del tobillo.
- Pulso apical (ápex cardiaco): en el pecho, a la izquierda del esternón.

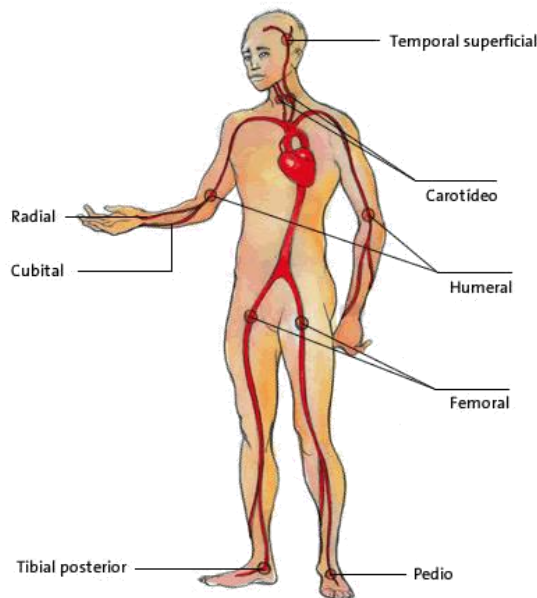


Figura 6. Lugares de palpación de presión arterial en el cuerpo humano.

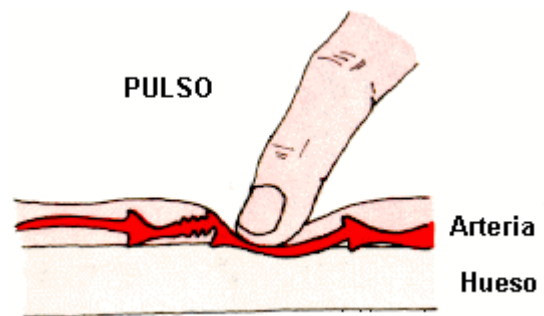


Figura 7. Palpación del pulso comprimiendo la arteria contra un plano óseo.

La palpación del pulso para su medición se debe realizar, preferentemente, comprimiendo la arteria contra un plano óseo o duro, de manera que pueda sentirse el latido arterial nítidamente en forma de rebote elástico de la arteria. En el ámbito médico, es común medir el pulso radial y braquial [6].

### 2.3.2. Características y anomalías del pulso

Cuando se mide el pulso, se están evaluando una serie de parámetros clave de las ondas del pulso que aportan información sobre la salud cardiovascular. El pulso es una onda que sube rápidamente y desciende más lentamente, ofreciendo pistas sobre la regularidad y la fuerza del latido producido. Un pulso equilibrado y constante refleja intervalos diastólicos uniformes, mientras que la irregularidad en estos intervalos puede indicar arritmia, una condición que varía la distancia entre los latidos.

Al palpar el pulso, siguiendo los métodos descritos en el punto anterior, observamos tanto su amplitud como su tensión. La amplitud da información sobre la fuerza del latido; un pulso fuerte o *magnus* puede sugerir insuficiencia valvular aórtica, mientras que un pulso débil o *parvus* puede indicar una presión arterial baja. Por otro lado, la tensión del pulso se relaciona con la presión necesaria para detener el flujo sanguíneo, que se relaciona estrechamente con la presión arterial.

En cuanto a las anomalías del pulso arterial, un pulso hipocinético señala un latido débil, potencialmente derivado de complicaciones cardíacas graves, mientras que un pulso hiperkinético, con rápidas fluctuaciones, puede apuntar a condiciones como la hipertensión.

La forma del pulso también aporta información relevante. Por ejemplo, un pulso *bisferiens* puede mostrar dos picos durante una sístole, común en enfermedades valvulares, y un pulso *dicroto*, con un pico extra en la diástole, común en estados febriles en enfermedades infecciosas [7].

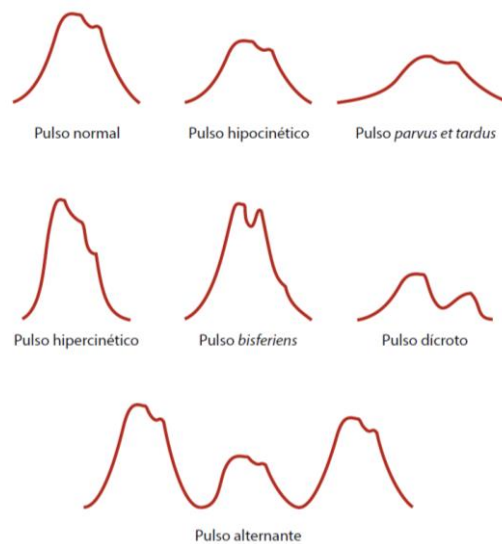


Figura 8. Forma del pulso, según amplitud y tensión.

## 2.4. Herramientas de diagnóstico cardíaco

Cuando se trata de la evaluación y diagnóstico de enfermedades cardíacas, se utilizan diversas herramientas avanzadas que permitan una observación detallada de la función cardíaca. Estas herramientas, desde las más tradicionales a las más modernas, han revolucionado la manera en que los profesionales sanitarios detectan y tratan las afecciones cardíacas, proporcionando datos vitales precisos. En este apartado, exploraremos dos de las herramientas de diagnóstico más comunes empleadas en cardiología: la oximetría del pulso y la electrocardiografía. Ambas técnicas ofrecen información vital sobre el estado y el rendimiento del corazón.

### 2.4.1. Oximetría del pulso

La oximetría del pulso, o también conocida como pulsioximetría, es una técnica barata y no invasiva para la medición de saturación de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>). Se utiliza comúnmente para evaluar la eficiencia de la oxigenación en pacientes y algunos dispositivos también aportan información sobre la frecuencia cardíaca.

En su uso general, se coloca el dispositivo pulsioxímetro en un extremo del dedo o el lóbulo de la oreja, zonas con buen flujo sanguíneo. Este dispositivo utiliza una luz de diferentes longitudes de onda para estimar la cantidad de oxígeno en la sangre, basándose en cómo la luz es absorbida por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Este método de emisión y absorción de luz recibe el nombre de fotopletismografía (PPG, de sus siglas en inglés) y del que hablaremos más adelante, pues ha sido el pilar del desarrollo de este proyecto.

La pulsioximetría es importante para monitorizar la salud respiratoria y cardíaca, concretamente en casos críticos y durante procedimientos quirúrgicos.

### 2.4.2. Electrocardiografía

La electrocardiografía es una prueba que registra la actividad eléctrica del corazón. Esta es comúnmente utilizada para detectar arritmias cardíacas, bloqueos cardiacos y para evaluar el estado general del corazón. Este método emplea el electrocardiógrafo, posicionando 6 electrodos en regiones del pecho correspondientes al corazón y en algunos casos 4 electrodos en las extremidades del paciente. Estos electrodos detectan las pequeñas señales eléctricas resultado de la actividad cardíaca y las representa gráficamente en función del tiempo, que es lo que se conoce como electrocardiograma. Esta actividad eléctrica que se registra es lo que mencionamos anteriormente como potenciales de acción.

El ECG es fundamental para el diagnóstico de infartos de miocardio, isquemia cardíaca y otras afecciones cardíacas de forma no invasiva.

La siguiente Figura 9 (imagen izquierda) muestra la representación de un latido en forma de electrocardiograma. Esta señal está compuesta por ondas de diferentes periodos:

- Onda P: representa el inicio del latido en las aurículas del corazón. Su duración es de menos de 0.12 segundos.
- Complejo QRS: corresponde a la despolarización de los ventrículos del corazón. Su duración normalmente es de 0.04 a 0.12 segundos.
- Onda T: representa la fase de recuperación.

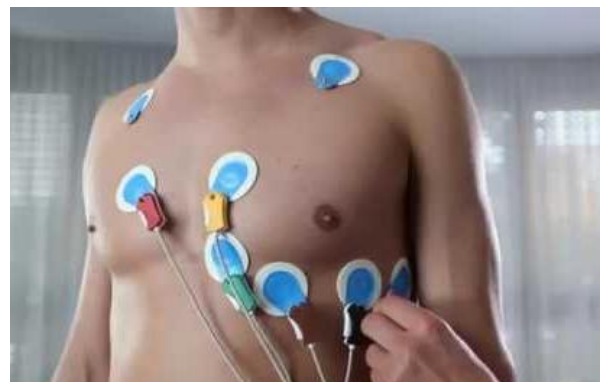
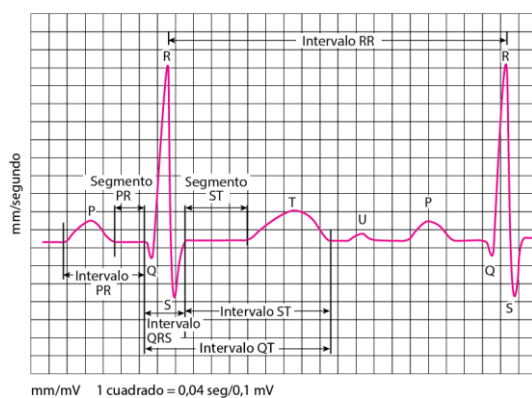


Figura 9. Electrocardiograma de 2 latidos consecutivos y sus partes en la imagen de la izquierda. A su lado, una muestra de una electrocardiografía y la posición de los electrodos en el paciente.

Para calcular la frecuencia cardíaca, se debe especificar con precisión la posición del complejo QRS y el intervalo RR. El intervalo RR es el tiempo que transcurre entre 2 ondas R consecutivas. El número de latidos en 1 minuto corresponde a la frecuencia en Hz de la señal de latido del corazón. De este modo, como vemos en la siguiente ecuación:

$$f_h(\text{Hz}) = \frac{1}{T}$$

$$f_h(\text{bpm}) = \frac{60}{T}$$

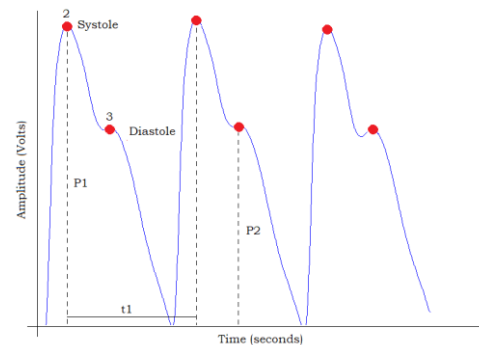
$T = \text{intervalo entre RR consecutivos}$

*Ecuación 2. Relación de frecuencia cardíaca y periodo, en unidades Hz y latidos por minuto (bpm).*

## 2.5. Fundamentos de la Fotopletismografía (PPG)

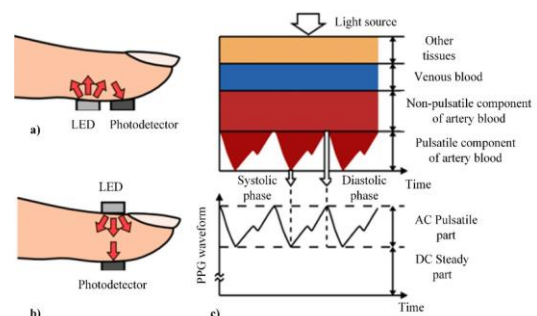
La palabra fotopletismografía (por sus siglas en inglés, PPG) se compone de 2 palabras: ‘foto’, que significa luz, y ‘pletismografía’, que se refiere a la medición de cambios en el volumen en partes del cuerpo.

La fotopletismografía (PPG) es una técnica no invasiva esencial en la monitorización de la salud cardiovascular, basada en la detección de cambios volumétricos en la microcirculación sanguínea de una parte accesible del cuerpo, como puede ser la yema del dedo. La señal PPG, al igual que el electrocardiograma (ECG), proporciona información sobre la frecuencia cardíaca. Sin embargo, a diferencia del ECG, que estima la frecuencia cardíaca basándose en la señal eléctrica del corazón, el PPG mide estos cambios a través de la absorción o reflexión de la luz en el flujo sanguíneo durante las pulsaciones [8].



*Figura 11. Ejemplo de una señal obtenida por fotopletismografía (PPG) [8].*

Un típico dispositivo de PPG consta de una fuente de luz y un fotodetector. Durante la fase sistólica, el aumento rápido del volumen sanguíneo atenúa la fuente de luz del dispositivo de medición de PPG, permitiendo detectar los cambios en el volumen de flujo sanguíneo. La onda PPG incluye picos sistólicos y diastólicos, y la muesca dicrótica, que juntos reflejan la contracción y relajación transmitida del ventrículo en el sitio de medición.



*Figura 10. Principio de fotopletismografía. a) modo reflectivo; b) modo de transmisión; c) ejemplo de señal PPG [9].*

En el contexto de nuestro proyecto, la tecnología PPG es fundamental para la funcionalidad de nuestra aplicación. Utilizando la cámara y el flash LED de un teléfono móvil, la app aprovecha el principio de PPG para monitorizar la frecuencia cardíaca del usuario. En este

caso, el flash del teléfono móvil actúa como fuente de luz en el dispositivo PPG. El flash emite luz que penetra la piel cuando el usuario coloca su dedo sobre la cámara. Por otro lado, la cámara del teléfono móvil funciona como el fotodetector en el sistema PPG, puesto que la cámara capta la luz que es reflejada y transmitida a través del dedo.

Es importante destacar que las señales PPG pueden verse influenciadas por artefactos de movimiento, especialmente en dispositivos portátiles. Estos artefactos pueden distorsionar la señal PPG, resultando una interpretación equivocada de la salud cardiovascular.

Por último, las señales PPG contienen una rica variedad de información fisiológica que es importante, como la variabilidad de frecuencia cardíaca.

## **2.6. Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV)**

La variabilidad en la frecuencia cardíaca es un indicador clave de la salud cardiovascular y la actividad del sistema nervioso autónomo. Esta mide la variación en los intervalos de tiempo entre los latidos cardíacos consecutivos, lo que se conoce como intervalo RR. Esta métrica es el reflejo de la interacción entre varios factores fisiológicos que modulan el ritmo cardíaco normal, permitiendo observar la dinámica de la regulación del corazón por parte del sistema nervioso simpático y el sistema nervioso parasimpático.

El ritmo cardíaco no es una señal lineal, sino que contiene partes no lineales que pueden ofrecer una visión más completa de la salud cardiovascular y el equilibrio autonómico. La HRV es una señal no estacionaria, en la cual sus variaciones pueden resultar en indicadores de enfermedades actuales o alertas tempranas sobre futuras afecciones cardíacas.

El análisis de la variabilidad de frecuencia cardíaca es una herramienta popular y no invasiva, con gran potencial para pacientes con enfermedades cardíacas, diabetes, hipertensión y estrés crónico.

Cuando hablamos del intervalo RR también encontramos referencias al intervalo NN, que esencialmente es una versión filtrada del intervalo RR, donde se han eliminado los latidos anormales.

La importancia de la variabilidad de frecuencia cardíaca en el ámbito clínico fue reconocida por primera vez en 1965, mientras se observaba un feto. Los doctores, Hon y Lee, se dieron cuenta de que la angustia fetal era precedida por alteraciones en los intervalos entre latidos, antes de que ocurriera cualquier cambio apreciable en la frecuencia cardíaca. Esto resultó en un paso importante para empezar a reconocer la importancia de la HRV como un indicador temprano de estrés o disfunción, antes de manifestar cambios en la frecuencia cardíaca promedio. Después, esa misma investigación se centró en observar los ritmos fisiológicos de la señal en el intervalo RR, permitiendo comprender varios aspectos de la salud cardiovascular y la función del sistema nervioso autónomo [10].

### **2.6.1. HRV y el Sistema Nervioso Autónomo**

El sistema nervioso está formado por una componente fundamental, el sistema nervioso autónomo. Este regula de manera involuntaria funciones viscerales del organismo, aparte de ser el responsable del mantenimiento de la homeostasis corporal y de las respuestas de adaptación del organismo ante las variaciones del medio externo e interno. Este sistema también se encarga de controlar funciones como la presión arterial, la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal, entre otros [11].

El sistema nervioso autónomo se divide en 2 partes principales: el sistema nervioso simpático y el sistema nervioso parasimpático:

#### **a) Sistema Nervioso Simpático (SNS):**

Este sistema funciona como un “acelerador” en situaciones que requieren alerta y acción rápida, aumentando la frecuencia cardíaca, dilatando los bronquios y las pupilas, inhibiendo las funciones digestivas y participando en la liberación de glucosa para proporcionar energía.

#### **b) Sistema Nervioso Parasimpático (SNP):**

Este sistema actúa en situaciones de relajación, facilitando la digestión, reduciendo la frecuencia cardíaca y conservando la energía.

Este sistema nervioso autónomo está directamente relacionado con la variabilidad de la frecuencia cardíaca, concretamente con las fluctuaciones en los latidos consecutivos del corazón. Se puede decir que la HRV es un reflejo directo de la actividad del sistema nervioso autónomo, que ofrece una visión del equilibrio entre las dos partes de este sistema.

Cuando se activa el SNS en respuesta al estrés, la frecuencia cardíaca aumenta, reduciendo la variabilidad de la frecuencia cardíaca, por la liberación de adrenalina y noradrenalina, obteniendo un valor de HRV menor. Al aumentar esta frecuencia cardíaca, los intervalos entre latidos consecutivos se vuelven más cortos y regulares, reduciendo la HRV por una menor variación entre los intervalos.

### **2.6.2. Enfermedades cardiovasculares y mortalidad**

La variabilidad de frecuencia cardíaca (HRV) es inversamente proporcional a la frecuencia cardíaca, de modo que cuando el ejercicio o estrés son más intensos, la frecuencia cardíaca aumentará y el valor de HRV disminuirá. Una HRV elevada y una frecuencia cardíaca baja, se asocian al predominio del SNP, mientras que la disminución de HRV y el aumento de frecuencia cardíaca indican un predominio del SNS [12]. Por lo tanto, en situaciones de reposo predominará el SNP, mientras que en situaciones de estrés y ejercicio físico se estimulará el SNS.

El desequilibrio prolongado entre el SNS y el SNP puede desarrollar problemas de salud [13]. Por ejemplo, un SNS hiperactivo puede mantener la presión arterial elevada,

aumentando el riesgo de hipertensión. Por otro lado, un aumento constante de la frecuencia cardíaca y la presión arterial pueden contribuir al desarrollo de enfermedades cardíacas.

También se puede relacionar la HRV con la mortalidad cardiovascular, como se describe en varios estudios que relacionan un valor bajo de HRV como un claro predictor de riesgo de enfermedades cardiovasculares y mortalidad [14], además de asociarse con ansiedad [15] y depresión [16].

Existe una variabilidad significativa en los valores de HRV entre individuos, dificultando la estandarización y, en consecuencia, la creación de una tabla de valores normales, como ocurre con la frecuencia cardíaca, por ejemplo. Esta variabilidad se debe a factores como la edad, el sexo y la genética; factores en el estilo de vida como la actividad física, el estrés, los patrones de sueño y la dieta; así como el consumo de sustancias como el alcohol, la caféina o el tabaco. Además, condiciones médicas como enfermedades cardiovasculares y trastornos del sistema nervioso autónomo también son un factor importante.

Estos factores impiden la interpretación de la HRV de manera aislada, sino que debe considerarse dentro de un contexto amplio de la salud y la situación. En resumen, lo que resulta normal para una persona puede ser lo contrario para otra [17].

## 2.7. Métodos de análisis de HRV

Para realizar el análisis de la HRV, los parámetros se dividen en 3 grupos: parámetros en el dominio del tiempo, parámetros en el dominio de la frecuencia y parámetros geométricos o no lineales.

### 2.7.1. Métodos del Dominio del Tiempo

El análisis de HRV en el dominio del tiempo vienen derivados de la medición de intervalos RR sucesivos. Este método emplea estadísticas y medidas que dependen directamente del tiempo.

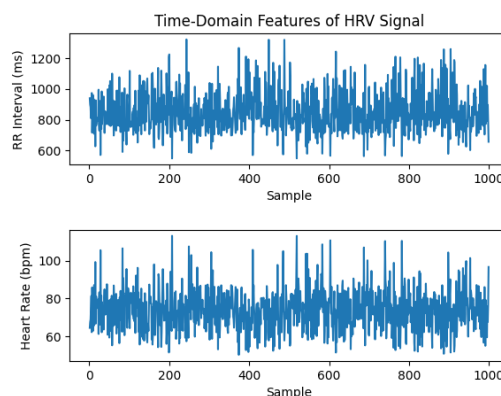


Figura 12. Características del dominio del tiempo de una señal de muestra de HRV [18].

Los parámetros más comunes dentro de este dominio temporal son los siguientes:

El primer parámetro que destacar es  $\overline{RR}$ , que representa la media de todos los intervalos RR. Mediante este valor también es posible calcular el promedio de la frecuencia cardíaca, representado por  $\overline{HR}$ .

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RR_n, \overline{HR} = \frac{60}{\overline{RR}}$$

Ecuación 3. Fórmula para el cálculo de la media de todos los intervalos RR y el promedio de frecuencia cardíaca.

La desviación estándar de los intervalos RR (o NN) se define como **SDNN**. Este parámetro refleja la variación general (tanto a corto como a largo plazo) dentro de la serie temporal del intervalo RR. Se calcula como la diferencia entre cada intervalo RR y el promedio de todos los intervalos RR, elevada al cuadrado, sumada y luego dividida por el número total de intervalos menos 1. Finalmente, se realiza la raíz cuadrada del resultado.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (RR_n - \overline{RR})^2}$$

Ecuación 4. Fórmula para el cálculo de la desviación estándar de los intervalos RR (o NN si son intervalos normalizados).

Por otro lado, la desviación estándar de las diferencias sucesivas del intervalo RR viene dada por **SDSD**, que es una medida de la variabilidad a corto plazo (latido a latido). Este se calcula como la variabilidad de las diferencias entre intervalos RR sucesivos, donde  $E\{\Delta RR_n^2\}$  es el promedio de los cuadrados de estas diferencias y  $E\{\Delta RR_n\}^2$  es el cuadrado del promedio de las diferencias. Un valor alto de SDSD indica una mayor variabilidad a corto plazo en los intervalos entre latidos consecutivos, lo que sugiere una mayor influencia del SNP.

$$SDSD = \sqrt{E\{\Delta RR_n^2\} - E\{\Delta RR_n\}^2}$$

Ecuación 5. Fórmula para el cálculo de la desviación estándar de las diferencias sucesivas del intervalo RR.

La raíz cuadrada del valor medio de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR sucesivos recibe el nombre de **RMSSD**. Este valor representa las variaciones a corto plazo de los intervalos RR y comúnmente se utiliza para evaluar la influencia del SNP.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}$$

Ecuación 6. Fórmula para el cálculo de las variaciones a corto plazo de los intervalos RR.

Otro parámetro calculado a partir de diferencias sucesivas de intervalos RR es el **NN50**, que representa el número de intervalos sucesivos que difieren en más de 50 ms. El valor de **pNN50** es el porcentaje de NN50 respecto al número total de intervalos RR. Ambos

parámetros están correlacionados con RMSSD, por lo que también son indicadores de la regulación del SNP.

$$NN50 = \sum_{n=1}^{N-1} (|RR_{n+1} - RR_n|) > 50 \text{ ms}$$

$$pNN50 = \frac{NN50}{N - 1} * 100\%$$

Ecuación 7. Fórmula para el cálculo del número de intervalos sucesivos que difieren en más de 50 ms, junto al cálculo de su porcentaje (pNN50).

### 2.7.2. Métodos del Dominio de la Frecuencia

En los métodos de análisis de la HRV en el dominio de la frecuencia, se calcula una estimación de la densidad del espectro de potencia (PSD, de sus siglas en inglés). En otras palabras, se obtiene aplicando la Transformada Rápida de Fourier, permitiendo descomponer la energía de la señal RR en diferentes componentes frecuenciales. Estas componentes, medidas en hercios (Hz), tienen relación con la actividad del sistema nervioso autónomo y se pueden clasificar como:

- **Frecuencias muy bajas** (VLF, de sus siglas en inglés): Bandas que van desde 0.0033 a 0.04 Hz. La relación fisiológica de esta banda está poco definida, aunque diversos estudios la relacionan con la actividad parasimpática [19].
- **Frecuencias bajas** (LF, de sus siglas en inglés): Bandas que van desde 0.04 a 0.15 Hz. Esta banda puede relacionarse con la actividad simpática y, al mismo tiempo, con la actividad parasimpática, aunque está más influenciado por el SNS.
- **Frecuencias altas** (HF, de sus siglas en inglés): Bandas que van desde 0.15 a 0.4 Hz. Esta banda está relacionada con la actividad parasimpática.
- **Relación LF/HF:** Esta proporción entre la frecuencia alta y la frecuencia baja se utiliza para estimar la influencia parasimpática, representada por las frecuencias altas, y la simpática, representada por las frecuencias bajas. Un valor alto sugiere un predominio del sistema nervioso simpático.

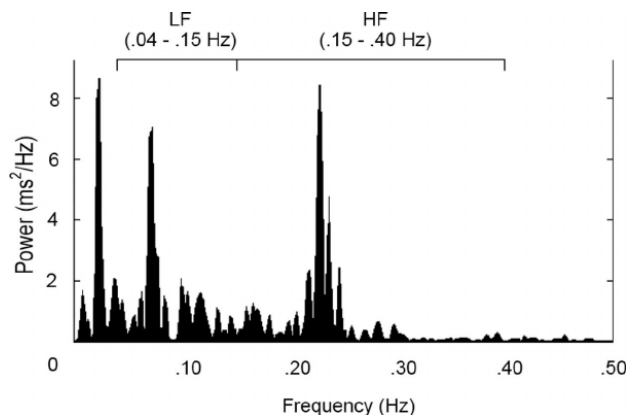


Figura 13. Ejemplo de un espectro de potencia de la variabilidad de la frecuencia cardíaca aplicando la Transformada Rápida de Fourier a partir de una grabación de 5 minutos obtenida de un sujeto en reposo en posición supina. El componente de baja frecuencia (LF) ocurre entre 0.04 y 0.15 Hz y el componente de alta frecuencia (HF) ocurre entre 0.15 y 0.40 Hz. Hz = ciclos por segundo [20].

Estas componentes mencionadas pueden variar dependiendo de la duración del tiempo de captura de la señal. Las señales capturadas (grabaciones) en un *plazo corto*, alrededor de 2 a 5 minutos, generalmente se realizan en condiciones controladas, como en reposo y en posición supina. Estas grabaciones suelen centrarse en las bandas de alta frecuencia. Por otro lado, las señales capturadas a *largo plazo*, durante unas 24 horas, son capaces de capturar un rango más amplio de actividades fisiológicas. Además de las bandas altas y bajas, en este tipo de grabación puede analizarse la banda de frecuencia muy baja, incluso en algunos casos la banda de frecuencia ultra baja (ULF, de sus siglas en inglés).

Por un lado, las grabaciones a corto plazo son útiles para analizar la modulación rápida de la frecuencia cardíaca. En cambio, las grabaciones a largo plazo permiten una visión más completa del equilibrio autonómico y la respuesta a estímulos.

Actualmente, encontramos métodos más avanzados que ofrecen alternativas a las técnicas mencionadas, que basan su análisis en la Transformada Rápida de Fourier:

Encontramos técnicas como el *Método Lomb-Scargle (LS) Periodogram*, que se diferencia de los métodos tradicionales por la posibilidad de manejar directamente datos muestreados de manera irregular, sin necesidad de normalizar los datos para obtener una señal uniforme. Este método es más adecuado para proporcionar una estimación precisa de la PSD en datos de HRV.

Por otro lado, el método de la *Entropía de Wavelet* propone un enfoque más reciente, descomponiendo la señal en componentes de frecuencia más detalladas empleando funciones matemáticas (wavelets) y calculando posteriormente la energía en cada componente, para evaluar la entropía. Este método también permite el análisis de datos irregulares y proporciona una evaluación detallada de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

### **2.7.3. Métodos No Lineales o Geométricos**

Los métodos no lineales para el análisis de la HRV proporcionan una visión más compleja y detallada, analizando patrones y ofreciendo una comprensión más profunda de las series de intervalos RR.

Aunque existen varios métodos, el más utilizado es el *Poincaré Plot*. En este se representan los intervalos RR en un diagrama de dispersión, en el que se relaciona la duración de un intervalo RR con la duración del intervalo RR anterior. Este diagrama da lugar a un conjunto de puntos, que suele formar una elipse y tiene un diámetro longitudinal que describe la desviación de la frecuencia cardíaca a largo plazo, también un diámetro transversal que representa cambios a corto plazo. Los puntos que se desvían de esta línea diagonal indican variabilidad en los intervalos RR analizados.

Para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, existen 2 parámetros derivados del Poincaré plot: SD1 y SD2. Estos representan la desviación estándar de las diferencias sucesivas y ayudan a cuantificar la variabilidad a corto y largo plazo, como se ha comentado anteriormente.

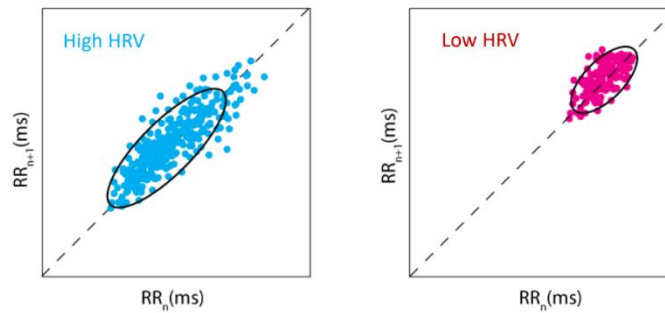


Figura 14. Ejemplo del análisis mediante Poincaré plots. El gráfico de la derecha muestra una mayor dispersión, indicando mayor variabilidad. El gráfico de la izquierda, por lo contrario, se muestra más concentrado, indicando menor variabilidad.

Aunque se calculan de forma similar, SD1 se calcula a partir de las diferencias entre intervalos RR sucesivos, midiendo la variabilidad a corto plazo de la HRV. En cambio, SD2 se calcula a partir de la suma de intervalos RR sucesivos, midiendo la variabilidad a largo plazo de la HRV.

$$SD1 = \sqrt{\text{Var}\left(\frac{RR_n - RR_{n+1}}{\sqrt{2}}\right)} \quad SD2 = \sqrt{\text{Var}\left(\frac{RR_n + RR_{n+1}}{\sqrt{2}}\right)}$$

Ecuación 8. Fórmula para el cálculo de SD1 y SD2 a partir del gráfico Poincaré Plot.

Observando la forma de la elipse del Poincaré Plot de la Figura 14, una forma grande y alargada indica estado un buen estado de salud o relajación (valor alto de HRV), mientras que una forma pequeña y más circular indica estrés (valor bajo de HRV).

Se pueden combinar otras técnicas junto a este gráfico para obtener un análisis más exhaustivo de la HRV. Los métodos más comunes son la técnica de ajuste de la elipse, la técnica del histograma y el coeficiente de correlación.

- **Técnica de Ajuste de la Elipse:** Se ajusta una elipse al conjunto de puntos del gráfico, permitiendo una interpretación más precisa de la HRV. Como se comentó anteriormente, la forma y el tamaño de la elipse proporciona información clave de HRV.
- **Técnica del Histograma:** Mediante un histograma basado en las diferencias de los intervalos RR sucesivos o la distribución de los puntos del gráfico se identifican patrones o desviaciones en los datos.
- **Coficiente de Correlación:** Este coeficiente basado en el coeficiente de correlación de Pearson mide la relación lineal entre los intervalos RR sucesivos. Cuando este valor es cercano a 1 implica una gran relación lineal, es decir, una menor HRV. Un coeficiente más bajo, indica una variabilidad mayor.

En este proyecto, como veremos más adelante, el enfoque empleado para analizar la HRV se centra en los métodos del dominio de la frecuencia. En las próximas secciones del proyecto se desarrollará las técnicas empleadas para ello.

## 2.8. Telemedicina y salud digital

El nacimiento y evolución de la telemedicina ha marcado un impacto en el ámbito del cuidado de la salud, impulsada por avances significativos en tecnología y conectividad. Esta modalidad de atención médica ha significado un pilar esencial para superar barreras geográficas, ofreciendo diagnóstico, tratamiento y educación médica a distancia. La telemedicina se ha establecido como una herramienta clave para aumentar la eficiencia de los sistemas de salud, optimizando recursos y mejorando la accesibilidad a servicios médicos especializados.

Entre los principales avances de la telemedicina, se encuentran las tecnologías *eHealth*, *eCare* y *eMedicine*, que han revolucionado la forma como se gestionan y proveen los servicios médicos. Estas tecnologías engloban la recolección y análisis de datos en gran escala (big data), el uso de dispositivos *wearables*, la implementación de inteligencia artificial y el seguimiento de patrones y estadísticas en salud. Todo esto conlleva un salto al ‘Smart Health’ donde la atención médica se vuelve más inteligente, personalizada y rápida.

A pesar de no existir una definición estándar para la telemedicina, se puede entender como la prestación de servicios de salud donde la distancia es un factor crítico, utilizando tecnologías de información y comunicación. Su objetivo es proporcionar soporte clínico, superar barreras geográficas, emplear recursos tecnológicos y mejorar los resultados en salud.

Históricamente, la telemedicina ha pasado por varias etapas, desde sus primeros usos en la guerra civil americana hasta la era digital moderna. Su desarrollo ha sido influenciado por necesidades diversas, como la atención médica en zonas remotas y el monitoreo de astronautas en programas espaciales. Incluso podríamos afirmar que desde la pandemia COVID-19 en el 2020, la telemedicina ha entrado en una nueva era de crecimiento exponencial, ya que esta sirvió de primera línea de defensa de los médicos para frenar la propagación de la epidemia [21].

En términos prácticos, la telemedicina requiere de dispositivos específicos tanto en el extremo del paciente como del médico, incluyendo aplicaciones de mensajería con vídeo, dispositivos *wearables*, biosensores y sistemas de alerta basados en el análisis de datos. Estos elementos facilitan desde las consultas interactivas hasta el monitoreo remoto, destacando la flexibilidad y la adaptabilidad de la telemedicina en diferentes contextos de atención al paciente [22].

En resumen, la telemedicina y la salud digital no son solo avances tecnológicos; sino representan una transformación total en cómo se accede y se brinda la atención médica, marcando un futuro prometedor en el cuidado de la salud a nivel global.

### 2.8.1. Desarrollo de apps móviles en la salud

La Organización Mundial de la Salud reconoce que las aplicaciones de salud juegan un papel importante en el fomento de hábitos saludables como en la mejora del bienestar general y la

calidad de vida. Estas aplicaciones, conocidas bajo el término de mHealth (salud móvil), representan una fusión de la medicina con la tecnología móvil. Este concepto de mHealth fue acuñado inicialmente por Robert Istepanian.

El sector de mHealth es una extensión de la eHealth y se centra en el uso específico de dispositivos móviles para la gestión de la salud y el bienestar, abarcando desde la recopilación de datos hasta el acceso a la información sanitaria por parte de profesionales. Este campo se ha visto involucrado en un crecimiento exponencial y es un componente fundamental en la transformación y mejora de la eficiencia de los servicios sanitarios [23].

Dentro de este mundo de apps de salud, encontramos por un lado las que están relacionadas con el autocuidado y la gestión de la salud por parte de los usuarios, como el seguimiento de la medicación o la monitorización de condiciones físicas y, por otro lado, están aquellas dirigidas a profesionales de la salud, proporcionándoles herramientas que permitan mejorar la calidad de la atención al paciente.

‘La Meva Salut’ es una app creada por la Generalitat de Catalunya para ofrecer a los usuarios acceso a su historial médico, citas y resultados de pruebas médicas. Esta app, que se clasificaría en la categoría de aplicaciones dirigidas a la gestión de la salud por parte de los usuarios, facilita la comunicación entre pacientes y profesionales de la salud, permitiendo una gestión eficiente de la atención médica y fomentando la autonomía del paciente en el seguimiento de su salud, todo desde un entorno seguro. Una de las características más destacadas de la app y por lo que se encuentra en directa relación con la telemedicina es su función *eConsulta*, una herramienta innovadora que permite la interacción entre el paciente y el profesional médico desde un chat, brindando flexibilidad y accesibilidad en la comunicación médico-paciente y convirtiéndose en un complemento de la atención médica presencial [24].



Figura 15. Aplicación móvil 'La Meva Salut'.

Por otro lado, ‘Vademecum Internacional’ es una aplicación que sirve como herramienta para profesionales de la salud, como médicos y farmacéuticos. Esta ofrece información detallada y actualizada sobre medicamentos, incluyendo composición, indicaciones, dosificación, contraindicaciones, efectos secundarios e interacciones farmacológicas. La app facilita a los profesionales sanitarios la toma de decisiones relacionadas con prescripciones y manejo de medicamentos, garantizando una atención segura y efectiva al paciente [25].



Figura 16. Aplicación móvil 'Vademecum Internacional'.

El gran crecimiento en el desarrollo de aplicaciones de salud no solo se refleja en su popularidad sino también en su diversidad y especialización. Actualmente existen más de 97.000 aplicaciones de salud disponibles [26]. De estas, el 70% están dedicadas al bienestar del usuario y deporte, mientras que el otro 30% se dirige a pacientes y profesionales de la salud. Estos números reflejan la amplia gama de opciones disponibles y la creciente demanda de soluciones de salud digitalizadas.

### 3. Metodología

#### 3.1. Lenguaje de programación

Para la implementación de nuestra aplicación se ha empleado el lenguaje de programación Kotlin. En 2017, Google declaró este lenguaje como el oficial para el desarrollo Android, por lo que parece tener un futuro más prometedor y fue por ese motivo también por el que decidimos usar Kotlin en lugar de Java. Kotlin es un lenguaje de programación novedoso y hay una mayor demanda de él actualmente, por lo que también me parecía interesante aprender a programar en este lenguaje que no había visto antes, aunque ya tenía algo de experiencia en Java [27].

#### 3.2. Entorno de programación

En el desarrollo de nuestra aplicación se ha utilizado Android Studio como entorno de desarrollo integrado (IDE). Android Studio es la IDE oficial para el desarrollo de aplicaciones Android. A diferencia de otros entornos de desarrollo como *Eclipse* o *Netbeans*, Android Studio está desarrollado para la programación de aplicaciones para dispositivos Android sin necesidad de añadir *plugins*. Esta IDE admite varios lenguajes de programación distintos, como Kotlin, Java y C++.

Entre las principales funcionalidades de Android Studio se encuentran:

- *Compatibilidad con Kotlin y Java*: Proporciona un entorno flexible y potente para programar en los lenguajes más usados en el desarrollo de apps Android.
- *Emulador virtual de Android*: Permite ejecutar y probar aplicaciones en un entorno virtual, sin necesidad de disponer de un dispositivo móvil físico.
- *Plantillas para Diseños y Códigos*: Android Studio dispone de plantillas para seguir interfaces de usuario y estructuras de código comunes, agilizando el proceso de desarrollo.
- *Renderizado en Tiempo Real*: Ofrece una vista previa de los diseños de las aplicaciones, permitiendo realizar ajustes visuales de manera eficiente y sin necesidad de compilar el proyecto.

En el caso de nuestro proyecto, nos hemos decantado por emplear Android Studio por ser la plataforma oficial respaldada por Google para el desarrollo de aplicaciones Android. Dada la falta de experiencia previa en este entorno, ha sido de gran ayuda la simplicidad y accesibilidad de Android Studio. También ha sido crucial tener en cuenta que el desarrollo de aplicaciones Android ofrece menos restricciones en comparación con otros sistemas móviles. Esta flexibilidad ha sido un factor determinante para la elección de Android Studio [28].

### 3.3. Tecnologías utilizadas: Firebase

Firebase se clasifica como uno de los SaaS (Software as a Service) más populares, facilitando el desarrollo software y ofreciendo funcionalidades ya preparadas para ser consumidas por nuestras aplicaciones o proyectos.

El uso de Firebase en nuestro proyecto ha sido fundamental por dos grandes herramientas:

- **Firestore Authentication:** Este servicio ha permitido simplificar el proceso de autenticación del usuario, permitiendo subir los datos de personas registradas a su base de datos, la cual podemos manejar desde la consola de Firebase. En nuestro proyecto se ha implementado esta función en el proceso de guardado del usuario registrado. El usuario se registra, se comprueban que los datos sean válidos y se sube la información del usuario nuevo a nuestra base de datos de Firebase. Esta herramienta también permite que solo los usuarios ya registrados puedan acceder a la app.

```
private fun subirInformacionPerfil(user: FirebaseUser?, name: String, age: Int, gender: String, email: String) {
    val userProfile = UserProfile(name, age, gender, email)
    val userProfileRef = Firebase.database.getReference("users/${user?.uid}/profileInfo")
    userProfileRef.setValue(userProfile)
        .addOnSuccessListener { it: Void!
            Toast.makeText(context: this, text: "Registration successful", Toast.LENGTH_SHORT).show()
        }
        .addOnFailureListener { e ->
            Toast.makeText(context: this, text: "Failed to upload profile info.", Toast.LENGTH_LONG).show()
        }
}
```

Figura 17. Fragmento de nuestro código de Kotlin donde se observa el método `subirInformacionPerfil()`, con el que los datos del usuario registrado se suben a la base de datos de Firebase.

- **Realtime Database:** nos permite almacenar los datos de cada medición y sincronizarlos en tiempo real. En la pantalla Heart Rate se miden los datos y se suben a Firebase cuando se guardan. En cambio, al abrir la pantalla Statistics los datos se sincronizan con la base de datos.

En resumen, se ha empleado *Firebase Authentication* para las tareas de registro de usuario y de inicio de sesión, mientras que se usó *Firebase Realtime Database* para la gestión de los datos de las mediciones realizadas, subida y descarga de datos. Integrar estas herramientas me ha resultado muy sencillo y también fui capaz de entender su funcionamiento. Firebase también ofrece reglas de seguridad configurables para que los datos de los usuarios queden asegurados y protegidos, siendo accesibles solo por usuarios autorizados [29].

### 3.4. Librerías

Para el correcto funcionamiento de nuestro proyecto, se utilizó una clase existente, creada por el usuario ‘*phishman3579*’ en GitHub. Su repertorio es de acceso libre a través del enlace: <https://github.com/phishman3579/android-heart-rate-monitor>

Después de muchas pruebas de métodos que calcularan los valores de intensidad del color rojo más precisos, esta implementación fue la que más se aproximaba a la frecuencia

cardíaca real y por eso decidí incluirla en mi proyecto. De otro modo, no habría sido capaz de obtener un procesado de la imagen tan detallado como el que realizamos en la clase ‘*ImageProcessing.kt*’.

Integrar esa clase en nuestro proyecto ha sido fundamental para desarrollar la funcionalidad de medición de la frecuencia cardíaca a través de la cámara del dispositivo. De este modo podemos analizar cambios sutiles en la tonalidad roja de la imagen, directamente relacionada con los latidos del corazón del usuario, según el principio de PPG del que hablamos anteriormente.

En el proyecto también se empleó el uso de bibliotecas estándares de Android y Kotlin, como las funciones proporcionadas por Firebase para la autenticación de los usuarios y el almacenamiento de datos en tiempo real.

### 3.5. Estructura de la aplicación

#### 3.5.1. Descripción general de la arquitectura

La arquitectura del proyecto se ha basado en un enfoque modular, con las clases y actividades organizadas en paquetes que sugieren su funcionalidad y papel desempeñado dentro del proyecto.

Las clases del proyecto están organizadas en paquetes, para diferenciar su involucración y funcionalidad entre ellas. Con esta herramienta conseguimos una navegación intuitiva. Cada componente de la aplicación está organizado en paquetes que agrupamos por funciones relacionadas. Por ejemplo, todas las clases relacionadas con la medición de la frecuencia cardíaca están dentro del paquete ‘HeartRate’.

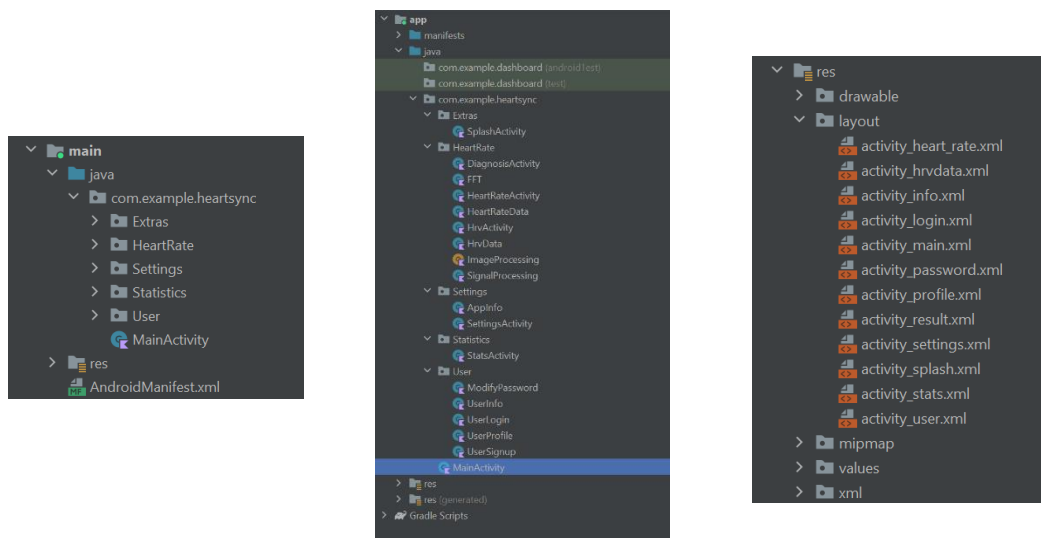


Figura 18. En la imagen de la izquierda se muestra la vista comprimida de la arquitectura del proyecto, dividida en paquetes según la función. En la imagen del centro se ve la misma arquitectura, pero en vista descomprimida, visualizando las clases de los paquetes. Por otro lado, a la izquierda, observamos los archivos XML del diseño de las pantallas.

La *MainActivity.kt* es la clase que contiene el código principal, el cual funciona como el núcleo de la aplicación, es la base principal del proyecto. Esta guía a los usuarios a la

funcionalidad correcta según sus acciones por la app. Podríamos denominar a esta clase como el centro de navegación.

### 3.5.2. *Diseño de interfaz de usuario*

Una vez definidos los requisitos de la aplicación, pude realizar el diseño de la aplicación. Primero se realizaron unos bocetos en papel del menú principal y de la ventana de medición de la frecuencia cardíaca. En un primer momento la app solo iba a tener esas funcionalidades: un botón donde elegir medir la frecuencia cardíaca en ese instante y otro botón para visualizar una lista de valores anteriores medidos. Dada la soltura y experiencia adquirida en crear estas ventanas, me propuse ampliar las funcionalidades del proyecto, por lo que pasamos de 3 ventanas creadas a 12 diferentes, con sus propios diseños.

El diseño de la aplicación es una parte esencial en el desarrollo de aplicaciones por su impacto entre la interacción aplicación-usuario. Es por ese motivo que en este proyecto se realizó un esfuerzo importante en realizar una app lo más atractiva posible a nivel visual, jugando con diseños intuitivos y modernos, con colores que transmitan bienestar. Se ha conseguido obtener un diseño claro, atractivo e intuitivo.

Como se comentó anteriormente, la aplicación se compone de 12 ventanas distintas, es decir, 12 ‘layouts’ de tipo XML diferentes:

#### 3.5.2.1. *Splash Screen y Pantalla Principal*

Al iniciar la aplicación aparece una pantalla de bienvenida, también llamada ‘*Splash Screen*’. Esta es una pantalla en blanco con el logo de HeartSync en el centro. El uso de ‘*ConstraintLayout*’ permite esa alineación y hace que el diseño sea flexible y adaptable a diferentes pantallas de dispositivos. Esta pantalla ha sido un factor extra y no tiene ninguna funcionalidad especial, se creó simplemente por realizar un diseño bonito de la app y conseguir una primera buena impresión.

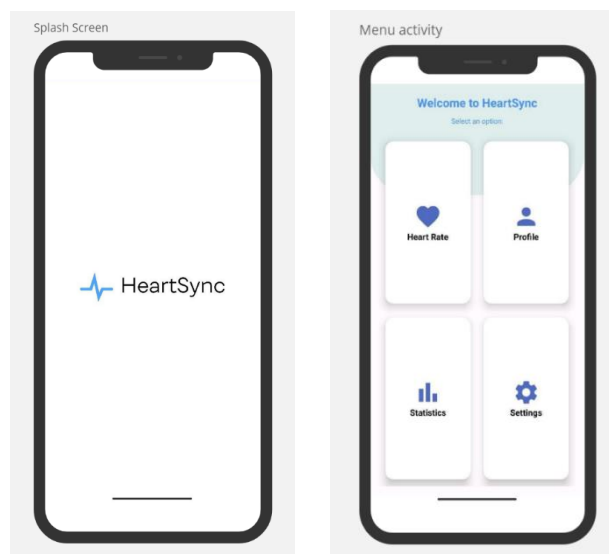


Figura 19. Pantalla de bienvenida a la izquierda de la imagen y pantalla de menú principal a la derecha.

Después de la ‘*Splash Screen*’ se muestra el menú principal. Este está basado en ‘*CardView*’ que dan la sensación táctil y elevada de la pantalla para cada opción del menú. El ‘*GridLayout*’ facilita que la disposición de los botones sea equilibrada y ordenada. Este diseño combina estética y funcionalidad.

### 3.5.2.2. *Pantalla Perfil del Usuario*

Esta interfaz de usuario está dirigida para la pantalla de perfil de usuario, donde se muestran los datos introducidos por el usuario en su registro. Se vuelve a utilizar un contenedor de tipo ‘*ConstraintLayout*’ para asegurar una disposición de los elementos flexible y adaptable. Dentro de ese contenedor se encuentra otro de tipo ‘*LinearLayout*’ con 3 ‘*TextView*’ para mostrar el email del usuario, su edad y género.

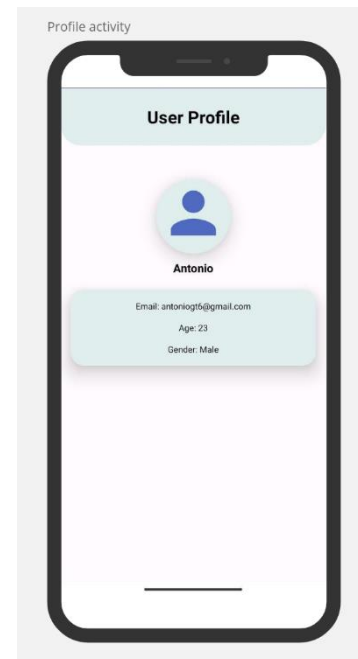


Figura 20. Pantalla donde se muestra el perfil del usuario registrado.

#### 3.5.2.2.1. *Pantalla Registro del Usuario*

Esta pantalla donde el usuario se registra por primera vez en la aplicación se compone por campos de texto y botones para introducir los datos del usuario. Para empezar, se utiliza un contenedor tipo ‘*ScrollView*’ donde irán todos los componentes. Este contenedor nos permite deslizar hacia arriba y hacia abajo la ventana cuando el teclado está abierto y no nos deja ver la otra mitad de la pantalla. Se siguió una estructura ‘*LinearLayout*’ para el formulario, agrupando todos los campos interactivos. En esta interfaz se emplean elementos como ‘*RadioButtons*’ para seleccionar el género del usuario, campos de texto de tipo ‘*EditTexts*’ para introducir datos como nombre, email, contraseña y edad. Al final de la pantalla encontramos un botón para guardar los datos y registrar al usuario y un ‘*TextView*’ que actúa como botón, para indicar que el usuario ya tenía una cuenta existente y no necesita registrarse de nuevo. Como curiosidad, al campo indicado para la contraseña se le añadió la característica de dato tipo ‘*password*’ para ocultar el texto introducido.

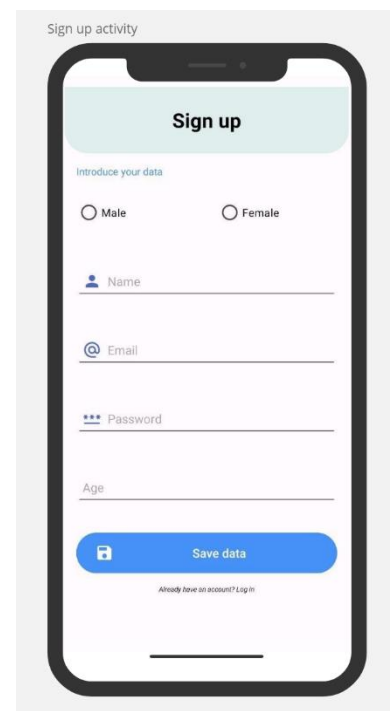


Figura 21. Pantalla de registro del usuario.

### 3.5.2.2.2. *Pantalla de Inicio de Sesión del Usuario*

La presente interfaz utiliza el mismo diseño que la pantalla de registro de usuario que fue descrita en el punto anterior. En este caso, solo hay 2 campos de tipo ‘*EditText*’: uno para el email y otro para la contraseña. El botón ubicado en el final de la pantalla se utiliza para comprobar si existe el usuario en nuestra base de datos de Firebase.

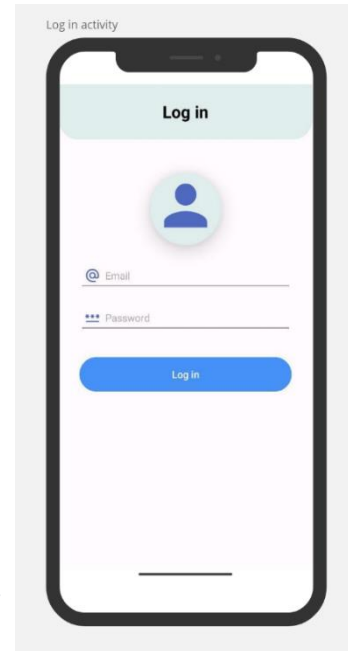


Figura 22. Pantalla de inicio de sesión del usuario registrado.

### 3.5.2.3. *Pantalla de Ajustes de la Aplicación*

El diseño de la pantalla de configuraciones de la app es claro y fácil de usar. La disposición de las opciones de configuración se basa en ‘*CardView*’ separadas, donde cada una muestra una opción. Se utiliza un ‘*RelativeLayout*’ para posicionar elementos como el título y la descripción de la pantalla, como en interfaces anteriores, y se combina también ‘*LinearLayout*’ para asegurar que las opciones mostradas estén dentro de los límites de pantalla establecidos, para mostrar un diseño visual y accesible.

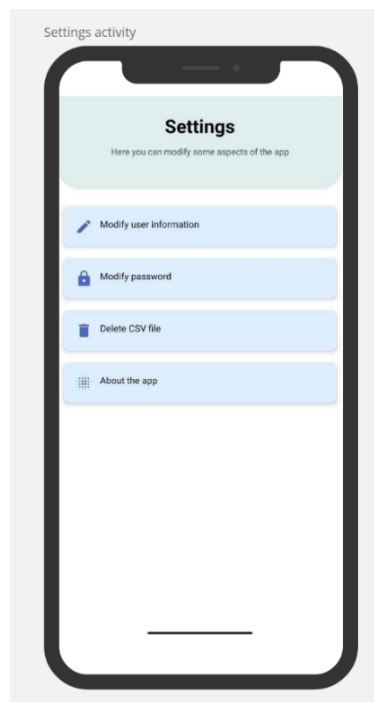


Figura 23. Pantalla de ajustes de la aplicación.

### 3.5.2.3.1. *Pantalla de Cambio de Contraseña*

Como en el caso de la ventana de registro del usuario y la ventana de inicio de sesión del usuario, esta interfaz dedicada a la modificación de la contraseña del usuario sigue el mismo patrón. Se emplean 3 campos de tipo ‘EditText’ con el complemento de dato tipo ‘password’ para modificar el dato de contraseña introducido en primera instancia. En el primer campo se introduce la contraseña actual del usuario y, en los 2 campos siguientes, se debe introducir la nueva contraseña. Encontramos el botón para guardar la nueva contraseña y, después de seguir el proceso de validación de los datos introducidos, se modificará el dato anterior.

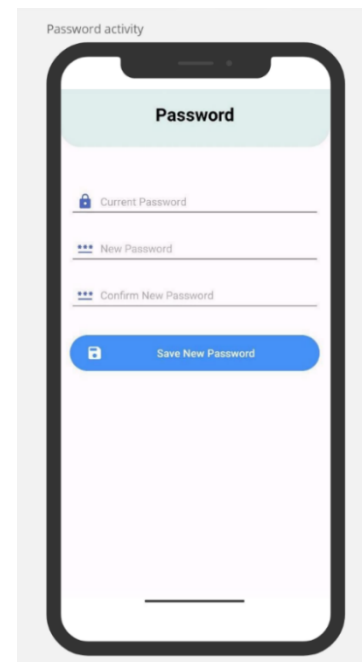


Figura 24. Pantalla de cambio de contraseña del usuario.

### 3.5.2.3.2. *Pantalla Información sobre la App*

Esta pantalla no tiene otro fin más que divulgativo. Su misión es informar al usuario de la finalidad de este proyecto. En nuestro caso, utilizamos herramientas como ‘ConstraintLayout’ para mostrar una disposición coherente y estética y se usan elementos como ‘ImageView’ para mostrar el logo de la aplicación y ‘TextView’ para describir el propósito del proyecto.

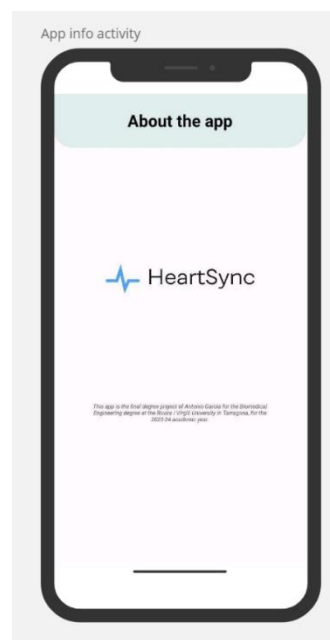


Figura 25. Pantalla con información sobre la aplicación.

### 3.5.2.4. *Pantalla de Estadísticas de las Mediciones*

La presente pantalla tiene un fin informativo, ya que se encarga de mostrar los resultados medidos en las últimas 24 horas siguiendo un enfoque de visualización de datos usando elementos gráficos y, además, muestra estadísticas como el valor máximo medido y el valor medio. Estos valores estadísticos se muestran en pantalla mediante elementos ‘*TextView*’, uno para el valor máximo y otro para el valor medio. Por otro lado, se emplea un gráfico tipo ‘*LineChart*’ para mostrar los datos de frecuencia cardíaca. Este gráfico ha sido posible representarlo gracias a la biblioteca ‘*com.github.mikephil.charting.charts.LineChart*’ que permite una representación gráfica detallada de los datos. El ‘*RelativeLayout*’ es el contenedor principal de la pantalla.



Figura 26. Pantalla de resultados de mediciones anteriores en las últimas 24 horas.

### 3.5.2.5. Pantalla de Medición de la Frecuencia Cardíaca

Esta pantalla es la más importante de la aplicación, puesto que es donde se ejecuta la medición de la frecuencia cardíaca. La interfaz cuenta con elementos clave como el *'FrameLayout'*, que nos permite crear la máscara para que la imagen de la cámara que contiene el *'SurfaceView'* tenga esa forma circular. Se muestra la vista previa de la cámara en tiempo real, esencial para la función de medición. En mi caso, mi “truco” para que la imagen se vea circular ha sido crear una imagen con fondo blanco y un círculo transparente en el centro que he posicionado delante de la vista previa de la cámara, dando esa sensación de imagen circular, ya que no pude lograrlo por otras vías.

Otro elemento clave ha sido incluir un *'ProgressBar'* de tipo circular basado en los 30 segundos que dura la medición y el procesado de los datos obtenidos. Este elemento mejora la experiencia del usuario y permite que el usuario controle cuanto tiempo va a durar la medición. El diseño de esta barra de progreso se describe en *'@drawable/circular\_progress\_bar'* de nuestro

proyecto.

Debajo de la vista previa de la cámara y la barra de progreso se encuentra el botón para iniciar la medición, ubicado concretamente bajo el *'FrameLayout'* anterior. Además, hemos incluido un *'TextView'* con instrucciones detalladas para realizar la medición correctamente, situado debajo del botón de inicio de la medición.

### 3.5.2.6. Pantalla de Diagnóstico

La pantalla de diagnóstico se encarga de mostrar el resultado de frecuencia cardíaca y un pequeño diagnóstico del valor medido, según las posiciones sean altas o bajas en relación a la edad y la actividad del usuario en ese momento de la medición. En este caso se utiliza *'LinearLayout'* como contenedor de 2 *'TextView'*, uno para mostrar la frecuencia cardíaca y otro para el diagnóstico o la conclusión. Debajo de ambos elementos hemos puesto un botón que permite visualizar los parámetros calculados de HRV. En la parte inferior de la pantalla, encontramos el botón de guardar y el de repetir la medición, este último de tipo *'ImageButton'* ya que en lugar de texto incluye un icono, como se puede observar en la figura siguiente (Figura 28).

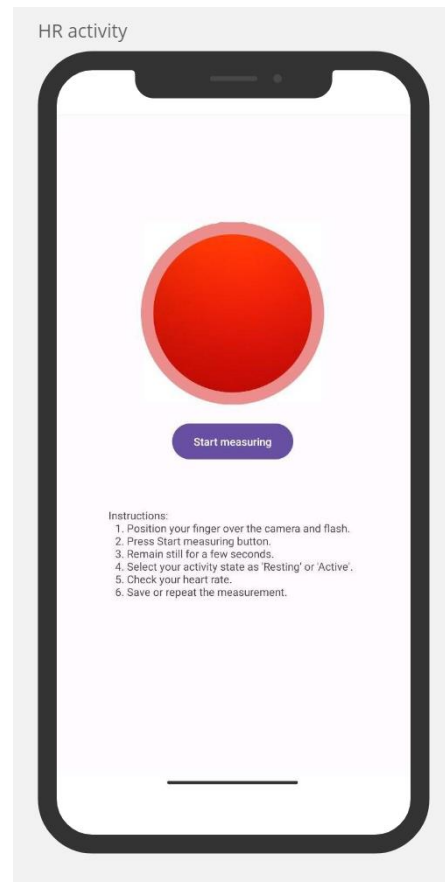


Figura 27. Pantalla de medición de la frecuencia cardíaca.

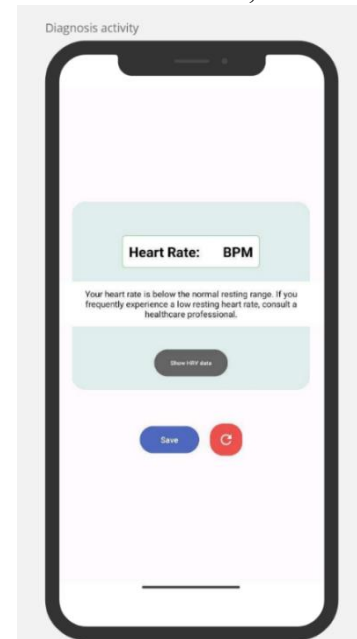


Figura 28. Pantalla de conclusión de la frecuencia cardíaca medida.

### 3.5.2.6.1. Pantalla HRV

El diseño de interfaz de la pantalla que muestra los parámetros calculados de variabilidad de frecuencia cardíaca sigue el mismo patrón que el diseño de la ventana de configuraciones de la app, usando ‘*CardView*’ combinado con ‘*TextView*’ en este caso sin función de botón (no presionables) para cada valor y un botón ubicado en el final de la pantalla para volver a la pantalla anterior. Estos elementos ‘*CardView*’ se encuentran dentro del contenedor de tipo ‘*LinearLayout*’ para organizarlas de forma vertical y centradas. Por otro lado, encontramos el botón “*Back*” que permite al usuario volver a la ventana anterior, ubicado debajo del contenedor.

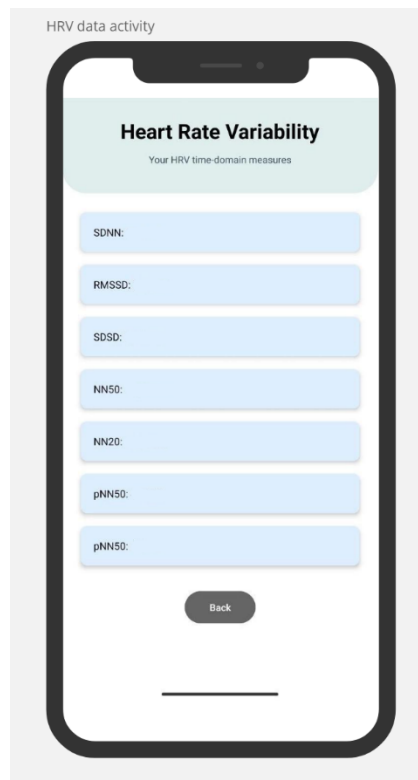


Figura 29. Pantalla de datos calculados de HRV.

### 3.6. Navegación entre pantallas

En este punto se muestran las diferentes pantallas de la aplicación y una breve explicación del funcionamiento. En la imagen de la Figura 30 se muestra un diagrama visual que define el flujo de las pantallas principales. La aplicación utiliza ‘Intents’ para navegar entre pantallas.

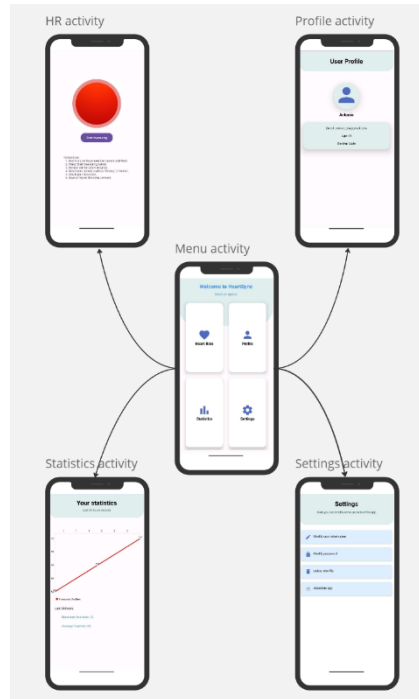


Figura 30. Diagrama general de la navegación en nuestra aplicación.

Cuando la aplicación se abre por primera vez, aparece una pantalla de bienvenida que obliga al usuario a registrarse. Si presiona la opción “Sign up” abrimos la pantalla de registro, donde el usuario debe indicar datos como su nombre, edad, género, email y contraseña. A partir de estos datos el usuario crea su usuario. Si el usuario ya existe porque hay una cuenta asociada a ese mismo email, la app alerta con un mensaje de que ese email ya está siendo usado por otra cuenta. Si presionamos la opción “Log in” se abre la pantalla de inicio de sesión, donde el usuario introducirá su email de registro y la contraseña. Si el inicio de sesión es correcto, la app sincroniza los datos del usuario en la base de datos de Firebase.

Una vez el usuario ya se ha registrado o ha iniciado sesión, ya puede visualizar el menú principal, que consta de 4 opciones: *Heart Rate*, *Profile*, *Statistics* y *Settings*. Este proceso se puede observar en el diagrama de la Figura 31.

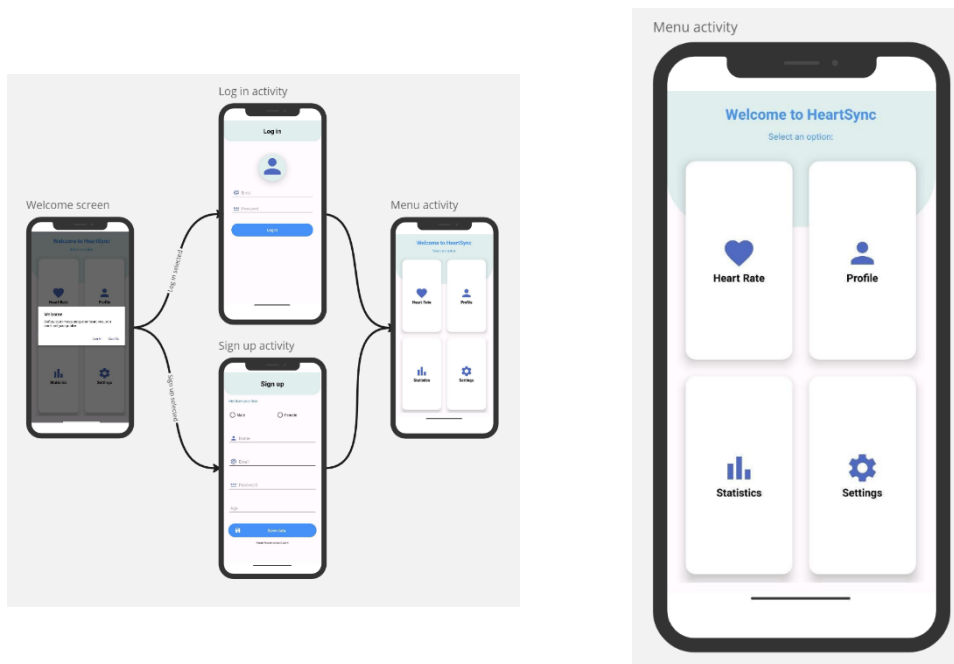


Figura 31. En la imagen de la izquierda, se observa el proceso de iniciación de la app por primera vez junto al registro o inicio de sesión. En la imagen de la derecha, se encuentra el menú principal de la aplicación donde se muestran las 4 opciones que ofrece la app: medición de frecuencia cardíaca, mostrar perfil del usuario, mostrar mediciones anteriores y configuración de la app.

Si el usuario presiona el botón “Profile”, se abre la ventana que muestra la información del usuario, visualizando su perfil como se muestra en la Figura 32 (imagen izquierda).

Si el usuario, en cambio, presiona el botón “Statistics” del menú principal, se abre una nueva ventana que muestra los datos leídos y guardados durante las mediciones en las últimas 24 horas. La Figura 32 (imagen derecha) muestra este suceso.

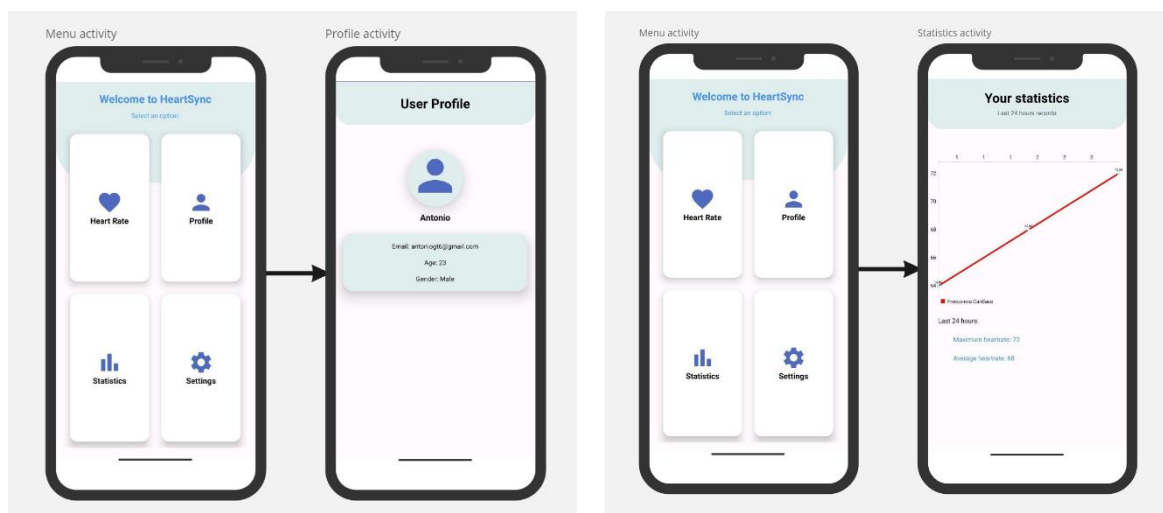


Figura 32. En la imagen de la izquierda se observa la pantalla con la información del perfil del usuario al presionar el botón “Profile”. En la imagen de la derecha se muestra la navegación hacia la pantalla con los resultados de las mediciones en las últimas 24 horas cuando el usuario presiona el botón “Statistics”.

### 3.6.1. Navegación en Heart Rate

Una vez el usuario abre la ventana Heart Rate presionando el botón “Heart Rate” del menú principal, podemos visualizar la imagen de la cámara si se han otorgado los permisos correspondientes y se activará el flash LED trasero. El usuario deberá posicionar su dedo sobre la cámara y pulsar el botón “Start measuring”. Después de 30 segundos de medición, se abrirá una nueva ventana con un diálogo. El usuario deberá indicar su estado de actividad: en reposo o en activo. Una vez seleccione su estado, se mostrará la frecuencia cardíaca medida y un breve diagnóstico de esta. Además, el usuario puede visualizar parámetros medidos de variación de frecuencia cardíaca si pulsa el botón “HRV Data” de esa pantalla de diagnóstico y podrá volver atrás si desea guardar los datos, presionando el botón “Save” o repetir la medición pulsando el botón rojo con la flecha que indica volver a empezar.

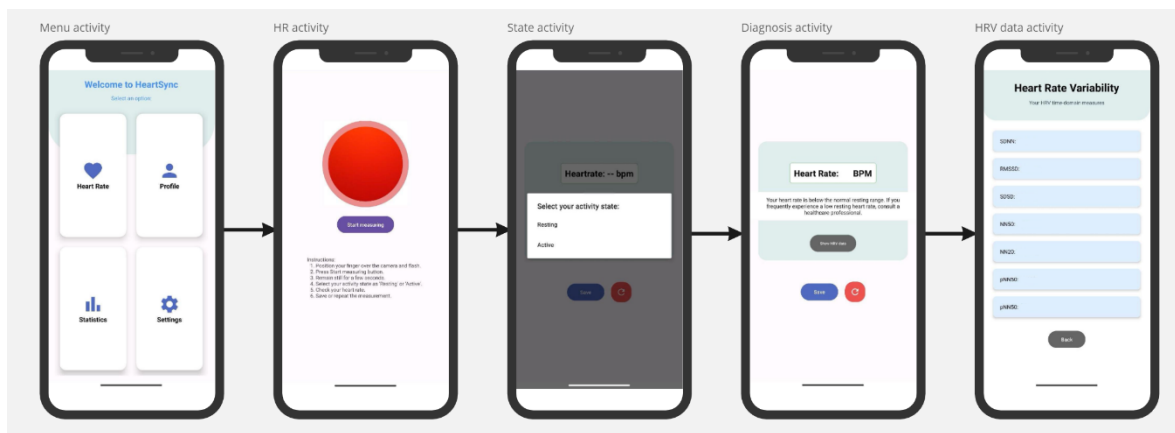


Figura 33. Navegación entre las pantallas de medición de frecuencia cardíaca, después de presionar el botón Heart Rate del menú principal.

### 3.6.2. Navegación en Settings

Si el usuario abre la ventana Settings presionando el botón “Settings” del menú principal, encontrará varias opciones, entre ellas podrá:

- Modificar la información del usuario en el registro.
- Modificar la contraseña de su cuenta.
- Eliminar el fichero CSV almacenado.
- Observar una descripción sobre el motivo de desarrollo de la app.

Los diagramas de pantallas para la navegación fueron creados usando la web [www.miro.com](http://www.miro.com)

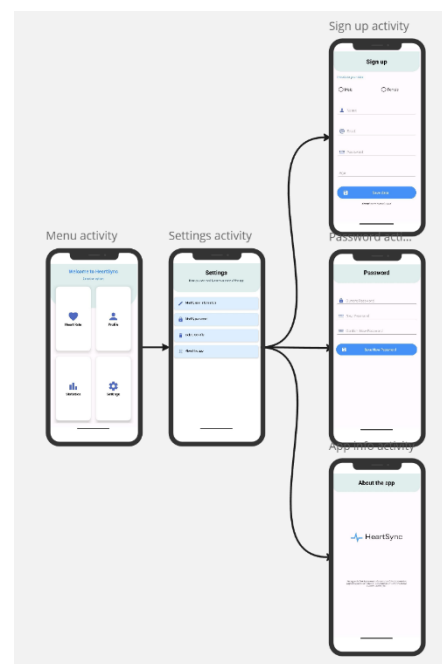


Figura 34. Navegación entre las pantallas de ajustes (botón 'Settings' del menú principal de la aplicación).

### 3.7. Funcionamiento de la aplicación

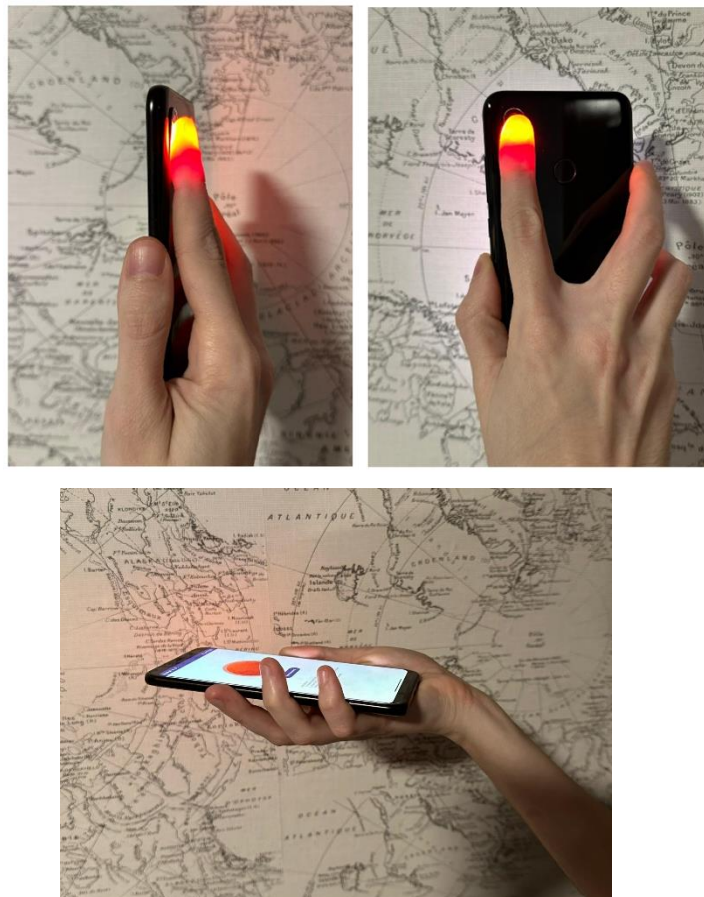
La aplicación desarrollada, que recibe el nombre de ‘HeartSync’ haciendo referencia a “datos cardíacos sincronizados”, está diseñada para facilitar a los usuarios la medición de su frecuencia cardíaca de manera sencilla e intuitiva.



*Figura 35. Logo de la aplicación 'HeartSync'.*

En esta sección explicaremos el funcionamiento fundamental de la aplicación, el proceso de medición de la frecuencia cardíaca y los parámetros de HRV. Para ello, el usuario deberá iniciar la aplicación y, en el menú principal, seleccionar la opción “Heart Rate”.

Una vez abierta la pantalla, el usuario deberá colocar su dedo índice sobre la cámara trasera del móvil y el flash LED de este, como se puede observar en la imagen de la Figura 36.



*Figura 36. Ejemplo de colocación del dedo índice y postura de la mano al usar la función de medición de frecuencia cardíaca de la aplicación.*

### 3.7.1. Captura de la imagen de la cámara

Obtener la imagen de la cámara es uno de los pasos fundamentales de nuestro proyecto, ya que se trata de la fuente de los datos que vamos a tratar. Cuando se inicia la actividad *HeartRateActivity*, se visualiza la interfaz de usuario comentada en el punto 3.5.2.5. de este documento, la cual contiene un elemento *SurfaceView*, que se trata del contenedor de la imagen capturada por la cámara del dispositivo en tiempo real. Este elemento *SurfaceView* se asocia a un controlador para manipular la superficie de visualización, llamado *SurfaceHolder*, por el cual también recibimos información sobre los eventos de ciclo de vida de la cámara.

Elegimos usar *SurfaceView* por ser apto en versiones más antiguas de Android y garantizar la compatibilidad en dispositivos. También su funcionamiento era más sencillo en la manipulación de la cámara en el presente proyecto.

Cuando el usuario inicia la medición al presionar el botón de la interfaz, la aplicación comienza a desencadenar actividades en segundo plano, la primera de ellas es el método *startCameraPreview*, el cual configura el *SurfaceHolder* para recibir la vista previa de la cámara y establece un *callback* (*Camera.PreviewCallback*) para procesar cada fotograma capturado por la cámara en tiempo real. Por lo tanto, la imagen de la cámara no es almacenada, sino que se procesan en tiempo real los datos de los fotogramas. Este procesamiento asegura que los fotogramas no estén vacíos y que la cámara esté disponible. A continuación, se calculan las dimensiones del fotograma y se analiza la intensidad del color rojo en los datos de la imagen, que están en formato YUV. Este formato es útil cuando queremos separar datos de luminancia (Y), con los datos de crominancia (U y V). La separación de estas componentes nos permite obtener la intensidad de color rojo capturada por la imagen. Este proceso de recopilación de los datos para la medición tiene una duración de 30 segundos.

En nuestro proyecto, utilizamos la intensidad del color rojo, en lugar de la luminancia general, para detectar cambios en el flujo sanguíneo. Esta elección se basa la técnica de PPG, como se comenta en el punto 2.5. de este documento. La luz roja es más sensible a los cambios de volumen en los capilares debido a la absorción de la oxihemoglobina. Al enfocarnos en un solo color, podemos filtrar mejor el ruido, cosa que captando toda la luminancia provocaría la captación de más artefactos que no están relacionados con el flujo sanguíneo. Por ese motivo, emplear la luz roja como fuente de nuestros datos resulta más práctico y efectivo para la medición del ritmo cardíaco y los parámetros de la HRV.

### 3.7.2. Extracción de la intensidad de color rojo

Este paso es otro de los fundamentales de nuestro proyecto, ya que la variación de la intensidad de rojo de los fotogramas capturados es lo que nos permite detectar los pulsos cardíacos. La clase *ImageProcessing* se emplea en el código para transformar los datos de tipo *YUV* en un valor promedio de intensidad de rojo. Este valor se guarda en la variable *redAvg*, el cual se añade a una lista de valores de intensidad de rojo medidos previamente en la presente medición: *redAvgList*. A cada fotograma capturado se le asocia el momento en que ha sido capturado (*time stamp*), por lo que conseguimos crear un registro en el tiempo

de la captura de los datos. La combinación de *redAvgList* y *timeQueue* es crucial para poder realizar el análisis de los datos y obtener valores como la frecuencia cardíaca y, sobre todo, la variabilidad de la frecuencia cardíaca medida.

La clase *ImageProcessing* emplea el método '*decodeYUV420SPtoRedAvg*', junto a '*decodeYUV420SPtoRedAvg*', para tomar el array '*ByteArray*' que contiene los datos de la imagen en formato *YUV* y calcula el promedio de la intensidad de color rojo en la imagen completa. Se recorre el array y se extraen los valores correspondientes al valor de rojo. Este promedio nos sirve para detectar cambios leves en el color de la piel a causa del bombeo de sangre, claro indicador de la frecuencia cardíaca. El resultado de este proceso es la variable *redAvg*.

### **3.7.3. *Procesado de datos para la obtención de frecuencia cardíaca***

Después de obtener los valores de intensidad de rojo en *redAvgList* y los tiempos de muestreo en *timeQueue*, la aplicación se encarga de procesar estos datos para extraer los datos de interés.

En primer lugar, se ajusta la longitud de '*redAvgList*' para asegurarnos de que se trata de una potencia de dos y así poder aplicar la *Transformada Rápida de Fourier* (FFT, de sus siglas en inglés). Este proceso es simple ya que solo se añaden ceros al final de la lista hasta alcanzar la longitud que corresponde a una potencia de dos. Lo siguiente será calcular los picos de la señal mediante la clase '*SignalProcessing*' que utiliza '*redAvgList*' para detectar variaciones significativas que representen latidos del corazón. Estos picos son fundamentales para el cálculo de los *intervalos RR* (tiempo entre latidos consecutivos), que se calculan justo después. Después se calcula la frecuencia de muestreo ('*Fs*') basándonos en el número total de muestras capturadas y la duración de la medición. Esta frecuencia es esencial para la interpretación de los datos del espectro de frecuencias obtenido. La *FFT* se aplica a la lista ajustada mediante la clase '*FFT*' que habíamos creado, permitiéndonos transformar los datos del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Se identifica el pico más alto dentro del rango de frecuencias cardíacas (que normalmente está entre 40 y 160 latidos por minuto), obteniendo la frecuencia dominante relacionada con la tasa de pulsos cardíacos. El índice del pico dominante (que en el código se encuentra en la variable '*bestI*') se usa para calcular la frecuencia cardíaca en latidos por minuto ('*bpm*'), multiplicando la frecuencia por 60, para transformar el valor de Hz a bpm.

### **3.7.4. *Procesado de datos para la obtención de la HRV***

Para calcular los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, fue esencial integrar un algoritmo de detección de picos en nuestro proyecto. Esta detección de picos se aplica sobre la lista de valores de intensidad de rojo '*RedAvgList*' para buscar puntos donde el valor es más alto que los siguientes. Cuando la imagen capturada en un momento determinado tiene más intensidad de color rojo que el resto durante la medición, significa que en ese instante el corazón ha bombeado sangre, es decir, se habrá producido un latido. Obtener esa lista de picos es crucial para detectar los latidos del corazón en los datos capturados por la cámara.

El algoritmo *getPeaks()* recorre cada punto de la lista *'RedAvgList'*, compara su valor y guarda el valor máximo y mínimo actual. Los picos detectados, en forma de posición y valor de intensidad, se almacena en una variable mapa, con la finalidad de relacionar la posición del pico y el valor de este. Esta función devuelve el mapa de picos, que se almacena en la variable *'peaks'* del código.

Una vez tenemos los picos de nuestra medición, se relacionan con la variable que almacena el tiempo de captura de cada valor de intensidad, *'timeQueue'*, mediante la función *calculateRRIntervals()* para obtener la lista de intervalos RR (*'RRIntervals'*). En este método, cuando el pico anterior (*'previousPeakTime'*) no es nulo, se calcula la diferencia de tiempo entre el pico actual y el pico anterior, este valor es el intervalo RR. Si el pico anterior es nulo, significa que es el primer pico y se descarta. Esta diferencia de tiempo se divide entre 1000 para transformar el valor de milisegundos a segundos y, posteriormente, se añade a la lista de intervalos RR.

Una vez obtenemos la lista de intervalos RR, podemos calcular los parámetros de variabilidad de frecuencia cardíaca como *SDSD*, *SDNN*, *RMSSD*, *NN50*, *NN20*, *pNN50* y *pNN20* desde la clase *'HrvData'*, donde se encuentran los métodos para calcular estos valores siguiendo las fórmulas descritas en el apartado 2.6.3.1. de este proyecto.

- ***calculateAVNN()***: En este método calculamos el promedio de los intervalos RR sumándolos y dividiendo el valor total por el número de intervalos capturados.
- ***calculateSDSD()***: Método que calcula la desviación estándar de las diferencias entre intervalos RR sucesivos.
- ***calculateSDNN()***: Este método calcula la desviación estándar de los intervalos RR utilizando el promedio calculado en el método *'calculateAVNN()'* y aplicando la fórmula de la desviación estándar.
- ***calculateRMSSD()***: Calculamos la raíz cuadrada del promedio de las diferencias al cuadrado entre intervalos RR sucesivos.
- ***calculateNN50()* y *calculateNN20()***: Estos métodos cuentan el número de veces que la diferencia entre los intervalos RR sucesivos es mayor que 50 ms o 20 ms, respectivamente.
- ***calculatePNN50()* y *calculatePNN20()***: Estos métodos utilizan el valor de los 2 métodos anteriores y calculan su porcentaje.

Estos valores calculados se muestran a través de la clase *'DiagnosisActivity'*, al presionar el botón *'HRV Data'*.

### 3.7.5. *Mostrar medición actual y guardado de datos en Firebase*

Una vez finaliza la medición, se inicia '*DiagnosisActivity*', donde se visualiza el valor medido y los parámetros de HRV.

Para empezar, se recuperan los datos de frecuencia cardíaca y HRV medidos en la actividad anterior mediante '*SharedPreferences*'. Estos datos se almacenaron desde la clase '*HeartRateActivity*' al acabar la medición. Una vez el usuario elige el estado de actividad, si se encuentra en reposo o en activo, se muestra el valor de frecuencia cardíaca medido y se calcula un diagnóstico. Este diagnóstico se realiza basándose en la frecuencia cardíaca medida, la edad del usuario y su estado de actividad. El algoritmo compara la frecuencia actual con los rangos típicos basados en su edad y estado de actividad.

Por un lado, se calcula la frecuencia cardíaca máxima teórica y se determina el rango de valores, un límite inferior y un límite superior, dependiendo del estado de actividad del usuario:

- **Estado Activo ('Active'):**

Límite inferior: se calcula como el 50% de la frecuencia cardíaca máxima

Límite superior: se calcula como el 85% de la frecuencia cardíaca máxima.

✓ Diagnóstico según la frecuencia cardíaca:

- Si se encuentra por debajo del límite inferior, se sugiere aumentar la intensidad del ejercicio.
- Si se encuentra entre los límites inferior y superior, la intensidad del ejercicio es adecuada para las condiciones del usuario.
- Si se encuentra por encima del límite superior, se recomienda reducir la intensidad del ejercicio.

- **Estado de Reposo ('Resting'):**

En este caso no se usan límites, ni inferior ni superior, sino umbrales fijos.

✓ Diagnóstico según la frecuencia cardíaca:

- Si es inferior a 60 bpm, se aconseja consultar a un médico por frecuencia cardíaca baja en estado de reposo.
- Si se encuentra entre 60 a 100 bpm, la frecuencia cardíaca se considera dentro del rango normal.
- Si es superior a 100 bpm, se recomienda valoración por parte de un médico.

### 3.7.6. *Mostrar mediciones anteriores*

Una vez el usuario selecciona la opción de guardar el valor de frecuencia cardíaca medido, este puede revisar las anteriores mediciones al abrir la actividad ‘Statistics’. Esta pantalla permite realizar un seguimiento de las mediciones a lo largo de las últimas 24 horas, permitiéndoles observar tendencias en sus mediciones y cambios importantes. Se optó por mostrar las mediciones en las últimas 24 horas por motivos prácticos, pues el gráfico se visualiza mejor y permite llegar a conclusiones más precisas mostrando 15 valores de frecuencia cardíaca medida en lugar de 50, por ejemplo.

Esta actividad, que se describe en el punto 3.5.2.4., presenta un gráfico de tipo lineal. El proceso para mostrar los datos se inicia al descargar los datos de los valores almacenados en Firebase. La app consulta la base de datos de Firebase Realtime Database para recuperar las mediciones de frecuencia cardíaca del usuario. Cada vez que se accede a esta actividad, se realiza esta consulta para sincronizar los datos.

En el eje X del gráfico se representa el tiempo, mientras que en el eje Y se muestran los valores de frecuencia cardíaca. Cada punto corresponde a una medición y las líneas conectan cada punto para visualizar la variación entre las mediciones a lo largo del tiempo. Este gráfico se pudo obtener mediante la biblioteca de gráficos *MPAndroidChart*. Para cada dato medido, se crea un objeto “Entry” que se agregan a un *LineDataSet* que es asignado al gráfico.

El algoritmo implementa un método que crea una lista de los valores (*ArrayList*) subidos a la base de datos de Firebase en las últimas 24 horas, junto a su correspondiente *time stamp*. Mediante esta lista se permite calcular los valores estadísticos de valor medio de frecuencia cardíaca y valor máximo. Al mismo tiempo, esta lista es a partir de la cual se cargan los datos en el gráfico.

### 3.7.7. *Algoritmo para análisis de datos en Python*

Otro de los puntos fuertes de trabajar con una base de datos de Firebase es la posibilidad de acceder y manipular datos almacenados a través de herramientas de análisis externas. En el caso de este proyecto, hemos implementado un enfoque para la integración de los datos de Firebase con Python, de manera que pudimos desarrollar un script capaz de crear dos tipos de dataframes: uno que contiene la información de los usuarios registrados y otro que contiene los registros de las mediciones de frecuencia cardíaca de dichos usuarios. Gracias al diseño de nuestra base de datos, donde cada medición se asocia con un identificador único de usuario, podemos correlacionar con facilidad las mediciones de frecuencia cardíaca con los respectivos usuarios registrados. Esto no solo nos permite facilitar el seguimiento individual de los pacientes, sino que también abre oportunidades a análisis más complejos.

Las limitaciones de tiempo nos han impedido desarrollar un script de Python más completo para el análisis de los datos, pero las posibilidades son muy amplias y prometedoras. Me hubiera gustado implementar algoritmos de *machine learning* (aprendizaje automático) para identificar patrones o anomalías en las mediciones de frecuencia cardíaca, lo que sería

esencial para la detección temprana de enfermedades cardíacas. Además, el análisis de los datos de HRV (variabilidad de frecuencia cardíaca) podría proporcionar un análisis más profundo sobre el estado de salud cardiovascular del usuario de la aplicación.

## 4. Resultados

En esta sección se presentan los resultados obtenidos mediante la aplicación desarrollada en el presente proyecto. Este análisis nos permite evaluar la precisión y la fiabilidad de las mediciones de frecuencia cardíaca realizadas con la aplicación ‘HeartSync’, cumpliendo así con el objetivo principal de este trabajo de fin de grado. La validación de estos resultados es esencial en aplicaciones de este tipo, donde se monitorizan parámetros vitales.

### 4.1. Comparación de resultados

Con la finalidad de comprobar la validez de las mediciones obtenidas a través de ‘HeartSync’, se realizaron medidas de frecuencia cardíaca usando un oxímetro de pulso al mismo tiempo que se medían desde la cámara del dispositivo móvil.

El oxímetro nos permite obtener valores de frecuencia cardíaca reales y precisas, proporcionando un estándar fiable para contrastar los resultados de la app. Se llevaron a cabo un total de 25 mediciones en diferentes estados de actividad del usuario (en reposo y en actividad) y bajo condiciones de luminosidad distintas, tanto en interiores como en exteriores, con luz natural y artificial. Estas mediciones se llevaron a cabo manteniendo una posición constante de la mano y el dedo sobre la cámara del teléfono, observando que variaciones en esta posición influenciaban directamente en los resultados. Por lo tanto, se tomó un especial cuidado en mantener esa postura para garantizar la fiabilidad de los datos recogidos.

La siguiente tabla (Tabla 3) muestra los valores de frecuencia cardíaca registrados por la aplicación ‘HeartSync’ en comparación con los valores medidos con el oxímetro de pulso.

HeartSync	Oxímetro	Estado	Error absoluto	Error relativo
91	89	Reposo	2	0,02
68	78	Reposo	10	0,13
76	75	Activo	1	0,01
69	71	Reposo	2	0,03
99	98	Reposo	1	0,01
87	92	Activo	5	0,05
93	48	Reposo	45	0,94
80	74	Reposo	6	0,08
102	110	Activo	8	0,07
83	84	Reposo	1	0,01
81	80	Reposo	1	0,01
116	118	Activo	2	0,02
94	96	Reposo	2	0,02
92	92	Activo	0	0,00
81	83	Reposo	2	0,02
94	91	Reposo	3	0,03
88	89	Reposo	1	0,01
68	71	Reposo	3	0,04
56	54	Reposo	2	0,04
95	97	Activo	2	0,02
101	105	Activo	4	0,04
92	92	Reposo	0	0,00
85	88	Reposo	3	0,03
85	83	Reposo	2	0,02
71	69	Reposo	2	0,03
77	74	Activo	3	0,04
		Promedio	4,35	0,07
		Mediana	2,00	0,03

Tabla 3. Tabla comparativa de resultados de la medición a través de la aplicación ‘HeartSync’ y un oxímetro de pulso.

Para el análisis de esta tabla comparativa se determinaron parámetros estadísticos, tanto para el error absoluto como para el error relativo entre los dos tipos de mediciones.

El *error absoluto* se calculó como la diferencia entre cada medición de la aplicación y el oxímetro. Este obtuvo un promedio de 4,35 y una mediana de 2,00. Estos valores indican que, en promedio, las mediciones de 'HeartSync' difieren en 4,35 unidades aproximadamente del valor medido por el oxímetro, aunque la mayoría de las mediciones presentan una diferencia menor, como se refleja en el valor de la mediana.

Por otro lado, el *error relativo*, que hemos expresado como un porcentaje de la medición del oxímetro, obtuvo un promedio de 0,07 (7%) y una mediana de 0,03 (3%). Estos valores indican que las mediciones de la aplicación tienden a ser bastantes cercanas a las del oxímetro, considerando especialmente la mediana.

La *desviación estándar* de estas diferencias entre las mediciones de la aplicación y el oxímetro fue de 8.61, lo que indica una variabilidad considerable en el error entre las mediciones. Este dato sugiere que, aunque en promedio las mediciones de 'HeartSync' están cerca de las del oxímetro, existe una variación significativa en la precisión de las mediciones.

El *coeficiente de variación* de 1,98 señala una alta dispersión en los errores, es decir, los errores se alejan considerablemente de su media. Esto nos dice que, aunque algunas mediciones sean muy precisas, otras pueden alejarse bastante de las mediciones del oxímetro.

La *precisión* de la aplicación desarrollada fue del 93.29%, reflejando un nivel alto de precisión en las mediciones de la aplicación.

Además de este análisis estadístico, la visualización de los datos mediante un *diagrama de dispersión* y un *boxplot del error* nos permite obtener una comprensión más clara de la consistencia del proyecto.

El gráfico de dispersión de la Figura 37 muestra las mediciones de frecuencia cardíaca obtenidas por la aplicación en comparación con las mediciones del oxímetro de pulso. Este gráfico muestra los puntos que representan los datos recogidos agrupados cerca de la línea imaginaria diagonal, que indica que las mediciones de 'HeartSync' son similares a las del oxímetro. Podríamos decir que todos los valores medidos se aproximan a esta línea de tendencia, menos un valor atípico que se encuentra más alejado, posiblemente debido a una incorrecta captura de la imagen procesada.

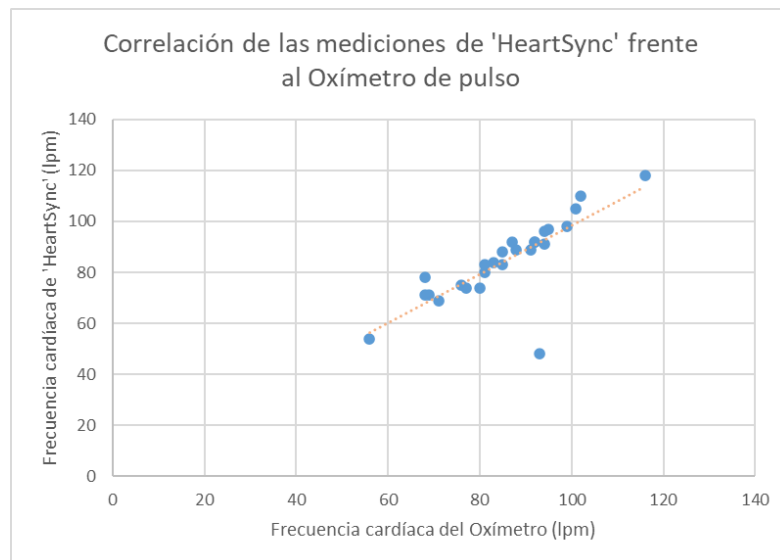


Figura 37. Correlación de las mediciones de 'HeartSync' frente al oxímetro de pulso.

Por otro lado, el boxplot del error de la Figura 38 nos permite mostrar la distribución del error absoluto entre las mediciones. Si lo analizamos, podemos concluir que la mediante del error absoluto está próxima a los 2 latidos por minuto, indicando que la mitad de las mediciones tienen un error menor a este valor. El rango intercuartílico indica que la mayoría de las mediciones son consistentes en su error con respecto al oxímetro y los extremos de los bigotes sugieren que los errores no varían demasiado, solo en algunos casos concretos. Los puntos que se encuentran fuera de los bigotes son los valores atípicos, coincidiendo con el valor atípico del diagrama de dispersión anterior.

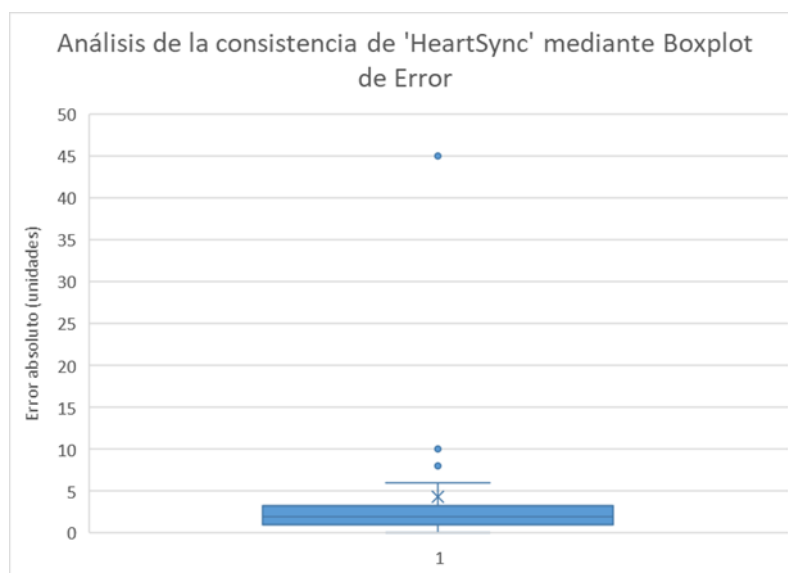


Figura 38. Análisis de la consistencia de 'HeartSync' mediante un boxplot de error.

La correlación que existe entre las columnas 'HeartSync' y 'Oxímetro', visualizados en las gráficas anteriores, sugieren una precisión de la app bajo condiciones estándar. La presencia de valores atípicos en las mediciones indica que existieron casos de mediciones imprecisas o incorrectas, probablemente influenciadas por movimientos o una mala colocación del dedo sobre la cámara. Estos resultados reflejan el potencial del proyecto y su evolución hacia una

herramienta más fiable y precisa para la monitorización de la salud cardiovascular del usuario.

#### **4.2. Limitaciones de la aplicación**

Aunque la aplicación presenta un alto porcentaje de precisión (93.29%), hay algunos factores que influyen de forma negativa directamente en la medición de frecuencia cardíaca, dando lugar a valores atípicos. Estas limitaciones incluyen la influencia del movimiento del usuario y la posición de la mano y el dedo durante el proceso de captura de la imagen a la precisión de las mediciones de frecuencia cardíaca.

- **Influencia del movimiento:** Si el usuario se encuentra en un estado de actividad activo mientras realiza la medición, corriendo o saltando, el resultado tiende a ser incorrecto y alejándose del valor real. El movimiento del cuerpo provoca cambios en la luminosidad e intensidad del color rojo capturado por la cámara.
- **Efecto de la posición de la mano y el dedo:** La variabilidad en la forma de sujetar el dispositivo móvil o mover el dedo durante la medición contribuye negativamente en el resultado de la medición, provocando una dispersión mayor de los errores medidos. Esto explica el tener una precisión del 93,29% y disponer de mediciones que se desvían significativamente de los valores del oxímetro.
- **Condiciones lumínicas y color de piel:** Este proyecto se basa en técnicas de PPG, donde en este caso obtenemos los valores de intensidad de luz roja captada por la cámara del teléfono. En ambientes de mucha luz, se han visto influenciadas las medidas, llevando a errores en los valores obtenidos. Al mismo tiempo, si el usuario tiene una piel oscura, resulta más difícil apreciar diferencias en el flujo sanguíneo de los capilares y detectar los picos necesarios para el correcto funcionamiento del algoritmo implementado en el proyecto.

Pese a haber conseguido un porcentaje de precisión elevado, la eficacia del procesado de la imagen de la aplicación se ve afectado por condiciones poco controlables, como el movimiento y la posición inadecuada del dedo o la mano. Tener en cuenta estos factores es crucial para realizar mediciones válidas y más precisas.

## 5. Conclusiones y líneas futuras

### 5.1. Conclusiones

La misión de este proyecto era desarrollar una aplicación móvil capaz de medir la frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), mostrar estos datos en pantalla y consultar el registro de los datos medidos anteriormente. Este objetivo principal ha sido completado. Además, bajo un interés personal en perfeccionar la aplicación y profundizar en este entorno, decidí integrar una base de datos de Firebase a la aplicación, en la cual se almacenaran los datos de frecuencia cardíaca medidos y se sincronizaran cada vez que se abría la app. También implementé un sistema de registro e inicio de sesión para identificar y diferenciar a los usuarios. Los datos de frecuencia cardíaca medidos en las últimas 24 horas pueden ser consultados junto a estadísticas como el valor medio y el valor máximo medido.

A nivel personal, este proyecto ha significado un desafío. Empecé a escribir las primeras líneas del código sin tener conocimientos previos de Kotlin. Debo agradecer enormemente a Brais Moure, creador de tutoriales de YouTube, por sus cursos de programación en Kotlin, por explicar desde los conceptos más básicos hasta los más complejos [30].

En vista al futuro, considero que la aplicación podría tener un gran potencial. Los resultados obtenidos sugieren que 'HeartSync' mide la frecuencia cardíaca con precisión, lo cual es fundamental en aplicaciones destinadas al ámbito de la salud. Aplicar cambios en la forma de manejar errores y mejorar las limitaciones de la aplicación podría aumentar aún más esa eficacia y fiabilidad conseguida.

En resumen, este proyecto no solo ha cumplido los objetivos principales, sino que también ha cumplido con objetivos personales.

### 5.2. Líneas futuras y mejoras

Si tuviera la oportunidad de obtener más tiempo y recursos para el desarrollo de este trabajo de fin de grado, mejoraría sus capacidades y funciones actuales, convirtiéndola en una herramienta más poderosa. Un punto clave sería implementar un sistema de detección del dedo sobre la cámara, deteniendo la captura de la imagen si el dedo se mueve o no se detecta correctamente, evitando mediciones incorrectas. También sería interesante mostrar un Poincaré Plot en la pantalla donde se muestran los valores de HRV, para realizar un análisis más detallado.

Por otro lado, me hubiera gustado haber podido crear un script de Python mediante el cual pudiera analizar los datos recogidos de frecuencia cardíaca y HRV, mediante el cual se podrían implementar técnicas de machine learning para clasificar y detectar patrones en los datos recogidos del usuario, identificando patrones indicativos de riesgo cardiovascular. 'HeartSync' podría detectar signos tempranos de enfermedades cardíacas a través del aprendizaje de variaciones de frecuencia cardíaca y parámetros HRV. Además, refinar esta última característica, la medición de parámetros HRV, podría ofrecer un diagnóstico más completo del usuario.

Mediante un seguimiento continuo, la app podría detectar anomalías en la salud del paciente y notificar al usuario y a su médico. Este aspecto podría convertir esta aplicación en una herramienta valiosa relacionada con la telemedicina.

## 6. Referencias

- [1]. Sánchez, A. (2023, 14 marzo). *Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de mortalidad en España*. CST. <https://cst.cat/es/las-enfermedades-cardiovasculares-son-la-primer-causa-de-mortalidad-en-espana/>
- [2]. *Facts and Figures 2023 - Mobile phone ownership*. (2023, 10 octubre). <https://www.itu.int/itu-d/reports/statistics/2023/10/10/ff23-mobile-phone-ownership/>
- [3]. Fundación Española del Corazón. (n.d.). *Ficha frecuencia cardíaca*. Recuperado de <https://fundaciondelcorazon.com/corazon-facil/recursos-didacticos/fichas.html?download=25:ficha-frecuencia-cardiaca>
- [4]. Hipp, D. (2023, September 21). *Normal resting heart Rate by Age (Chart)*. Forbes Health. <https://www.forbes.com/health/healthy-aging/normal-heart-rate-by-age/>
- [5]. Department of Health & Human Services. (n.d.). *Blood pressure. Better Health Channel*. <https://www.betterhealth.vic.gov.au/health/conditionsandtreatments/blood-pressure>
- [6]. *Accessible arterial pulse sites*. (n.d.). [https://healthcaresciencesocw.wayne.edu/vs/4\\_3.htm](https://healthcaresciencesocw.wayne.edu/vs/4_3.htm)
- [7]. Medrán, R. (2018). *Medición del ritmo cardíaco mediante Fotoplestismografía*. Proyecto Fin de Carrera, Ingeniería de Telecomunicación, Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones, Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Universidad de Sevilla. Tutor: Rafael Boloix Tortosa.
- [8]. *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications* - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: [https://www.researchgate.net/figure/PPG-signal-analysis\\_fig3\\_325675749](https://www.researchgate.net/figure/PPG-signal-analysis_fig3_325675749)
- [9]. Gupta, Shresth & Singh, Anurag & Sharma, Abhishek. (2021). *Photoplethysmogram Based Mean Arterial Pressure Estimation Using LSTM*. 806-811. 10.1109/SPIN52536.2021.9566027.
- [10]. Hon Eh, Lee St. *Electronic Evaluation Of The Fetal Heart Rate*. Viii. Patterns Preceding Fetal Death, Further Observations. Am J Obstet Gynecol. 1963 Nov 15; 87:814-26. PMID: 14085784.
- [11]. Silva Costa Gomes, T. (n.d.). *Sistema Nervioso Autónomo*. Barcelona; Hospital del Mar. <https://www.scartd.org/arxiu/sistemanerviosoautonomo.pdf>
- [12]. Cottin F, Médigue C, Leprêtre PM, Papelier Y, Koralsztein JP, Billat V. *Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold*. Med Sci Sports Exerc. 2004 Apr;36(4):594-600. doi: 10.1249/01.mss.0000121982.14718.2a. PMID: 15064586.
- [13]. Malik M (1996) *Heart rate variability*. Ann Noninvasive Electrocardiol 1:151-181
- [14]. Dekker JM, Crow RS, Folsom AR et al (2000) *Low heart rate variability in a 2-minute rhythm strip predicts risk of coronary heart disease and mortality from several causes: the ARIC Study*. Circulation 102:1239-1244. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.102.11.1239>
- [15]. Chalmers JA, Quintana DS, Abbott MJ-A, Kemp AH (2014) *Anxiety disorders are associated with reduced heart rate variability: a meta-analysis*. Front Psychiatry 5. <https://doi.org/10.3389/fpsy.2014.00080>
- [16]. Kemp AH, Quintana DS, Gray MA et al (2010) *Impact of depression and antidepressant treatment on heart rate variability: a review and meta-analysis*. Biol Psychiat 67:1067-1074. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2009.12.012>
- [17]. Rajendra Acharya U, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim CM, Suri JS. *Heart rate variability: a review*. Med Biol Eng Comput. 2006 Dec;44(12):1031-51. doi: 10.1007/s11517-006-0119-0. Epub 2006 Nov 17. PMID: 17111118.
- [18]. *Multi-Class Stress Detection Through Heart Rate Variability: A Deep Neural Network Based Study* - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: [https://www.researchgate.net/figure/Time-domain-features-of-HRV\\_fig3\\_370626051](https://www.researchgate.net/figure/Time-domain-features-of-HRV_fig3_370626051)
- [19]. von Borell E, Langbein J, Després G, Hansen S, Leterrier C, Marchant J, Marchant-Forde R, Minero M, Mohr E, Prunier A, Valance D, Veissier I. *Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing stress and welfare in farm animals -- a review*. Physiol Behav. 2007 Oct 22;92(3):293-316. doi: 10.1016/j.physbeh.2007.01.007. Epub 2007 Jan 20. PMID: 17320122.

- [20]. *Heart Rate Variability as an Index of Regulated Emotional Responding* - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: [https://www.researchgate.net/figure/An-example-of-a-heart-rate-variability-power-spectrum-obtained-using-the-fast-Fourier\\_fig2\\_232599468](https://www.researchgate.net/figure/An-example-of-a-heart-rate-variability-power-spectrum-obtained-using-the-fast-Fourier_fig2_232599468)
- [21]. Vidal-Alaball, J., Acosta-Roja, R., Hernández, N. P., Luque, U. S., Morrison, D., Pérez, S. N., Perez-Llano, J., Vergès, À. S., & Seguí, F. L. (2020). *Telemedicine in the face of the COVID-19 pandemic*. *Atención Primaria*, 52(6), 418–422. <https://doi.org/10.1016/j.aprim.2020.04.003>
- [22]. Ullah, S., Higgins, H., Braem, B., Latré, B., Blondia, C., Moerman, I., Saleem, S., Rahman, Z., & Kwak, K.S. (2012). *A Comprehensive Survey of Wireless Body Area Networks*. *Journal of Medical Systems*, 36, 1065-1094.
- [23]. Plaza Roncero, A. (2020). *Estudio y análisis de apps de eHealth y mHealth en el campo de las urgencias sanitarias* [Trabajo de fin de grado, Universidad de Valladolid]. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación.
- [24]. *Preguntas frecuentes - CPS - La Meva Salut*. (n.d.). CPS. <https://lamevasalut.gencat.cat/es/web/cps/preguntes-frecuents>
- [25]. Spain, V. V. (n.d.). *APP Vademecum Internacional*. <https://www.vademecum.es/productos-vademecum-app+vademecum+internacional-49>
- [26]. ehCOS. (2022, September 22). *La revolución del mHealth: de las apps a la gestión del dato de salud*. ehCOS. <https://www.ehcos.com/la-revolucion-del-mhealth-en-salud/>
- [27]. *FAQ | Kotlin*. (n.d.). Kotlin Help. <https://kotlinlang.org/docs/faq.html>
- [28]. *Introducción a Android Studio*. (n.d.). Android Developers. <https://developer.android.com/studio/intro?hl=es-419>
- [29]. Hanna, K. T., & Rosencrance, L. (2023, May 19). *Google Firebase. Mobile Computing*. <https://www.techtarget.com/searchmobilecomputing/definition/Google-Firebase>
- [30]. Brais Moure. [MoureDev by Brais Moure] (2020). *KOTLIN: Curso ANDROID desde CERO para PRINCIPIANTES* [Video]. Youtube. <https://youtu.be/ebQphhLpJG0?si=VKHGSTp-oIbJq9g7>

## **7. Anexos**

### **7.1. Código fuente**

El código fuente del presente proyecto Kotlin puede ser consultado en el repositorio de GitHub del siguiente enlace: <https://github.com/antoniogarciat/HeartSync>