

# IMPLEMENTACIÓN DE UN DETECTOR DE PULSO EN DISPOSITIVO WEARABLE DE MUÑECA



**Universidad Zaragoza**

AUTOR: FÁTIMA ZAHRA ZIDOR  
DIRECTOR: EDUARDO GIL HERRANDO  
CODIRECTOR: PABLO ARMAÑAC JULIAN

27 de mayo de 2023

## TABLA DE CONTENIDO

<b>RESUMEN .....</b>	<b>3</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>4</b>
<b>1. CONTEXTO Y ESTADO DEL ARTE .....</b>	<b>5</b>
1.1. SIGNOS VITALES .....	5
1.2. SEÑALES FISIOLÓGICAS .....	12
1.3. FOTOPLETISMOGRAFÍA (SEÑAL PPG) .....	13
1.4. JUSTIFICACIÓN DE LA TECNOLOGÍA UTILIZADA .....	17
<b>2. HERRAMIENTAS DE DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN .....</b>	<b>18</b>
2.1. FUENTE DE LA SEÑAL .....	18
2.2. DESCRIPCIÓN DE LA PLATAFORMA HARDWARE .....	19
2.2.1. INTERFACES .....	19
2.2.2. ARQUITECTURA .....	20
2.2.3. FUNCIONALIDADES BÁSICAS DEL RELOJ .....	21
2.3. DESCRIPCIÓN DEL ENTORNO DE DESARROLLO .....	22
2.4. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA SOLUCIÓN .....	23
2.4.1. DESCRIPCIÓN GENERAL .....	23
2.4.2. PROCESO DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL .....	25
<b>3. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN .....</b>	<b>26</b>
3.1. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL PPG .....	26
3.2. PRE-PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL PPG .....	29
3.3. IMPLEMENTACIÓN DEL DETECTOR DE PULSO .....	32
3.4. ENVÍO DE INFORMACIÓN VÍA BLUETOOTH .....	35
3.5. MONITORIZACIÓN DE LOS DATOS .....	37
<b>4. VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA .....</b>	<b>39</b>
<b>5. INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS .....</b>	<b>44</b>
<b>6. CONCLUSIONES FINALES .....</b>	<b>46</b>
6.1. IMPLICACIONES CLÍNICAS O CIENTÍFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS .....	46
6.2. POSIBLES ÁREAS DE MEJORA O INVESTIGACIONES FUTURAS .....	46
<b>7. REFERENCIAS .....</b>	<b>48</b>

## TABLA DE ILUSTRACIONES

Figura 1: Diagrama del ciclo cardiaco [1].....	5
Figura 2: Medición de la presión arterial [3].....	6
Figura 3: Cambios en la presión intrapulmonar y flujo aéreo durante la respiración [4] .....	7
Figura 4: Proceso de la termorregulación del cuerpo [5] .....	8
Figura 5: Variación de la temperatura corporal en el sueño. Variación de la temperatura central y la superficial. Variación de la temperatura según el ejercicio [6] .....	9
Figura 6: Presión parcial de O <sub>2</sub> y afinidad a la hemoglobina [7].....	10
Figura 7: Proceso de transporte de oxígeno a los tejidos.....	10
Figura 8: Proceso de difusión del O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub> .....	11
Figura 9: (izda.) Transductor de fotopletimografía. (Dcha.) Registro de fotopletimografía con y sin frío [8][9].....	13
Figura 10: Señales PPG y ECG [11].....	13
Figura 11: Forma de onda PPG – Detección de la respiración [13].....	14
Figura 12: Propiedades ópticas de la piel. La luz incidente es reflejada, dispersada u absorbida [14] .....	14
Figura 13: Penetración de la luz de diferentes longitudes de onda en la piel [15] [16] .....	15
Figura 14: Coeficiente de absorción de la luz según la longitud de onda [17] .....	15
Figura 15: Características principales de un pulso de PPG [17].....	16
Figura 16: MAXREFDES103 [24] .....	18
Figura 17: MAXREFDES103 - Interfaces externos [24].....	19
Figura 18: MAXREFDES103 – Circuitría interna [24] .....	20
Figura 19: MAXREFDES103 – Diagrama de bloques [24] .....	20
Figura 20: Aplicación Maxim Device Studio.....	21
Figura 21: Entorno de desarrollo Mbed .....	22
Figura 22: Diagrama de bloques de la solución SW desarrollada .....	23
Figura 23: Diagrama de flujo de la solución SW desarrollada .....	24
Figura 24: Colocación correcta del reloj [24].....	25
Figura 25: Tres muestras de PPG (LED Verde) obtenidas con el reloj.....	28
Figura 26: Señal PPG original y señal filtrada de 3 muestras diferentes.....	30
Figura 27: Señal PPG filtrada .....	31
Figura 28: Detector de pulso. (a) señal PPG original. (b) Señal PPG filtrada y detector aplicado [25] .....	32
Figura 29: Función variación de la señal Threshold [25] .....	32
Figura 30: Señal PPG filtrada con pulso aplicado – Detalle 1 .....	33
Figura 31: Señal PPG filtrada con pulso aplicado – Detalle 2 .....	33
Figura 32: Aplicación de monitorización – Ventana lista de dispositivos .....	37
Figura 33: Aplicación de monitorización – Dispositivo conectado.....	38
Figura 34: Aplicación de monitorización – Acceso a los servicios .....	38
Figura 35: Variación del ritmo cardiaco – MAXREFDES Vs Apple Watch.....	43
Figura 36: Variación del ritmo cardiaco – MAXREFDES Vs Fitbit .....	43
Figura 37: Variación del ritmo cardiaco .....	45

## RESUMEN

En la actualidad, el avance tecnológico y la creciente necesidad de soluciones innovadoras han impulsado la investigación y el desarrollo en diversos campos. Los dispositivos weareables han encontrado una amplia aplicación en el campo de la medicina, revolucionando la forma en que se monitoriza y se accede a la información de salud de los pacientes.

El objetivo principal de este trabajo es obtener mediciones de ritmo cardíaco a partir de las señales de fotoplethysmografía (photoplethysmography, en inglés; PPG) obtenidas desde un dispositivo weareable de muñeca, en el cual se han implementado los diferentes métodos de obtención y procesamiento de la señal PPG, así como las funciones necesarias para acceder a dicha información desde herramientas externas.

La importancia de este trabajo radica en ofrecer una solución no invasiva, portátil, con una capacidad de monitorización del ritmo cardíaco continua y en tiempo real, cambiando la forma en que las personas acceden y gestionan su información de salud cardiovascular, brindándoles una herramienta de gran valor para mantenerse informados y mejorar su estado de salud. Al centrarse en temas de monitorización de señales fisiológicas, se espera contribuir en las actividades relacionadas con la prevención y detección temprana de problemas cardíacos, de problemas respiratorios, y autocuidado y, en definitiva, del seguimiento de la salud.

La estructura de esta memoria se organiza de la siguiente manera:

- En primer lugar se presenta una revisión general de las señales fisiológicas más relevantes en los ámbitos de salud y una descripción más detallada de la señal PPG objetivo de este trabajo (características principales de la señal y de cómo se obtiene).
- En segundo lugar se presentan las plataformas utilizadas tanto para la obtención de la señal como para su procesamiento, se describen detalladamente los métodos y técnicas utilizadas para el análisis de dicha señal y se describe el proceso de validación de la plataforma.
- A continuación se presentan y analizan los resultados obtenidos.
- Y finalmente se incluyen las conclusiones del trabajo y se plantean recomendaciones para futuras investigaciones.

Es importante destacar que este trabajo se ha realizado en el marco del programa del máster de Ingeniería Biomédica de la universidad de Zaragoza. Asimismo, ha sido tutorizado y evaluado por Eduardo Gil Herrando y Pablo Armañac Julián quienes han brindado su valiosa guía y orientación a lo largo de este proceso.

En resumen, esta memoria de trabajo de fin de máster representa el resultado de un esfuerzo dedicado, con el objetivo de aportar conocimiento y soluciones innovadoras en el campo de la medicina preventiva. A través de un enfoque riguroso y metodológico, se espera que este trabajo contribuya al avance científico y tecnológico, así como a la mejora de sistemas de monitorización de la salud en aplicaciones de diagnóstico médico.

## **ABSTRACT**

Today, technological advancement and the growing need for innovative solutions have driven research and development in various fields. Wearable devices have found wide application in the medical field, revolutionizing the way patients' health information is monitored and accessed.

The main objective of this work is to obtain heart rate measurements from photoplethysmography (PPG) signals obtained from a wrist wearable device, in which the different methods of obtaining and processing the PPG signal have been implemented, as well as the necessary functions to access this information from external tools.

The importance of this work lies in offering a non-invasive, wearable solution with a continuous, real-time heart rate monitoring capability, changing the way people access and manages their cardiovascular health information, providing them with an invaluable tool to stay informed and promote healthier lifestyle. By focusing on physiological signal monitoring issues, it is expected to contribute to activities related to the prevention and early detection of cardiac problems, respiratory problems, self-monitoring and self-care, and, ultimately, health monitoring.

The structure of this report is organized as follows:

- First, a general review of the physiological signals most relevant in the health fields and a more detailed description of the PPG signal targeted in this work (main characteristics of the signal and how it is obtained) are presented.
- Secondly, the platforms used to obtain and process the signal are presented, the methods and techniques used to analyse the signal are described in detail, and the platform validation process is described.
- The results obtained are then presented and analysed.
- Finally, the conclusions of the work and recommendations for future research are included.

It is important to note that this work has been carried out within the framework of the Master's program in Biomedical Engineering at the University of Zaragoza. It has also been tutored and evaluated by Eduardo Gil -Herrando and Pablo Armañac Julián who have provided valuable guidance and orientation throughout this process.

In summary, this master's thesis is the result of a dedicated effort, with the aim of providing knowledge and innovative solutions in the field of preventive medicine. Through a rigorous and methodological approach, it is expected that this work will contribute to scientific and technological progress, as well as to the improvement of health monitoring systems in medical diagnostic applications.

## 1. CONTEXTO Y ESTADO DEL ARTE

### 1.1. SIGNOS VITALES

Los signos vitales son medidas objetivas y cuantificables que indican el funcionamiento básico y vital del organismo humano. Estas mediciones proporcionan información importante sobre el estado fisiológico general de una persona y son utilizadas por los profesionales de la salud para evaluar su salud, detectar alteraciones y realizar un seguimiento de su condición. Los signos vitales más comunes son:

#### FRECUENCIA CARDÍACA:

Un ciclo cardíaco se refiere a la secuencia de eventos que ocurren en el corazón durante un latido completo.

La frecuencia cardíaca es una medida fundamental de la actividad del corazón y uno de los signos vitales más importantes en la evaluación de la salud y el bienestar de una persona. Es la cantidad de veces que el corazón late en un período de tiempo determinado, generalmente expresada en latidos por minuto (lpm). Es el proceso continuo y repetitivo de contracción y relajación del corazón que permite el bombeo de sangre a través del sistema circulatorio y se compone de los siguientes ciclos:

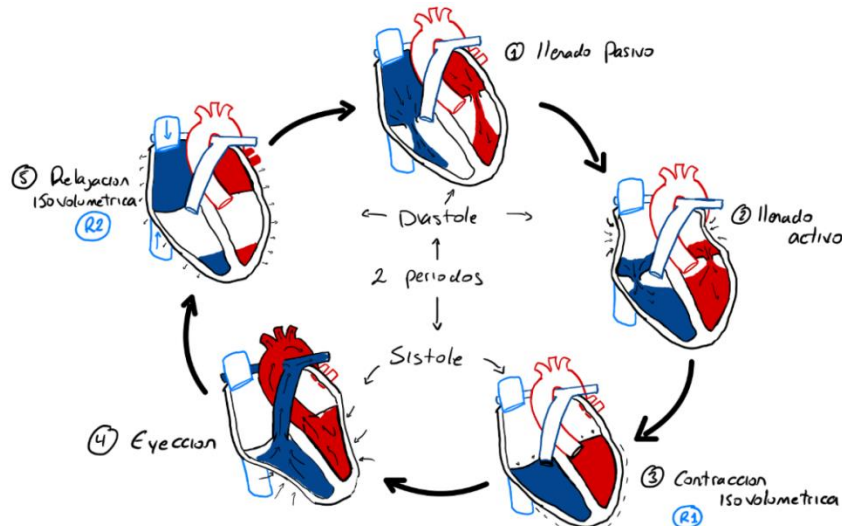


Figura 1: Diagrama del ciclo cardíaco [1]

La frecuencia cardíaca varía de una persona a otra y puede ser influenciada por diversos factores, como la edad, el nivel de actividad física, el estado emocional, la temperatura ambiente y la presencia de ciertas condiciones médicas. En general, se considera que una frecuencia cardíaca normal en reposo oscila entre 60 y 100 lpm en adultos sanos. Sin embargo, es importante tener en cuenta que ciertos individuos, como los atletas entrenados, pueden tener una frecuencia cardíaca en reposo más baja debido a su mayor condición física.

Edad	Frecuencia cardíaca por minuto
Recién nacido	140 a 160 latidos
Lactantes	130 a 140 latidos
Niños	80 a 100 latidos
Adultos	72 a 80 latidos
Ancianos	60 latidos o menos

Tabla 1: Frecuencia cardíaca por edad [2]

**PRESIÓN ARTERIAL** Es la fuerza ejercida por la sangre contra las paredes de las arterias. Se expresa con dos valores: la presión sistólica (la presión máxima durante la contracción del corazón) y la presión diastólica (la presión mínima durante el reposo del corazón).

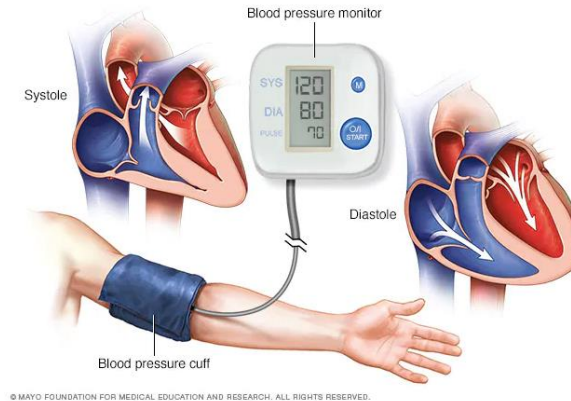


Figura 2: Medición de la presión arterial [3]

La presión arterial es una medida de la fuerza ejercida por la sangre contra las paredes de las arterias mientras el corazón bombea la sangre por todo el cuerpo. Es un indicador importante de la salud cardiovascular y se utiliza para evaluar el funcionamiento del sistema circulatorio.

La presión arterial se expresa mediante dos valores:

- La presión sistólica: representa la presión máxima ejercida en las arterias durante la contracción del corazón (sístole).
- La presión diastólica: es la presión mínima que ocurre durante el reposo del corazón (diástole).

La presión arterial normal se considera generalmente alrededor de 120/80 mmHg, donde 120 representa la presión sistólica y 80 la presión diastólica. Sin embargo, es importante tener en cuenta que los valores normales pueden variar según la edad, el sexo, el nivel de actividad física y otros factores individuales. También es fundamental considerar el contexto clínico y realizar múltiples mediciones para obtener un panorama más preciso de la presión arterial de una persona.

Un incremento persistente y elevado de la presión arterial, conocido como hipertensión, puede dañar los vasos sanguíneos y aumentar el riesgo de enfermedades cardiovasculares, como enfermedades del corazón, accidentes cerebrovasculares y enfermedad renal. Por otro lado, una presión arterial baja, denominada hipotensión, puede causar mareos, debilidad y desmayos, y también puede ser indicativa de problemas de salud subyacentes.

Es importante controlar regularmente la presión arterial y tomar medidas para mantenerla dentro de los valores saludables. Esto incluye llevar un estilo de vida saludable, como mantener una dieta equilibrada, realizar actividad física regularmente, evitar el consumo excesivo de alcohol y tabaco, manejar el estrés y, en casos necesarios, seguir el tratamiento médico recetado.

## RESPIRACIÓN

La función principal del aparato respiratorio es aportar a las células del cuerpo la suficiente cantidad de oxígeno que necesitan para llevar a cabo sus funciones vitales, este proceso se basa en dos fases de ventilación pulmonar: inspiración y espiración.

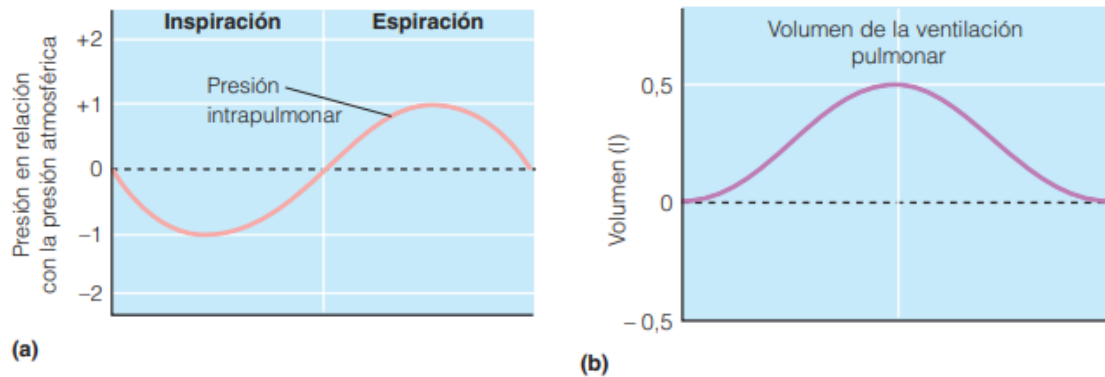


Figura 3: Cambios en la presión intrapulmonar y flujo aéreo durante la respiración [4]

El ritmo respiratorio se refiere al patrón y la frecuencia de las respiraciones, es decir, la cantidad de veces que una persona respira por minuto y la regularidad de esos movimientos respiratorios. Es un componente importante de los signos vitales y proporciona información sobre la función respiratoria y el estado de salud general de una persona, por lo que es importante prestar atención a cualquier cambio en el ritmo respiratorio y buscar atención médica si se presentan síntomas preocupantes, como dificultad respiratoria severa, dolor en el pecho o cambios en el patrón respiratorio que persisten durante un período prolongado de tiempo.

El ritmo respiratorio normal varía según la edad, la actividad física y otros factores individuales. En promedio, se considera que un adulto en reposo tiene un ritmo respiratorio entre 12 y 20 respiraciones por minuto. Sin embargo, es importante tener en cuenta que estas cifras pueden ser más altas durante el ejercicio físico, el estrés o ciertas condiciones médicas.

El ritmo respiratorio se puede evaluar observando los movimientos del pecho y el abdomen. En un estado de reposo, se espera una respiración suave y regular sin esfuerzo. Sin embargo, cambios significativos en el ritmo respiratorio, como respiración rápida o dificultad para respirar, pueden indicar problemas respiratorios o condiciones médicas subyacentes.



## TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura corporal es una medida de la cantidad de calor que se encuentra en el cuerpo humano, refleja el equilibrio entre el calor producido y el calor que pierde el organismo, por lo que es un indicador importante de la salud y el funcionamiento adecuado del organismo.

El calor es producido por el cuerpo constantemente a través del metabolismo de los alimentos, la actividad celular de los músculos, el ejercicio o la tensión de los músculos, de tal forma que resulta necesaria una regulación de la temperatura corporal para templar los tejidos y la sangre y así mantener los tejidos del organismo a una temperatura homeostática para que desempeñen sus funciones eficazmente. Esta termorregulación se basa en la dilatación o constricción de los vasos sanguíneos, la producción de sudor para enfriar el cuerpo y la generación de calor a través del metabolismo.

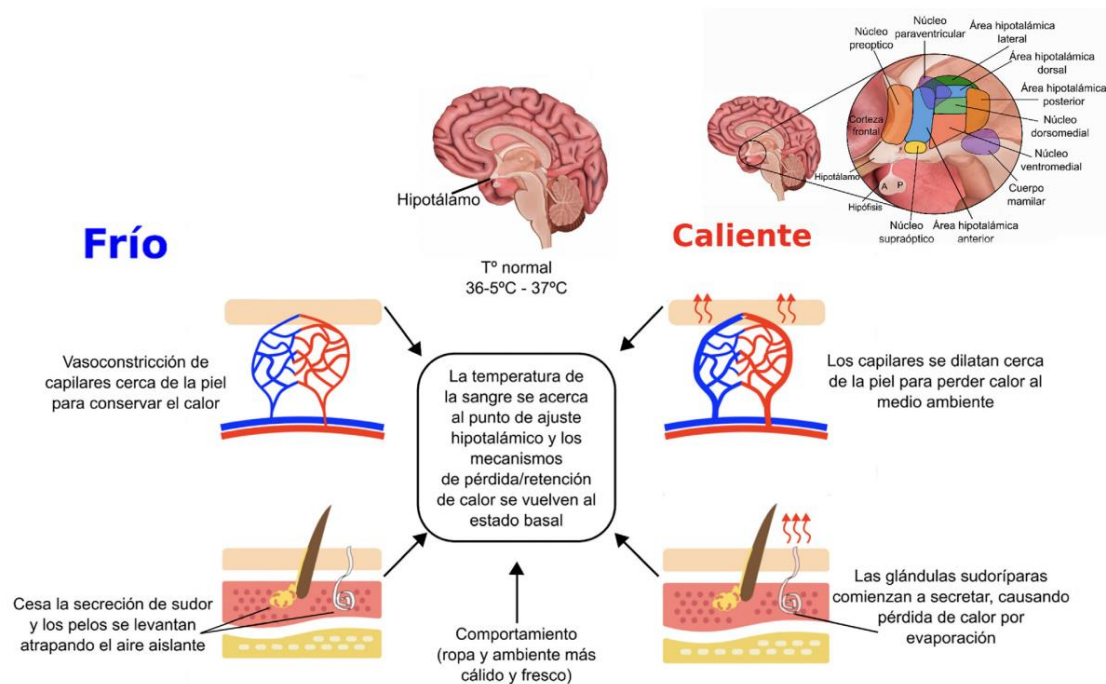


Figura 4: Proceso de la termorregulación del cuerpo [5]

La temperatura corporal, generalmente, se mide en grados Celsius o Fahrenheit utilizando termómetros, ya sea en la piel (temperatura periférica) o internamente (temperatura central). Su valor varía según el lugar donde se mide, la hora del día y la actividad física, pero en promedio, se considera que una temperatura corporal normal ronda los 37 grados Celsius (98.6 grados Fahrenheit).

Medida	Temperatura normal (°C)	Fiebre (°C)
Rectal	36,6-38,0	>38,8
Oral	35,5-37,5	>37,8
Axilar	34,7-37,2	>37,2
Timpánica	35,8-38,0	>38,0

Tabla 2: Valores de temperatura normal y fiebre en diferentes zonas de medida [10]

Existe una regulación constante de la temperatura corporal ya que es esencial para el funcionamiento normal del cuerpo.

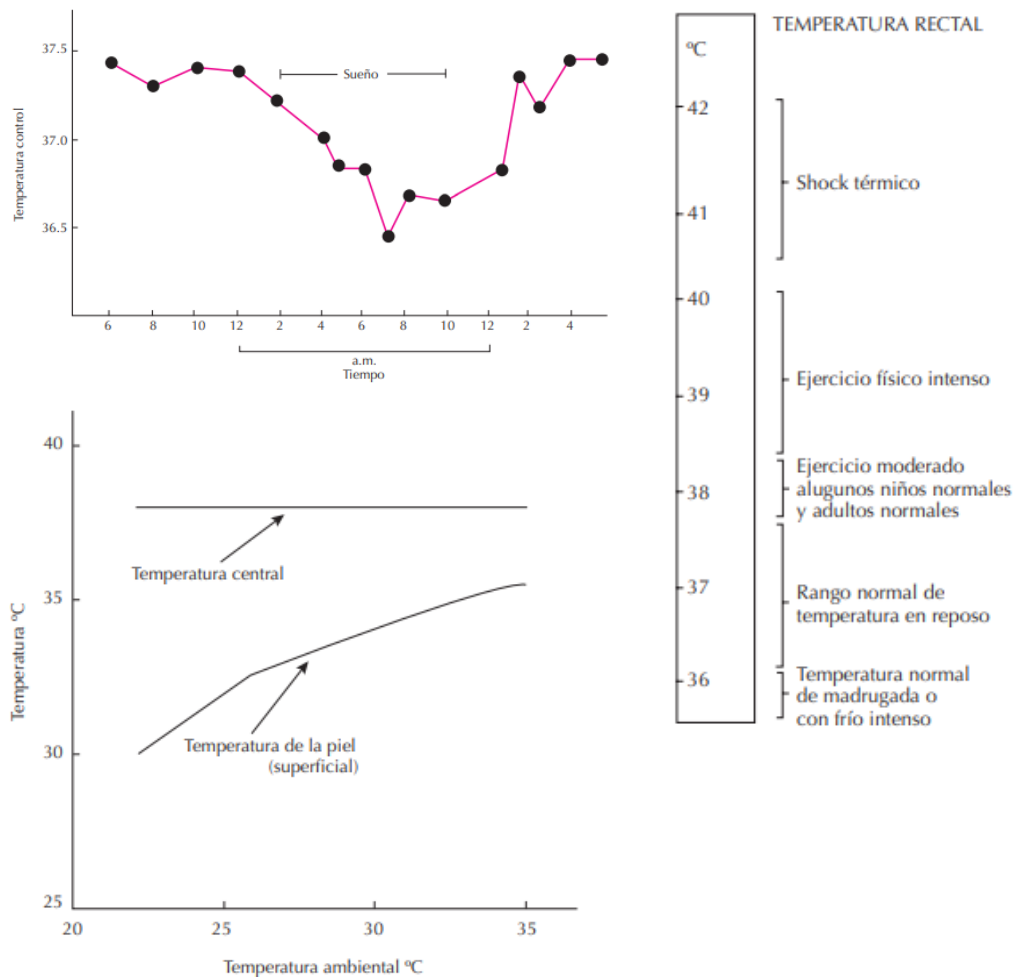


Figura 5: Variación de la temperatura corporal en el sueño. Variación de la temperatura central y la superficial. Variación de la temperatura según el ejercicio [6]

## NIVEL DE OXÍGENO EN SANGRE

El objetivo de casi todos los aparatos y sistemas del cuerpo es mantener la vida, suministrando una serie de elementos (nutrientes, oxígeno y agua) a los diferentes organismos y proporcionando un entorno con valores de temperatura y presión estables (tal como vimos en apartados anteriores) para un correcto funcionamiento de éstos.

El transporte de estos elementos se lleva a cabo principalmente por la sangre, un tejido líquido que contiene muchas clases de sustancias químicas disueltas y millones de células flotantes. Una función esencial de la sangre es el transporte de Oxígeno, gran parte de la energía del cuerpo humano se adquiere de la combustión de nutrientes, por lo que depende del aporte constante de oxígeno a cada célula del organismo, y aunque sólo es posible disolver una cantidad limitada de Oxígeno en la sangre, en torno al 1.5% (0.3ml por 100ml de sangre), una cantidad varias veces superior (21.1ml por 100ml de sangre) se combina con la hemoglobina, dando lugar a la oxihemoglobina que se puede transportar a los tejidos y usarse por las células corporales.

El nivel de Oxígeno o la saturación de oxígeno en sangre es la fracción de la cantidad de oxihemoglobina con respecto a la cantidad total de oxihemoglobina y de des-oxihemoglobina en la sangre. En condiciones normales, la sangre oxigenada (sangre arterial) está saturada al 97% y la llamada sangre desoxigenada (que se encuentra en las arterias pulmonares y la vena sistémica) está saturada al 75% de oxígeno.

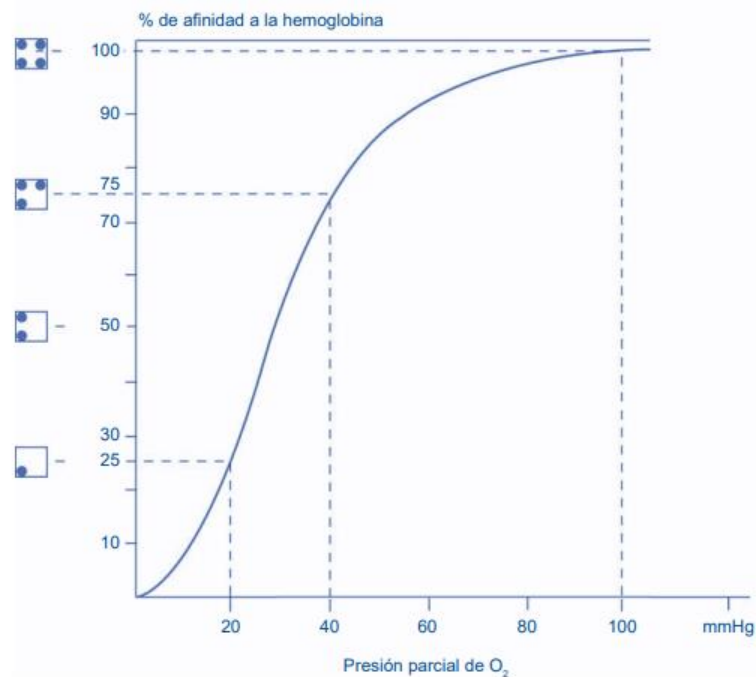


Figura 6: Presión parcial de  $O_2$  y afinidad a la hemoglobina [7]

El paso del oxígeno a la sangre se basa en el proceso de difusión, según el cual la afinidad a la hemoglobina depende de la presión parcial del  $O_2$ , de tal forma que se produce el movimiento del oxígeno desde un área de presión parcial alta en los capilares sistémico (100mmHg) hacia otra de presión parcial baja (40 mmHg) en las células donde hay necesidad de él. La siguiente imagen muestra el proceso de intercambio.

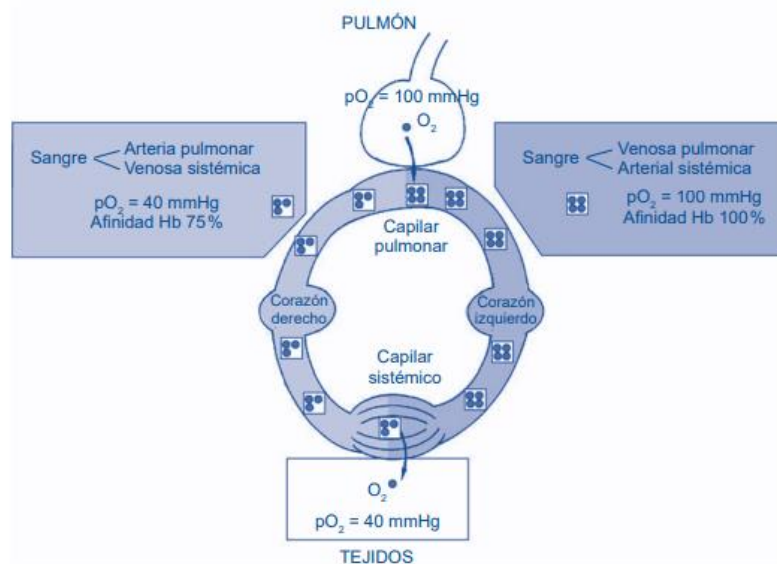


Figura 7: Proceso de transporte de oxígeno a los tejidos [7]

- **Inhalación:** Durante la inhalación, el oxígeno del aire ingresa a los pulmones y se difunde a través de los alvéolos pulmonares donde ocurre el intercambio gaseoso.
- **Unión al oxígeno:** En los alvéolos pulmonares, y debido a que la presión parcial en el espacio alveolar es mayor que en el capilar pulmonar, el oxígeno se difunde de los alveolos hacia el capilar pulmonar hasta que las presiones parciales se igualan.

- Transporte e intercambio de gases: La sangre que sale del pulmón tiene una presión parcial de 100 mmHg por lo que la saturación de la hemoglobina es prácticamente del 100%, la sangre es transportada a través de los vasos sanguíneos hacia los tejidos del cuerpo, que al tener una presión parcial menor (40mmHg) consiguen absorber ese oxígeno unido a la oxihemoglobina para que pueda ser utilizado por las células. Se producirá la difusión del oxígeno hasta que la presión parcial de la sangre iguale la presión parcial de los tejidos.

A medida que el oxígeno se libera en los tejidos, los glóbulos rojos captan dióxido de carbono, que es un producto de desecho del metabolismo celular. El dióxido de carbono se combina con el agua para formar ácido carbónico, que luego se convierte en bicarbonato. Parte del bicarbonato se disocia en iones hidrógeno y bicarbonato, y estos procesos ayudan a mantener el equilibrio ácido-base en la sangre.

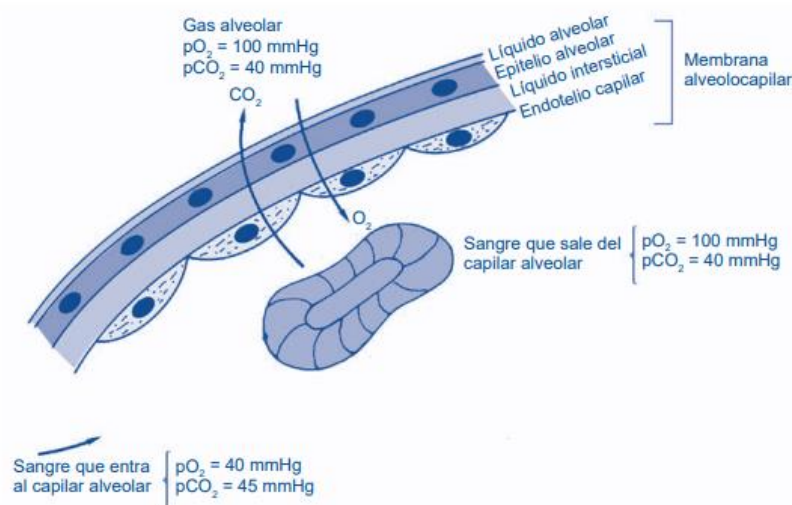


Figura 8: Proceso de difusión del  $O_2$  /  $CO_2$  [7]

- Regreso a los pulmones: Cuando la sangre, rica en dióxido de carbono, vuelve al pulmón a través de las venas, su presión parcial es de 40mmHg, por lo que vuelve a producirse el proceso de difusión del oxígeno y el dióxido de carbono, siendo éste exhalado durante la respiración.

Además de estos signos vitales básicos, a veces se incluyen otros parámetros en la evaluación clínica, como el nivel de dolor (escala del 0 al 10) y el estado de conciencia (evaluación de la respuesta a estímulos y nivel de alerta).

## 1.2. SEÑALES FISIOLÓGICAS

La medición de los signos vitales es una práctica fundamental en el campo de la atención médica, utilizada para evaluar el estado fisiológico de un individuo obteniendo información crucial sobre la salud y el bienestar de un paciente, así como indicadores de posibles enfermedades o alteraciones en el organismo.

Algunos de los tipos más comunes de señales fisiológicas incluyen:

- **Señales Eléctricas:** Estas señales son generadas por el sistema eléctrico del cuerpo, como el sistema nervioso y el sistema cardiovascular. Ejemplos de señales eléctricas son el electroencefalograma (EEG), que registra la actividad eléctrica del cerebro, y el electrocardiograma (ECG), que registra la actividad eléctrica del corazón.
- **Señales biométricas:** Estas señales se refieren a características biológicas únicas de una persona. Incluyen huellas dactilares, reconocimiento facial, iris o patrones de retina, voz, entre otros. Estas señales se utilizan para identificación y autenticación biométrica.
- **Señales de presión:** Estas señales miden la presión dentro del cuerpo o sobre la piel. Un ejemplo común es la presión arterial, que se mide utilizando un esfigmomanómetro.
- **Señales de flujo:** Estas señales miden el flujo de líquidos o gases dentro del cuerpo. Por ejemplo, el caudalímetro de flujo sanguíneo mide el flujo de sangre en los vasos sanguíneos.
- **Señales de temperatura:** Estas señales miden la temperatura corporal. El termómetro es un dispositivo comúnmente utilizado para medir la temperatura corporal.
- **Señales de movimiento:** Estas señales registran los movimientos del cuerpo. Los acelerómetros y giroscopios son ejemplos de sensores utilizados para medir la aceleración y la orientación del cuerpo.
- **Señales de imagen:** Estas señales se utilizan para visualizar estructuras internas del cuerpo. Los ejemplos incluyen la radiografía, la resonancia magnética (RM), la tomografía computarizada (TC) y la ecografía.

La medición de la frecuencia cardíaca se puede realizar de varias formas. Una de las formas más comunes es la palpación de las pulsaciones en puntos arteriales como la muñeca (arteria radial) o el cuello (arteria carótida). Otra forma precisa y ampliamente utilizada es mediante un electrocardiograma (ECG), que registra la actividad eléctrica del corazón y proporciona información detallada sobre la frecuencia cardíaca y el ritmo cardíaco.

### 1.3. FOTOPLETISMOGRAFÍA (SEÑAL PPG)

La fotopletoismografía (PPG) es una técnica no invasiva que se utiliza para medir los cambios de volumen de un tejido a través de la detección de la variación de la absorción de luz. En particular, se utiliza comúnmente para medir las pulsaciones del flujo sanguíneo y proporcionar información sobre la frecuencia cardíaca, la amplitud del pulso y otros parámetros relacionados.

Durante el ciclo cardíaco, cuando el corazón se contrae y bombea sangre a través de los vasos sanguíneos, se produce un aumento en el volumen sanguíneo en la arteria. El principio básico de la PPG se basa en la absorción diferencial de la luz por parte de los tejidos cuando se produce ese cambio en el volumen sanguíneo dependiendo de la cantidad de oxihemoglobina y desoxihemoglobina presentes.

La técnica se implementa mediante el uso de un emisor de luz, generalmente un diodo LED, y un fotodetector colocado en un sitio de medición apropiado, como la punta del dedo o el lóbulo de la oreja, al emitir luz a través del tejido y detectar la cantidad de luz transmitida o reflejada, el fotodetector puede capturar cambios en la cantidad de sangre en los vasos sanguíneos

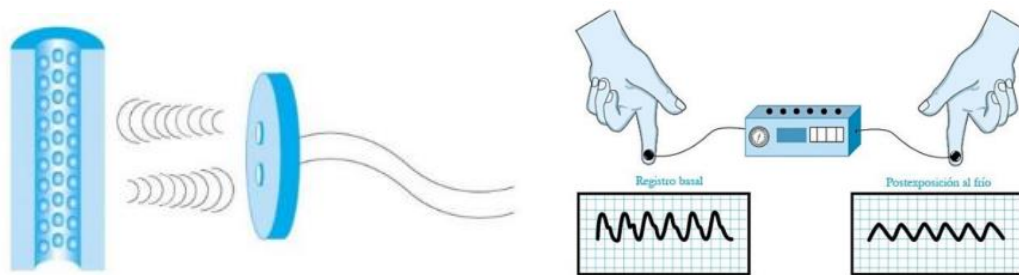


Figura 9: (izda.) Transductor de fotopletoismografía. (Dcha.) Registro de fotopletoismografía con y sin frío [8][9]

La señal obtenida, PPG, está clasificada dentro de la categoría de formas de onda, como un trazo diente de sierra en el cual el registro ascendente significa una sístole y el descendente corresponde a una diástole; por lo tanto, el ritmo consecutivo de esos trazos conforman el complejo de la señal fotopletoismográfica de la hemodinámica del flujo sanguíneo asociada a los movimientos del corazón.

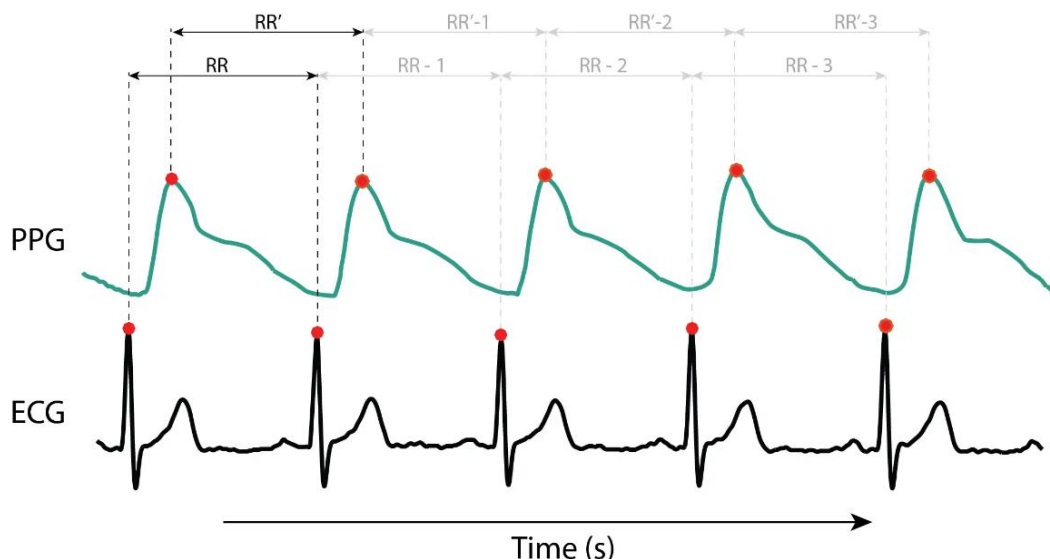


Figura 10: Señales PPG y ECG [11]

La forma de onda PPG resultante comprende una onda pulsátil (la componente AC de la señal) con un patrón característico con picos que corresponden a cada latido cardíaco, y una línea base, de más baja frecuencia (la componente DC) cuya modulación se le atribuye a la respiración.



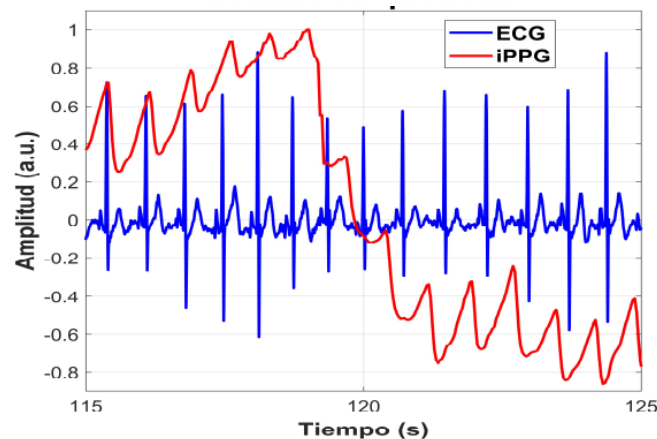


Figura 11: Forma de onda PPG – Detección de la respiración [13]

La calidad de la señal PPG obtenida dependerá del tipo de luz utilizada durante la detección, la piel humana tiene diferentes componentes y pigmentos que pueden absorber la luz en diferentes longitudes de onda.

Cuando la luz visible incide en la piel humana, parte es reflejada y dispersada y otra es absorbida por los diferentes componentes y pigmentos que pueden absorber la luz en diferentes longitudes de onda.

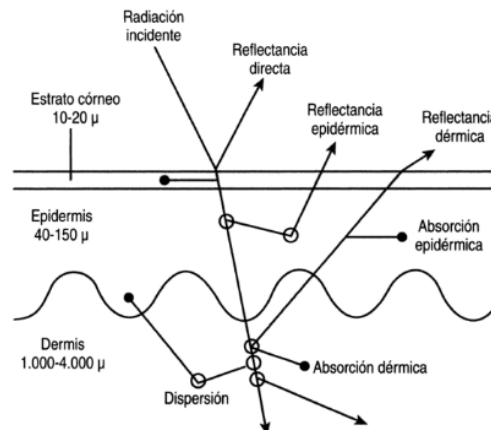


Figura 12: Propiedades ópticas de la piel. La luz incidente es reflejada, dispersada u absorbida [14]

Los cromóforos endógenos más importantes en la piel son la melanina, la hemoglobina, el agua y el colágeno, cada uno con un coeficiente de absorción diferente en función de la longitud de onda incidente sobre la piel. Podemos ver que:

- La melanina, presente habitualmente en la epidermis y los folículos pilosos, su función principal es proteger de la luz solar, por lo que tiene un coeficiente de absorción significativo en el rango de ondas entre 320 y 1200nm, no obstante, la transmisión en la epidermis varía en función del color de ésta, y vemos que en una epidermis blanca, la transmisión aumenta en un 50% para longitudes de onda de 400nm (luz azul) y en un 90% para longitudes de onda a 1200nm mientras que una epidermis negra transmite menos del 20% del espectro visible y aumenta a un 90% a los 1200nm.
- En la dermis, se da una gran dispersión de la luz debido a la presencia de las fibras de colágeno. Esta dispersión es inversamente proporcional a la longitud de onda, por lo que se consigue mayor transmisión para mayor longitud de onda y por lo tanto menor absorción de la luz, por el contrario, la sangre tiene una fuerte absorción en las longitudes de onda azul, verde y amarilla
- Por su parte la oxihemoglobina, tiene importante picos de absorción a 418, 542 y 577nm

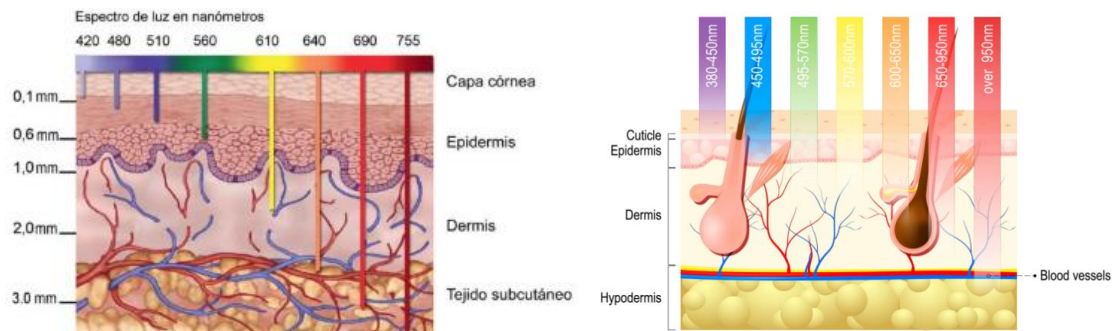


Figura 13: Penetración de la luz de diferentes longitudes de onda en la piel [15] [16]

En resumen:

- Las longitudes de onda que menos penetran en la piel están en el rango UV lejano (con longitud de onda entre 10 y 400nm), esas señales son absorbidas principalmente por las proteínas y la propia melanina presente en la piel por lo que la señal obtenida es muy débil y contiene poca información.
- Las longitudes de onda que más penetran en la piel están en la banda del rojo y del IR cercano (650 - 1200nm). Gran parte de esas señales es absorbida o dispersada en su camino por lo que la señal resultante se suele utilizar para la medida del nivel de oxígeno.
- Las longitudes de onda en el espectro visible verde logran atravesar la epidermis pero no llegan a alcanzar los vasos sanguíneos por lo que es el rango de onda que se utiliza para detectar el flujo sanguíneo.

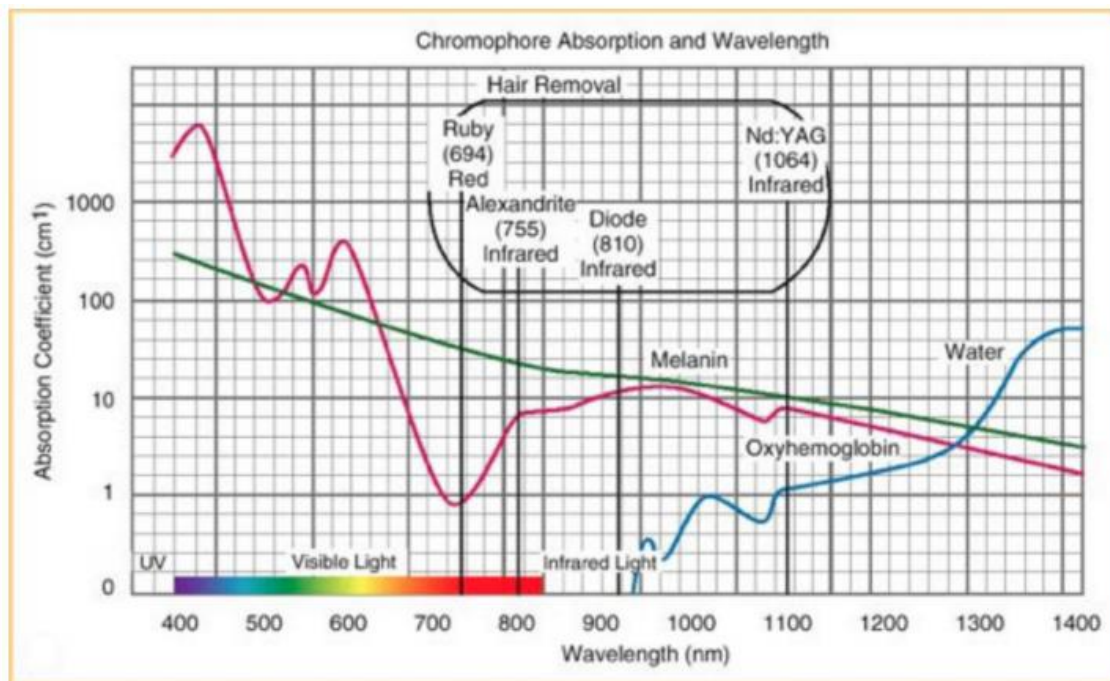


Figura 14: Coeficiente de absorción de la luz según la longitud de onda [17]

Una vez obtenida la señal PPG, podemos extraer la siguiente información:



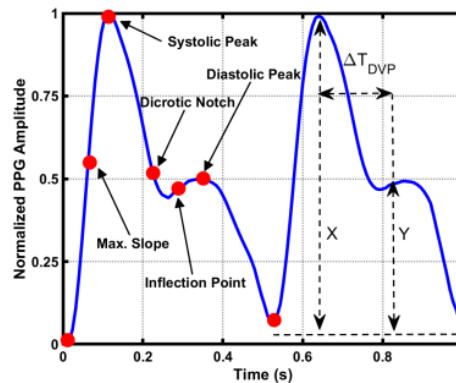


Figura 15: Características principales de un pulso de PPG [17]

- Variación de la señal: la señal PPG muestra cambios en la amplitud a medida que la sangre es bombeada por el corazón. Esa variación ofrece información sobre el volumen sanguíneo.
- Tiempo de subida: es el tiempo que transcurre desde el comienzo de la onda hasta el pico sistólico. Alty et al demostraron que el TC puede ser una variable útil para la clasificación de las enfermedades cardiovasculares. Detalla la fase sistólica temprana, que se debe a la rápida inyección de sangre durante la sístole. El CT aumenta cuando aumenta la resistencia al flujo sanguíneo vascular.
- Amplitud sistólica: Es el valor máximo de la señal PPG, indica el volumen máximo que se detecta en el área de medición durante la fase de contracción del corazón conocida como la sístole.
- Amplitud diastólica: Durante la diástole, el corazón se relaja y se llena de sangre, en la señal PPG esta fase se caracteriza por un descenso en la amplitud de la señal, no obstante, se puede observar un nuevo y pequeño ascenso en esa fase y que sirve para delimitar el final de la sístole y el principio de la diástole.
- Área del pulso: Es el área total bajo la curva, la elasticidad de los vasos sanguíneos, la resistencia periférica y los cambios fisiológicos modifican el área total del pulso. Se puede dividir en dos zonas:
- Intervalo de pulso (PI): es el tiempo que transcurre entre los puntos inicial y final de la forma de onda PPG. Puede utilizarse para medir la frecuencia del pulso cardíaco en lugar del intervalo pico a pico. La relación entre el intervalo de pulso y la amplitud de pulso permite comprender las propiedades del sistema cardiovascular. Está fuertemente correlacionada con la evaluación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en comparación con el intervalo R-R del ECG.

#### 1.4. JUSTIFICACIÓN DE LA TECNOLOGÍA UTILIZADA

El uso de relojes para monitorizar constantes vitales se ha vuelto cada vez más común en la actualidad. Estos relojes inteligentes, también conocidos como smartwatches, están equipados con sensores y tecnologías que permiten la medición y seguimiento de diversas constantes vitales.

Hoy en día existe una gran variedad de relojes inteligentes que se pueden utilizar para este fin, no obstante, el sistema MAXREFDES103, es de los pocos que cuenta con una plataforma de Software abierto para desarrollar aplicaciones, además, cuenta con la circuitería necesaria para obtener las señales PPG, incorpora sensores para medir el nivel de oxígeno en sangre (esta medida la incorporan muy pocos), además de un acelerómetro para detectar el movimiento del usuario. Todo esto le da al reloj una gran versatilidad ya que podemos medir múltiples parámetros vitales en un mismo dispositivo, incluyendo la frecuencia cardíaca, el ritmo respiratorio y la saturación de oxígeno en sangre.

Tener en cuenta que estos relojes no son dispositivos médicos certificados y sus mediciones pueden no ser tan precisas como las obtenidas con equipos médicos específicos. Sin embargo, pueden proporcionar una referencia útil y conveniente para el seguimiento y la monitorización de las constantes vitales en el día a día. Se recomienda consultar a un profesional de la salud para obtener una evaluación precisa y para interpretar adecuadamente los resultados obtenidos con estos dispositivos.

## 2. HERRAMIENTAS DE DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN

### 2.1. FUENTE DE LA SEÑAL

Para la obtención de la señal PPG se utiliza el reloj de muñeca MAXREFDES103. Un kit de desarrollo de referencia proporcionado por Maxim Integrated. Es un sistema que combina varios componentes electrónicos para crear un dispositivo portátil de monitorización de signos vitales.



Figura 16: MAXREFDES103 [24]

El MAXREFDES103 está diseñado específicamente para medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre (SpO<sub>2</sub>). Utiliza el principio de fotopleximografía, donde se emite luz a través de un tejido (generalmente la muñeca) y se detecta la cantidad de luz reflejada para obtener información sobre el flujo sanguíneo y la oxigenación.

El kit incluye un microcontrolador de bajo consumo, un módulo de sensor de frecuencia cardíaca y SpO<sub>2</sub>, y un acelerómetro. También cuenta con conectividad inalámbrica Bluetooth para la transferencia de datos a dispositivos externos, como teléfonos inteligentes o computadoras.

El MAXREFDES103 proporciona una solución integrada y lista para usar para aquellos interesados en desarrollar dispositivos portátiles de monitorización de signos vitales. Permite la medición directa, de forma no invasiva y en tiempo real de la frecuencia cardíaca y la SpO<sub>2</sub>, lo que lo hace útil en aplicaciones de monitorización de la salud, fitness y bienestar.

## 2.2. DESCRIPCIÓN DE LA PLATAFORMA HARDWARE

### 2.2.1. INTERFACES

El reloj de muñeca MAXREFDES103 incluye los siguientes interfaces externos:



Figura 17: MAXREFDES103 - Interfaces externos [24]

- Puerto USB tipo C para la conexión con el PC, tanto para la comunicación con la placa como para la carga de la batería del reloj.
- LED de Estado: La configuración actual del reloj utiliza el LED para la monitorización del estado de la batería (Rojo: Batería baja 0 a 25%, Azul: Carga media 25 a 80%, Verde: Carga completada: 80 a 100%).
- Un botón ON/OFF para el encendido y apagado del reloj.
- Un botón F para activar la función de detector de pulso.
- Tres LEDs (Rojo, Verde e IR) y dos fotodiodos para obtener la señal PPG.

## 2.2.2. ARQUITECTURA

La plataforma MAXREFDES103 combina varios componentes electrónicos en un sistema compacto para permitir la monitorización de signos vitales como la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) basándose en la tecnología de PPG. Este equipo integra los siguientes elementos:

- Batería Pkcell de litio recargable de 3.7VDC 105mAh.
- Una placa base que incluye un microcontrolador ARM® Cortex®-M4F MAX32630 de bajo consumo, un circuito integrado de gestión de potencia (PMIC MAX20303), una variedad de periféricos incluyendo un módulo para comunicación bluetooth (PAN1326B), memoria flash integrada de 64MB, un indicador LED RGB y dos pulsadores, todo ello con interfaces SPI, UART e I2C para la comunicación entre los diferentes elementos.
- Una plataforma que incluye un microcontrolador de sensores biométricos MAX32664 y un sensor óptico MAX86141 con un LED verde, un LED rojo, un LED IR y dos fotodiodos y acelerómetro de 3 ejes, todo ello con interfaces SPI, UART e I2C para la comunicación entre los diferentes elementos.



Figura 18: MAXREFDES103 – Circuitría interna [24]

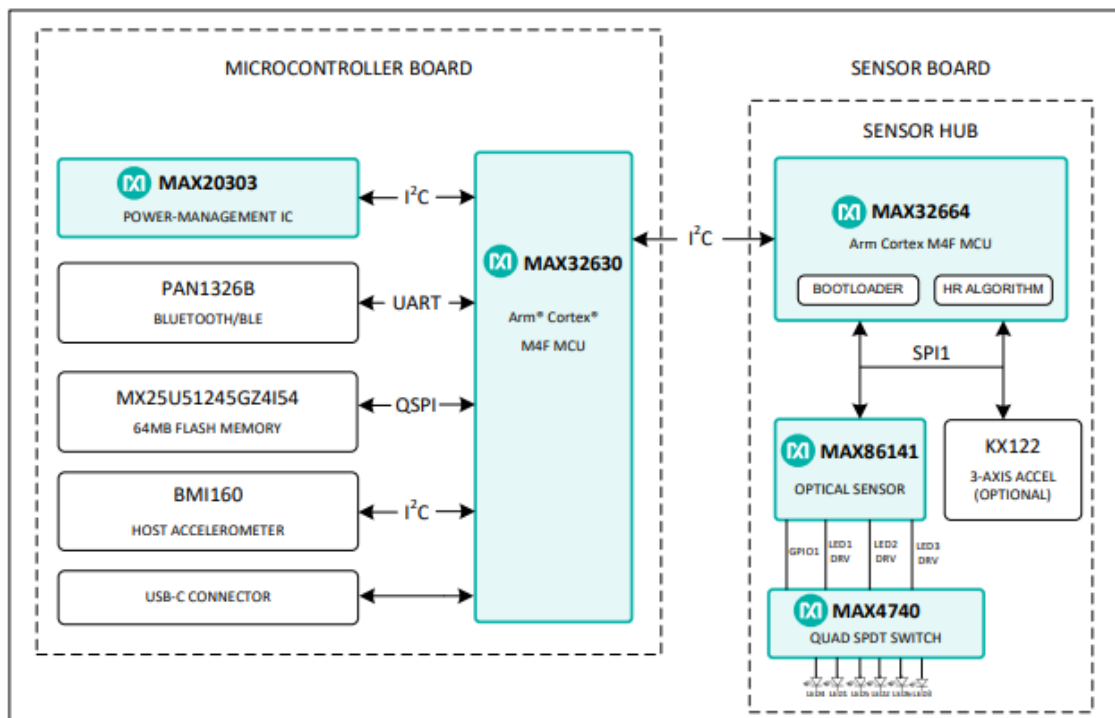


Figura 19: MAXREFDES103 – Diagrama de bloques [24]

## 2.2.3. FUNCIONALIDADES BÁSICAS DEL RELOJ

- Fotopletismografía (PPG)
- Algoritmo de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en sangre (SpO2) integrado en la muñeca.
- Algoritmo de variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), frecuencia respiratoria y biblioteca de calidad del sueño
- GUI para Windows® y Android.

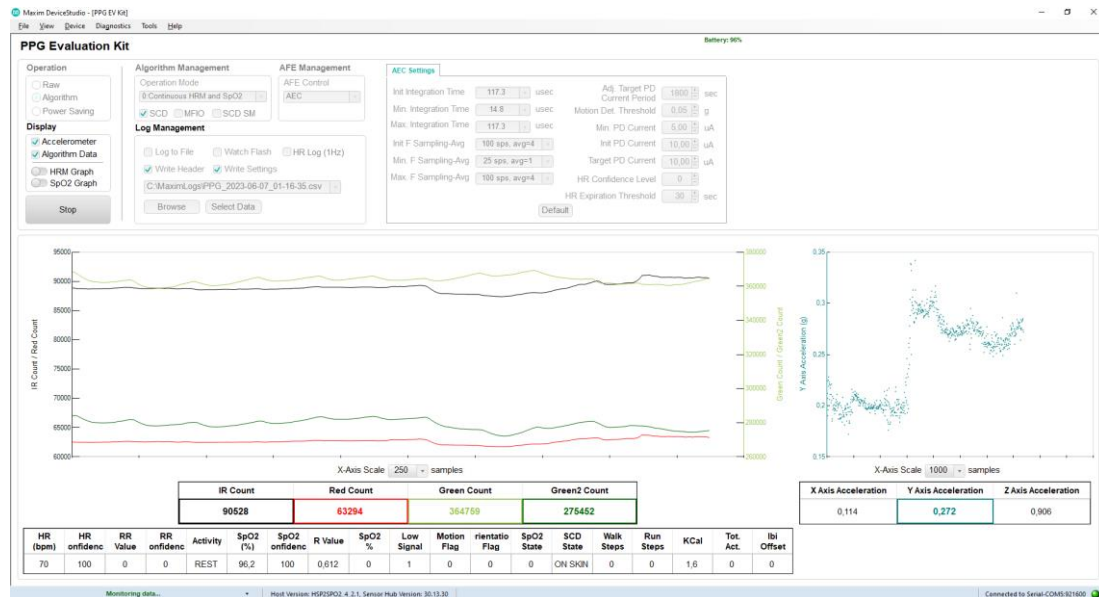


Figura 20: Aplicación Maxim Device Studio

## 2.3. DESCRIPCIÓN DEL ENTORNO DE DESARROLLO

Para la generación de la aplicación se utiliza la plataforma Arm Mbed Studio, una plataforma de desarrollo de software que ofrece un entorno de programación integrado (IDE) para el desarrollo de aplicaciones embebidas basadas en microcontroladores Arm.

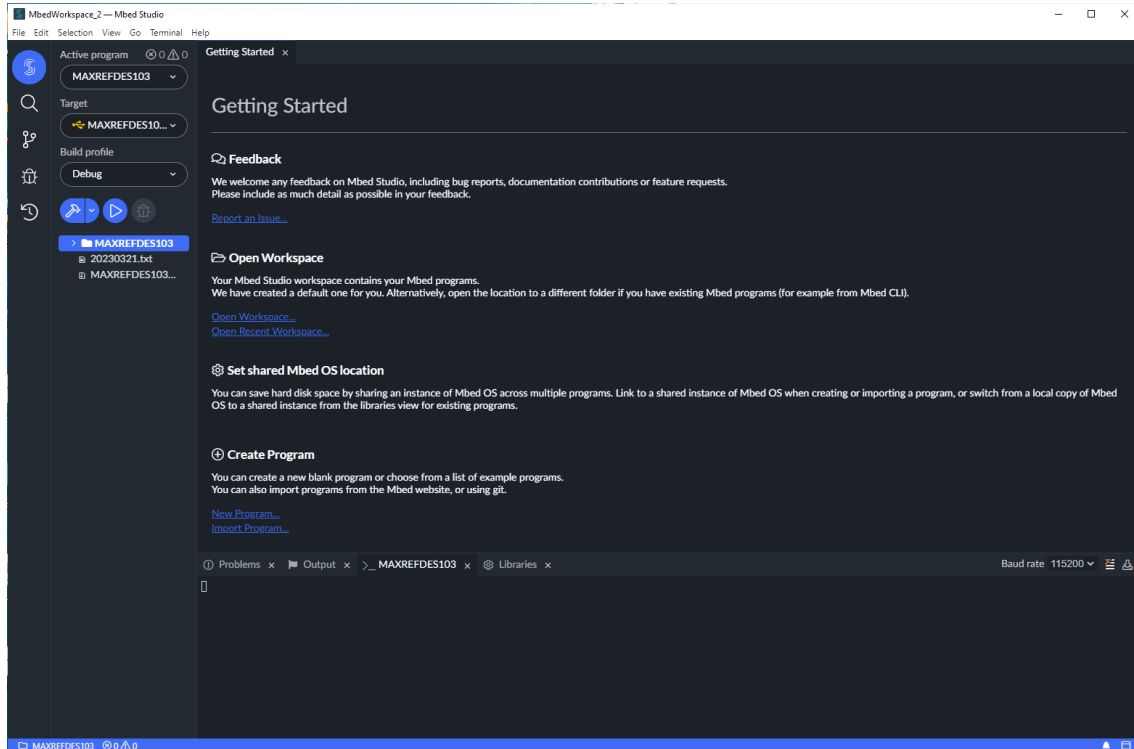


Figura 21: Entorno de desarrollo Mbed

Algunas de las características y funcionalidades principales de Arm Mbed Studio incluyen:

- Entorno de desarrollo integrado: Mbed Studio proporciona un entorno de desarrollo integrado completo que incluye un editor de código, depuración en tiempo real y herramientas de compilación. Permite a los desarrolladores escribir, compilar y depurar su código en un solo entorno.
- Soporte multiplataforma: Mbed Studio es compatible con una amplia gama de microcontroladores y placas de desarrollo basadas en la arquitectura Arm. Esto permite a los desarrolladores seleccionar la plataforma más adecuada para sus proyectos y tener la flexibilidad de cambiar entre diferentes plataformas sin problemas.
- Librerías y componentes predefinidos: Mbed Studio ofrece una amplia variedad de librerías y componentes predefinidos que facilitan el desarrollo de aplicaciones embebidas. Estas librerías incluyen funciones y módulos listos para usar que aceleran el proceso de desarrollo y permiten a los desarrolladores aprovechar al máximo las capacidades de los microcontroladores Arm.
- Depuración y análisis en tiempo real: Mbed Studio proporciona herramientas de depuración en tiempo real que permiten a los desarrolladores rastrear y corregir errores en sus aplicaciones de manera eficiente. Además, ofrece capacidades de análisis en tiempo real que permiten monitorear y visualizar el comportamiento de la aplicación mientras se ejecuta en el microcontrolador.
- Integración con plataformas en la nube: Mbed Studio se integra con plataformas en la nube de Arm, como Mbed Cloud y Mbed OS, lo que permite a los desarrolladores conectar y administrar sus dispositivos embebidos de manera segura en entornos de IoT.

## 2.4. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA SOLUCIÓN

### 2.4.1. DESCRIPCIÓN GENERAL

La solución consiste en la programación y generación de un archivo (\*.bin) que irá instalado en el reloj de muñeca MAXREFDES103, de tal forma que se extrae la señal PPG de los sujetos de forma no invasiva, a partir de los LEDs de los que dispone el dispositivo.

Las funciones de adquisición de la señal y su procesado están integradas en el mismo fichero y el resultado de ese procesamiento será enviado mediante Bluetooth a un dispositivo externo (en este caso un teléfono móvil).

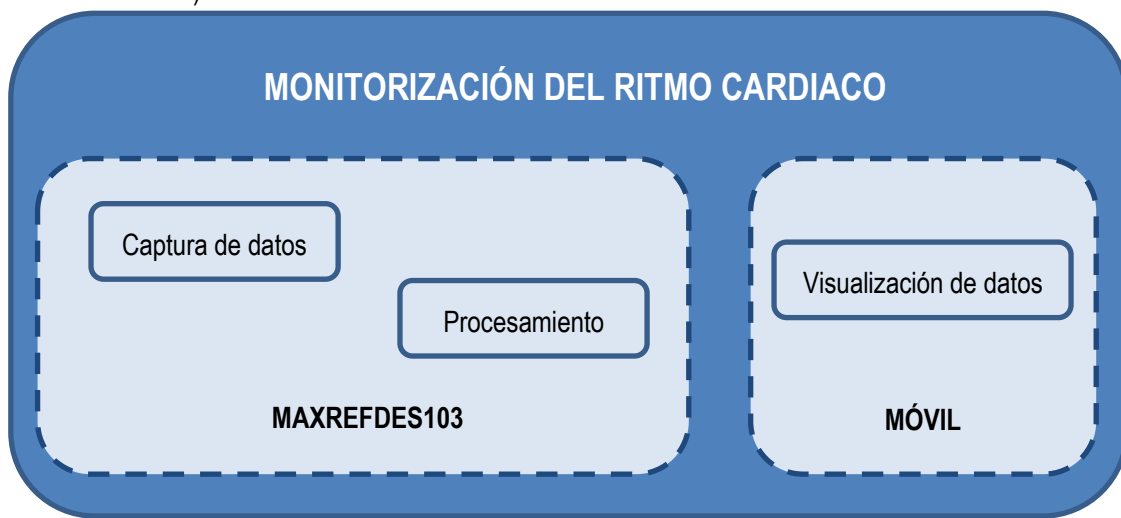


Figura 22: Diagrama de bloques de la solución SW desarrollada

La solución ha sido diseñada utilizando un lenguaje de programación basado en C/C++ y el proceso de visualización contempla el uso de una aplicación desarrollada por terceros, ya sea Android o IOS para monitorizar los datos que se reciben vía Bluetooth.

Los pasos que se van a seguir son los siguientes:

- Encender el reloj y habilitar la plataforma.
- Inicializar las comunicaciones I2C (comunicación con el sensor) y Bluetooth.
- Inicialización y configuración de los servicios Bluetooth (Se configura tanto el de Batería como el de ritmo cardiaco).
- Inicialización de interfaces (pulsador para la gestión de la función implementada y LED indicador del estado de batería).
- Implementación de la lectura de la batería del reloj de muñeca.
- Implementación de la monitorización de ritmo cardiaco, para ello:
  - Se inicializa el sensor y se configura el modo de operación.
  - Se accede a los valores PPG en tiempo real. Estos parámetros serán almacenados para su futuro procesamiento.
  - Se procesa la señal PPG obtenida y se calcula el ritmo cardiaco.
- Se envían los datos obtenidos a través de Bluetooth.

El diagrama de bloques correspondiente a este algoritmo se detalla a continuación:



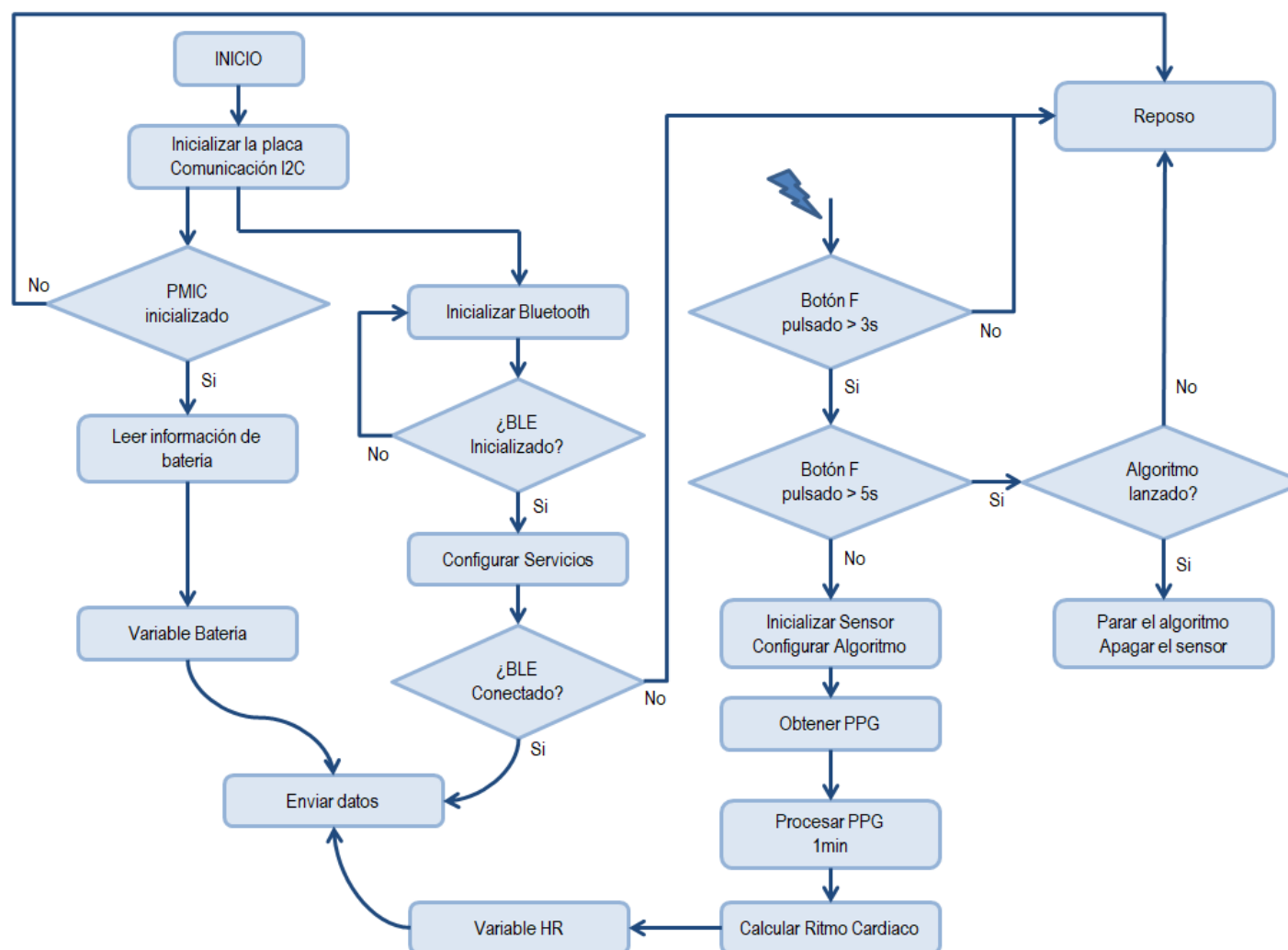


Figura 23: Diagrama de flujo de la solución SW desarrollada

## 2.4.2. PROCESO DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

- Asegurarse de que el reloj tiene la última versión SW generada.
- Colocar el reloj en la muñeca (se puede colocar independientemente en la derecha o la izquierda) a la distancia indicada en la siguiente figura:

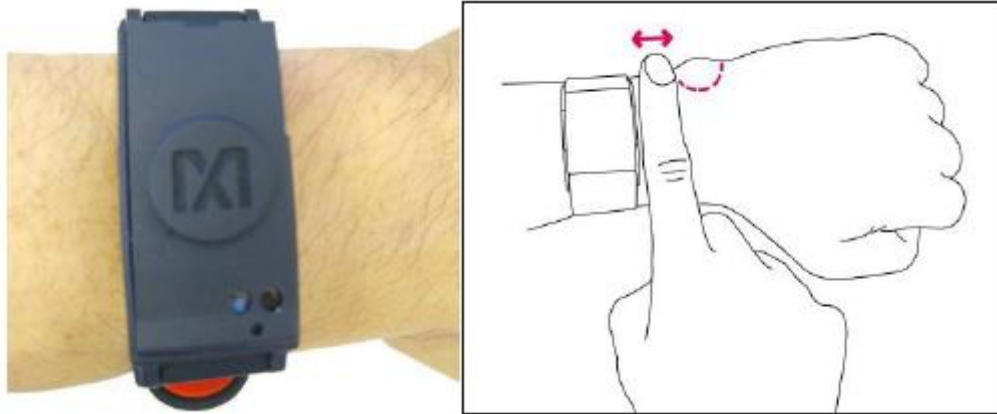


Figura 24: Colocación correcta del reloj [24]

- Ajustar la correa de manera que el reloj quede seguro en la muñeca. El reloj tiene que estar cómodo y ajustado, pero no demasiado apretado.
- Mantener pulsado el botón F durante un periodo de 3s para activar la función de detección.
- Una vez colocado el reloj en tu muñeca y activada la función de detección, esperar un tiempo hasta obtener una señal estable. Esto puede tomar unos minutos.
- Mantener la muñeca quieta durante la detección, para obtener unos valores correctos es importante mantener la muñeca quieta y relajada mientras dure el proceso. El movimiento excesivo o los gestos bruscos pueden afectar la precisión de la señal.
- Una vez que el reloj ha obtenido una señal estable y está midiendo la frecuencia cardíaca, se pueden monitorizar los resultados en el teléfono móvil.

### 3. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN

#### 3.1. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL PPG

Estos son los pasos que se han seguido para obtener datos del sensor MAX32664C de Maxim Integrated:

- Comunicación con el sensor: En este caso establecemos una comunicación entre el microcontrolador (Master) y el sensor MAX32664C (Slave) basada en el bus I2C

```
#define SH_SENSORIDX_MAX8614X      0x00
#define SH_SENSORIDX_ACCEL        0x04
#define SS_ENABLE_SENSOR_SLEEP_MS (20)

I2C i2c(I2C1_SDA , I2C1_SCL);
static bool m_irq_received_ = false;

PinName ss_mfio(P5_4);           // platform specific mfio event pin
PinName ss_reset(P5_6);          // platform specific sensor hub reset pin

DigitalInOut mfio_pin(ss_mfio);  // mfio pin mode be I/O
DigitalInOut reset_pin(ss_reset); // reset pin mode be I/O

Ticker shubEventPollTimer;
void sensor_hub_poll_event() { m_irq_received_ = true; }

void start_hub_event_poll( int pollPeriod_ms){
    shubEventPollTimer.attach(&sensor_hub_poll_event , ((float) pollPeriod_ms) / 1000.0);
}
bool sh_has_mfio_event(void){ return m_irq_received_ ; }

void sh_clear_mfio_event_flag(void) { m_irq_received_ = false; }
```

- Configuración del sensor: Antes de obtener los datos, es necesario configurar el sensor MAX32664C para ajustar algunos parámetros tales como la frecuencia de muestreo, la duración de la adquisición de datos y otros parámetros específicos. En este caso, se configura el algoritmo Raw Data Mode con una frecuencia de obtención de la señal de 25Hz

```
void ConfigAlgoritm(){
    //SP02 AND WHRM - RAW DATA MODE *****
    //Set the FIFO mode to sensor data only
    char WrBuf[] = {0x10, 0x00, 0x01};
    int response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 3);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 10 00 01 | Set the output FIFO mode to\n");}
    WrBuf[0] = 0x10; WrBuf[1] = 0x01; WrBuf[2] = 0x01;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 3);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 10 01 01 | Set the sensor hub\n");}
    WrBuf[0] = 0x44; WrBuf[1] = 0x04; WrBuf[2] = 0x01; WrBuf[3] = 0x00;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 44 04 01 00 | Enable the accelerometer\n");}
    WrBuf[0] = 0x44; WrBuf[1] = 0x00; WrBuf[2] = 0x01; WrBuf[3] = 0x00;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 44 00 01 00 | Enable AFE\n");}
    WrBuf[0] = 0x40; WrBuf[1] = 0x00; WrBuf[2] = 0x12; WrBuf[3] = 0x18;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 40 00 12 18 | Sample rate to 100Hz (1-\n");}
    WrBuf[0] = 0x40; WrBuf[1] = 0x00; WrBuf[2] = 0x23; WrBuf[3] = 0x7F;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 40 00 23 7F | LED1 current to 1/2 full\n");}
    WrBuf[0] = 0x40; WrBuf[1] = 0x00; WrBuf[2] = 0x24; WrBuf[3] = 0x7F;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 40 00 24 7F | LED2 current to 1/2 full\n");}
    WrBuf[0] = 0x40; WrBuf[1] = 0x00; WrBuf[2] = 0x25; WrBuf[3] = 0x7F;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return; else {printf("| AA 40 00 25 7F | LED2 current to 1/2 full\n");}
    printf(" -----\\r\\n");
}
```

- Inicio de la adquisición de datos: Se envían los comandos necesarios al sensor MAX32664C para iniciar la adquisición de datos.

```
void startAlgorithm(){
    char WrBuf[] = {0x44, 0x00, 0x01, 0x00};
    int response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return;
    else {printf("| AA 44 00 01 00 | Enable AFE | x%#02x |\r\n", response);}
    WrBuf[0] = 0x44; WrBuf[1] = 0x04; WrBuf[2] = 0x01; WrBuf[3] = 0x00;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 4);
    if (response != 0x00) return;
    else {printf("| AA 44 04 01 00 | Enable the accelerometer | x%#02x |\r\n", response);}
}
```

- Recopilación de datos: Una vez que el sensor está en modo de medición, se comienza a recopilar los valores de la PPG medidos. Independientemente del buffer del sensor, se establece un buffer externo que será el utilizado para el procesamiento de la señal, de esta forma no afectamos a la señal capturada con el sensor.

```
void ReadPPG(){
    static uint8_t databuf[WHRMWSPO2_FRAME_SIZE * MAX_WHRMWSPO2_SAMPLE_COUNT + 1];
    start_hub_event_poll(200);
    hasActiveMeasurement = true;
    int cnt = 0;
    while ((hasActiveMeasurement)){
        if (FButton.read() == 0) return;
        if (sh_has_mfio_event()) {
            sh_clear_mfio_event_flag();
            //Get sensor Status
            char WrBuf[] = {0x00, 0x00, 0x00, 0x00};
            i2c.write(0xAA, WrBuf, 2);
            char StsRes[2] = {0x00, 0x00};
            int response = i2c.read(0xAA, (char*)StsRes, sizeof(StsRes));
            if (response == 0){
                //Get the number of samples (nn) in the FIFO
                WrBuf[0] = 0x12; WrBuf[1] = 0x00;
                i2c.write(0xAA, WrBuf, 2);
                char SampleN[2] = {0x00, 0x00};
                response = i2c.read(0xAA, (char*)SampleN, sizeof(SampleN));
                if (response == 0){
                    response = sh_read_fifo_data((int) SampleN[1], PPG_REPORT_SIZE +
ACCEL_REPORT_SIZE, &databuf[0], sizeof(databuf));
                    uint8_t *ptr = &databuf[1]; //first byte is status so skip it.
                    int sampleIdx = 0;
                    int num = 1;
                    while( sampleIdx < SampleN[1] ) {
                        max8614x_model_data ppgDataSample;
                        accel_model_data accelDataSamp;
                        ppgDataSample.led1 = (*ptr++ << 16) + (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        ppgDataSample.led2 = (*ptr++ << 16) + (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        ppgDataSample.led3 = (*ptr++ << 16) + (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        ppgDataSample.led4 = (*ptr++ << 16) + (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        ppgDataSample.led5 = (*ptr++ << 16) + (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        ppgDataSample.led6 = (*ptr++ << 16) + (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);

                        accelDataSamp.x = (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        accelDataSamp.y = (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);
                        accelDataSamp.z = (*ptr++ << 8) + (*ptr++ << 0);

                        sampleIdx += 1;
                        FIFOcnt += 1;
                        InsertFifoPPG(GreenCnt, ppgDataSample.led1);
                    }
                }
                cnt += 1;
            }
        }
    }
}
```

- Fin de la adquisición de datos: Se envían los comandos necesarios al sensor MAX32664C para detener la adquisición de datos.

```
void StopAlgorithm() {
    printf(" -----\r\n");
    printf("|      COMMAND      |      DESCRIPTION      |      RESULT      |\r\n");
    printf("-----\r\n");
    //Desable AFE
    char WrBuf[] = {0x44, 0x00, 0x00};
    int response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 3);
    if (response != 0x00) return; else {printf(" AA 44 00 00 00 | Desable AFE
| x%#02x | \r\n", response);}
    //Desable the accelerometer
    WrBuf[0] = 0x44; WrBuf[1] = 0x04; WrBuf[2] = 0x00;
    response = i2c.write(0xAA, WrBuf, 3);
    if (response != 0x00) return; else {printf(" AA 44 04 01 00 | Desable the accelerometer
| x%#02x | \r\n", response);}
    printf(" -----\r\n");
}
```

Llegados a este punto, la señal que se obtiene tiene la siguiente forma (3 muestras PPG obtenidas en diferentes instantes temporales):

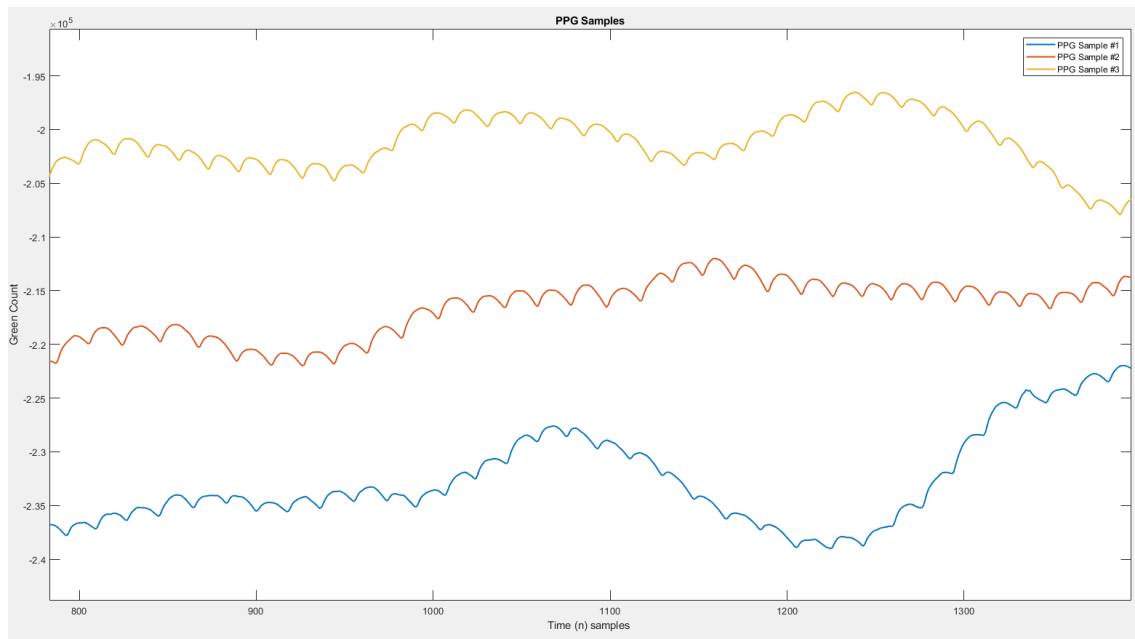


Figura 25: Tres muestras de PPG (LED Verde) obtenidas con el reloj

### 3.2. PRE-PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL PPG

El procesamiento de la señal de PPG implica una serie de técnicas y algoritmos que se aplican para extraer información relevante y obtener mediciones precisas de parámetros fisiológicos, como la frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca, estos son los pasos que se han seguido para el procesamiento de la señal:

- **Calibración y corrección:** Es un paso importante en el procesamiento de la señal PPG para garantizar mediciones precisas y confiables, tal como explicamos en apartados anteriores, la señal PPG presenta una componente AC pulsátil y otra DC, de frecuencia más baja que se atribuye a la respiración. Por esta razón que resulta necesaria la aplicación de ciertas medidas correctivas tales como la inversión de la señal y la eliminación de la línea de base.

```
// Invertir señal
for (int m = 0; m < dimPPG; m++){ ppg[m] = (-1)*ppg[m]; }

// Quitar Offset
int suma = 0;
for (int m = 0; m < dimPPG; m++) suma += ppg[m];
float media = (float) suma / (float) dimPPG;

for (int m = 0; m < dimPPG ; m++) x[m] = ppg[m]-media;
```

- **Filtrado de la señal:** La señal PPG a menudo contiene ruido y artefactos que pueden afectar la precisión de las mediciones. En este caso se aplica un filtro diferencial paso-bajo para eliminar las componentes de alta frecuencia de la señal. El objetivo principal es atenuar las frecuencias no deseadas (como ruidos o interferencias), y acentuar las pendientes ascendentes abruptas de los pulsos PPG sobre la más suave de los pulsos dicróicos y evitar así su detección como pulsos regulares.

Se implementa un filtro FIR paso-bajo de orden 300 con una frecuencia de corte de 3Hz.

```
// Filtrar la señal
int n, k;
int delay = ((dimB-1)/2);
y[0] = b[0]*x[0];
for (n = 1; n<dimB; n++){ y[n] = 0.0; for (k = 0; k<n+1; k++) y[n] = y[n]+b[k]*x[n-k];}
for (n = dimB; n<dimPPG; n++){ y[n] = 0.0; for (k = 0; k<dimB; k++) y[n] = y[n]+b[k]*x[n-k];}

// Quitar el delay de la señal
for (int m = 0; m < dimPPG-delay; m++){
    sig_filt[m] = y[delay+1+m];
}
```

Las señales que se obtienen tienen la siguiente forma:

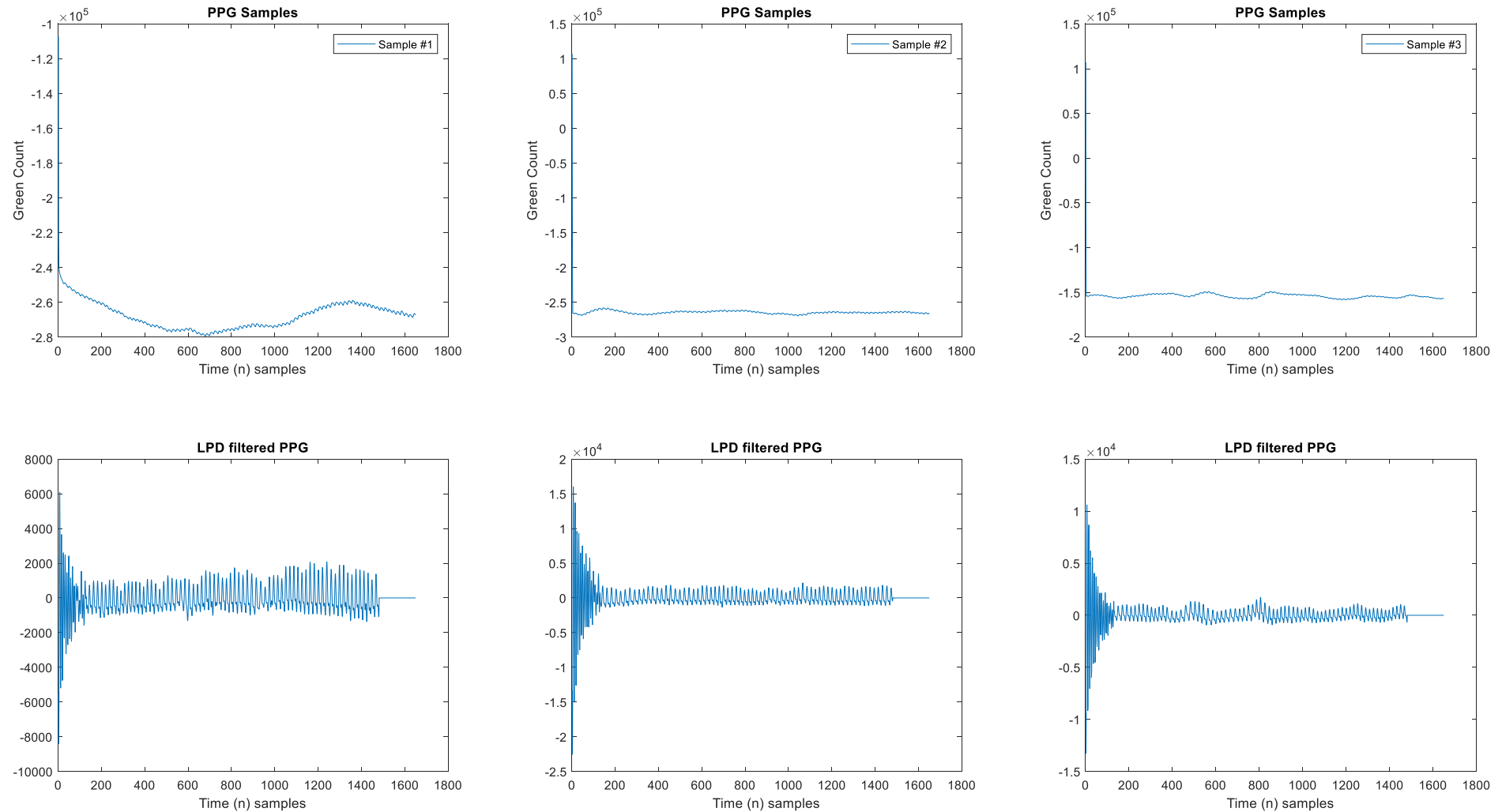
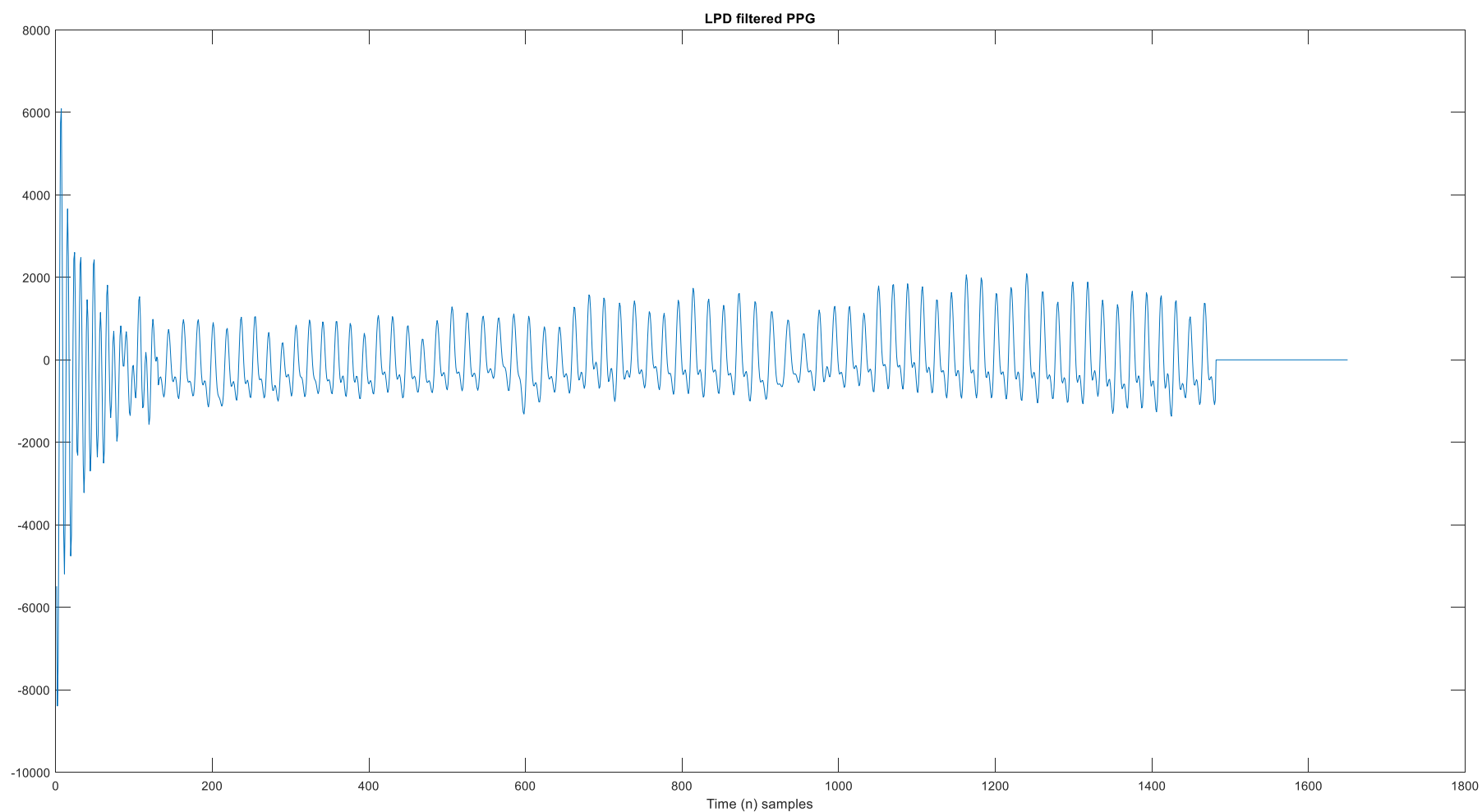


Figura 26: Señal PPG original y señal filtrada de 3 muestras diferentes



**Figura 27: Señal PPG filtrada**



### 3.3. IMPLEMENTACIÓN DEL DETECTOR DE PULSO

El detector de pulso implementado está basado en el algoritmo propuesto por Lázaro et al. [25] el cual se basa en el cálculo de un umbral variable que fue diseñado en base a las características fisiológicas de la señal PPG. El detector se aplica a la señal filtrada y no a la PPG directamente, y la operativa es la siguiente:

- Se establece un punto inicial del umbral, que para ser lo más cercano posible a la señal, se calcula a partir de la media de la señal que se está procesando:

```
//Calcular la media de la señal
int dimSigFilt = sizeof(sig_filt)/sizeof(sig_filt[0]);
float Suma_Sig_Filt = 0.0; int cnt = 0;
for (int m = 0; m < dimSigFilt; m++) {
    if (sig_filt[m] >= 0.0) { Suma_Sig_Filt += sig_filt[m]; cnt++; }
}
float sig_filt_mean = Suma_Sig_Filt / (float) cnt;
```

- Se define una variación del umbral según la cual se mantiene el valor del pulso detectado anteriormente durante un periodo refractario mínimo ( $N_r = 0.15 * F_s$ ), pasado el cual, el umbral comienza a descender linealmente hasta encontrarse con la señal PPG. Si no hay ninguna nueva detección tras un periodo de tiempo  $\hat{m}_{AA_i}$ , el umbral habrá disminuido hasta un porcentaje  $\alpha < 1$  de  $y(n_{A_{i-1}})$  y a partir de ese instante mantiene su valor.  $\alpha$  se fijó en 0,2, y el periodo  $\hat{m}_{AA_i}$  es una estimación del intervalo entre picos calculado como la mediana de tres intervalos pico a pico detectados previamente.

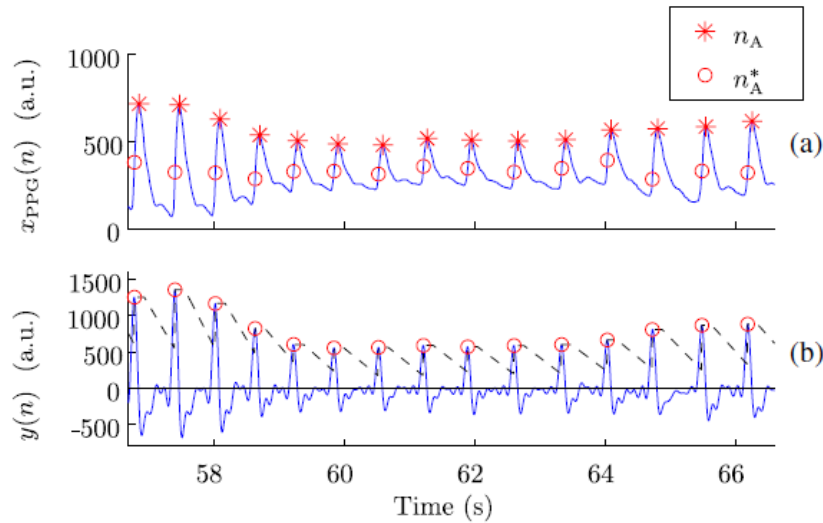
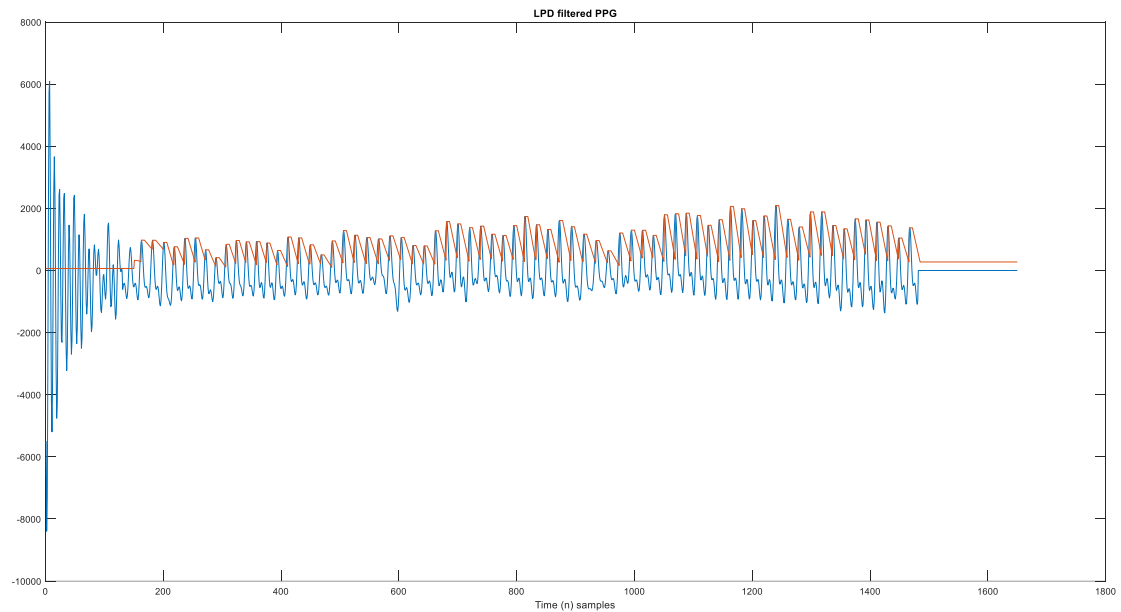


Figura 28: Detector de pulso. (a) señal PPG original. (b) Señal PPG filtrada y detector aplicado [25]

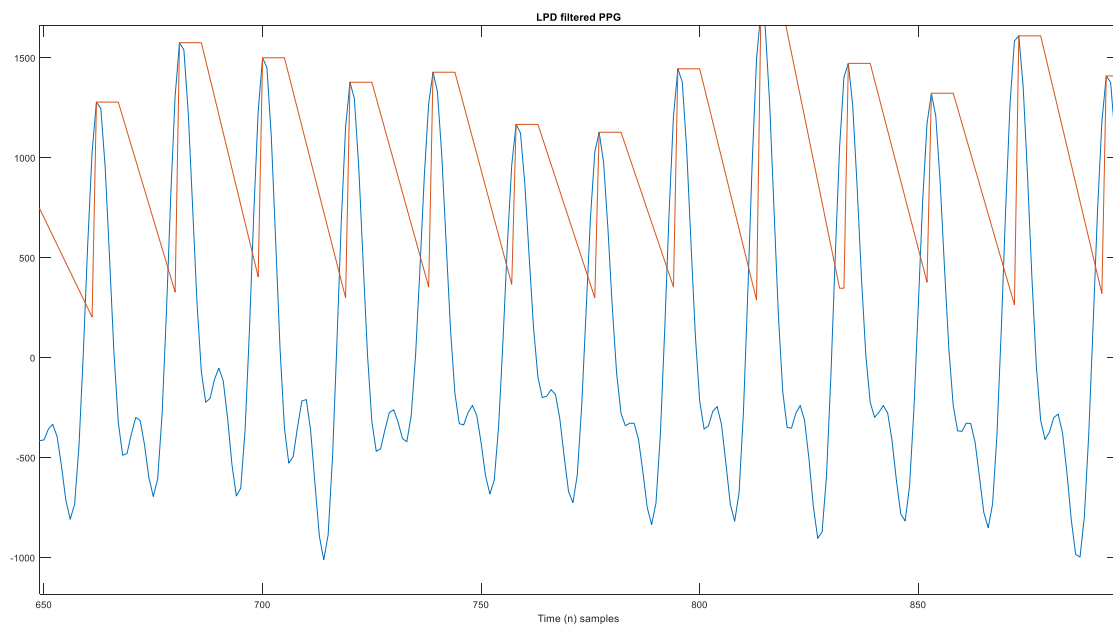
$$\gamma(n) = \begin{cases} y(n_{A_{i-1}}^*), & (n - n_{A_{i-1}}^*) < N_r \\ \frac{(\alpha - 1)y(n_{A_{i-1}}^*)}{\hat{m}_{AA_i} - N_r} (n - n_{A_{i-1}}^* - N_r) + y(n_{A_{i-1}}^*), & N_r \leq (n - n_{A_{i-1}}^*) < \hat{m}_{AA_i} \\ \alpha y(n_{A_{i-1}}^*), & (n - n_{A_{i-1}}^*) \geq \hat{m}_{AA_i} \end{cases} \quad \forall n \in [n_{A_{i-1}}^*, n_{A_i}^*]$$

$$\hat{m}_{AA_i} = \text{median} \{ (n_{A_{i-4}}^* - n_{A_{i-3}}^*), (n_{A_{i-3}}^* - n_{A_{i-2}}^*), (n_{A_{i-2}}^* - n_{A_{i-1}}^*) \}.$$

Figura 29: Función variación de la señal Threshold [25]



**Figura 30: Señal PPG filtrada con pulso aplicado – Detalle 1**



**Figura 31: Señal PPG filtrada con pulso aplicado – Detalle 2**

```
//Calcular la linea de Threshold
uint32_t Inst_Pulso_Anterior = 150;
float Pulso_Anterior = sig_filt_mean/2;
uint32_t media_Inst_3_Pulsos_Anteriores = 40;
int NR = 5;
float alfa = 0.2;

for (int m = 0; m < dimSigFilt; m++){
    if ((m - Inst_Pulso_Anterior) < NR ) thres[m] = Pulso_Anterior;
    else if ((m-Inst_Pulso_Anterior) >= NR && (m-Inst_Pulso_Anterior) <
media_Inst_3_Pulsos_Anteriores) thres[m] = (((alfa-
1)*Pulso_Anterior)/(media_Inst_3_Pulsos_Anteriores-NR))*(m-Inst_Pulso_Anterior-
NR)+Pulso_Anterior;
    else if ((m - Inst_Pulso_Anterior) >= media_Inst_3_Pulsos_Anteriores) thres[m] = alfa *
Pulso_Anterior;
}

//Implementar el detector
int kk = 0; int32_t cross_u = 0; int32_t cross_d = 0;
Inst_pulsos[0] = Inst_Pulso_Anterior;

int HayPulsos = 1;
int32_t cross_u_ant = 0; int32_t cross_d_ant = 0;
for (int32_t k = 1; k < dimSigFilt; k++){
    for (int32_t m = Inst_Pulso_Anterior; m < dimSigFilt; m++){ if (sig_filt[m] > thres[m]) {
        cross_u = kk + m; break;}}
    for (int32_t m = cross_u; m < dimSigFilt; m++){ if (sig_filt[m] < thres[m]) {
        cross_d = kk + m; break;}}
    if (cross_u == cross_u_ant ) { HayPulsos = 0; break; }
    float vmax = sig_filt[cross_u]; int32_t imax = cross_u;
    for (uint32_t m = cross_u; m <= cross_d; m++){
        if (sig_filt[m] > vmax){
            vmax = sig_filt[m];
            imax = m;
        }
    }
    Inst_Pulso_Anterior = imax;
    Pulso_Anterior = vmax;
    Inst_pulsos[k] = Inst_Pulso_Anterior;
    Num_Pulsos += 1;

    if (Num_Pulsos > 3) {
        media_Inst_3_Pulsos_Anteriores = ((Inst_pulsos[k] - Inst_pulsos[k-1]) +
(Inst_pulsos[k-1] - Inst_pulsos[k-2]) + (Inst_pulsos[k-2] - Inst_pulsos[k-3]))/3;
    }

    // Vuelvo a calcular el threshold
    for (int32_t m = Inst_Pulso_Anterior; m < dimSigFilt; m++){
        if ((m - Inst_Pulso_Anterior) < NR ) thres[m] = Pulso_Anterior;
        else if ((m-Inst_Pulso_Anterior) >= NR && (m-Inst_Pulso_Anterior) <
media_Inst_3_Pulsos_Anteriores) thres[m] = (((alfa-
1)*Pulso_Anterior)/(media_Inst_3_Pulsos_Anteriores-NR))*(m-Inst_Pulso_Anterior-
NR)+Pulso_Anterior;
        else if ((m - Inst_Pulso_Anterior) >= media_Inst_3_Pulsos_Anteriores) thres[m] = alfa
* Pulso_Anterior;
    }

    cross_u_ant = cross_u;
    cross_d_ant = cross_d;
}

HR_Value = (Num_Pulsos*60)/((1482 - 150)/25);
```

### 3.4. ENVÍO DE INFORMACIÓN VÍA BLUETOOTH

El módulo Bluetooth PAN1326B, el cual está incluido en el reloj MAXREFDES103, permite la comunicación inalámbrica entre el reloj y un dispositivo externo compatible (como teléfonos inteligentes, tablets, etc).

La implementación de la comunicación bluetooth en el reloj se basa en los siguientes pasos:

- Inicialización del subsistema Bluetooth interno: Se define la función a la cual el subsistema BLE llamará cuando haya un evento listo a ser procesado y se inicializa el interfaz bluetooth. Una vez confirmada la inicialización, se obtiene información de la dirección MAC del reloj y comienza el proceso de publicidad.

```
void schedule_ble_processing(BLE::OnEventsToProcessCallbackContext* context) {
    ble_event_queue.call(callback(&(context->ble), &BLE::processEvents)); }

void schedule_ble_events(BLE::OnEventsToProcessCallbackContext *context) {
    ble_event_queue.call(Callback<void()>(&context->ble, &BLE::processEvents)); }

void disconnectionCallback(const Gap::DisconnectionCallbackParams_t *){
    ble_interface.gap().startAdvertising(); }

void on_ble_init_complete(BLE::InitializationCompleteCallbackContext *context) {
    BLE& ble_interface = context->ble;
    ble_error_t initialization_error = context->error;
    if (initialization_error != BLE_ERROR_NONE) { return; }
    ble_interface.gap().onDisconnection(disconnectionCallback);
    if (initialization_error) { print_error(initialization_error, "Initialization
failed\r\n"); return; }
    // The BLE interface can be accessed now.
}

void Get_Address(){
    ble::Gap& gap = ble_interface.gap();
    BLEProtocol::AddressType_t addr_tipo;
    uint8_t addr[BLEProtocol::ADDR_LEN];
    ble_interface.gap().getAddress(&addr_tipo, addr);
    printf("DEVICE MAC ADDRESS: ");
    printf("%02X:%02X:%02X:%02X:%02X\r\n\n", addr[5], addr[4], addr[3], addr[2],
addr[1], addr[0]);
}

void BLE_Initialization (){
    ble_interface.onEventsToProcess(schedule_ble_processing);
    // Launch BLE initialisation
    ble_interface.init(on_ble_init_complete);
    if (ble_interface.hasInitialized()) printf ("BLE Initialization State: COMPLETED\r\n");
    printf("Version: %s\r\n\n", ble_interface.getVersion());
    Get_Address();

    Start_Advertising();
}
```

- Intervalo de publicidad Bluetooth (advertising): En este paso se configura el modo publicación del dispositivo, los mensajes que se van a enviar en los canales de publicación y el intervalo de publicación

```
void Start_Advertising(){
    GapAdvertisingData payload;
    ble_interface.gap().setAdvertisingType(GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
    ble_interface.gap().setAdvertisingInterval(1000);
    payload.addFlags(GapAdvertisingData::LE_GENERAL_DISCOVERABLE |
GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED);
    payload.addData(GapAdvertisingData::COMPLETE_LOCAL_NAME, DEVICE_NAME,
sizeof(DEVICE_NAME));
    ble_error_t error = ble_interface.gap().setAdvertisingPayload(payload);
    print_error(error, "BLE set.advertisingPayLoad Report ->");
    error = ble_interface.gap().startAdvertising();
    print_error(error, "BLE set.advertising Report ->");
}
```

- Creación de los servicios Bluetooth. En este proyecto, el reloj va a compartir la información del nivel de batería y el ritmo cardiaco calculado, por lo que se configura un servicio por cada dato:

```
uint8_t BatLev[] = {0x00};
GattCharacteristic BatteryInfo( GattCharacteristic::UUID_BATTERY_LEVEL_CHAR, BatLev,
sizeof(BatLev), sizeof(BatLev), GattCharacteristic::BLE_GATT_CHAR_PROPERTIES_NOTIFY);
void BLE_Add_Battery_Service(){
    GattCharacteristic *ServChars[] = {&BatteryInfo, };
    GattService BATService(GattService::UUID_BATTERY_SERVICE, ServChars, sizeof(ServChars) /
sizeof(GattCharacteristic *));
    ble_error_t error = ble_interface.addService(BATService);
    print_error(error, "BLE Add Battery Service Report ->");
}

uint8_t HRM[] = {0x00, 0x00};
GattCharacteristic HRMInfo( GattCharacteristic::UUID_HEART_RATE_MEASUREMENT_CHAR, HRM,
sizeof(HRM), sizeof(HRM), GattCharacteristic::BLE_GATT_CHAR_PROPERTIES_NOTIFY);
void BLE_Add_HRM_Service(){
    GattCharacteristic *ServChars[] = {&HRMInfo, };
    GattService HRMService(GattService::UUID_HEART_RATE_SERVICE, ServChars, sizeof(ServChars) /
sizeof(GattCharacteristic *));
    ble_error_t error = ble_interface.addService(HRMService);
    print_error(error, "BLE Add HRM Service Report ->");
}
```

- Escritura de los valores en sus correspondientes servicios:

```
void Ble_Write_Battery(){
    uint8_t Battery_Values[] = {ReadBattery()};
    if(ble_interface.getGapState().connected == 1) {
        ble_error_t error = ble_interface.gattServer().write(BatteryInfo.getValueHandle(),
Battery_Values, sizeof(Battery_Values));
    } else if (ble_interface.getGapState().connected == 0)
    }

uint8_t HR_Value = 60;
void Ble_Write_HRM(){
    uint8_t HRM_Values[] = {0x00, HR_Value};
    HR_Value += 1;
    if (HR_Value == 160) HR_Value = 60;
    if(ble_interface.getGapState().connected == 1) {
        ble_error_t error = ble_interface.gattServer().write(HRMInfo.getValueHandle(),
HRM_Values, sizeof(HRM_Values));
    } else if (ble_interface.getGapState().connected == 0)
    }
}
```

### 3.5. MONITORIZACIÓN DE LOS DATOS

La información obtenida del reloj (nivel de batería y valor de frecuencia cardíaca calculado) se visualiza, de forma periódica (cada 3s y 1s respectivamente), en la pantalla de un dispositivo móvil. De esta forma, podemos hacer un seguimiento visual del estado de los parámetros vitales objetivo.

La aplicación utilizada para la monitorización de los datos es BLE Scanner, está disponible en Android e IOS, es una aplicación móvil que utiliza la tecnología Bluetooth Low Energy para escanear y detectar dispositivos bluetooth cercanos.

En primer lugar, la aplicación realiza un escaneo de dispositivos BLE cercanos y muestra una lista de los dispositivos encontrados. Proporciona el nombre del dispositivo y el nivel de señal RSSI de éste.

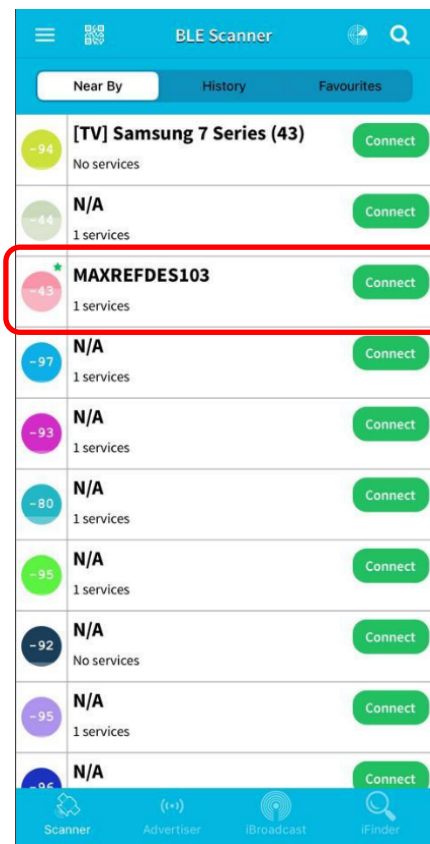


Figura 32: Aplicación de monitorización – Ventana lista de dispositivos

Una vez seleccionado el dispositivo, la aplicación muestra los diferentes servicios disponibles en el dispositivo. En este caso, tenemos configurados dos servicios en el reloj:

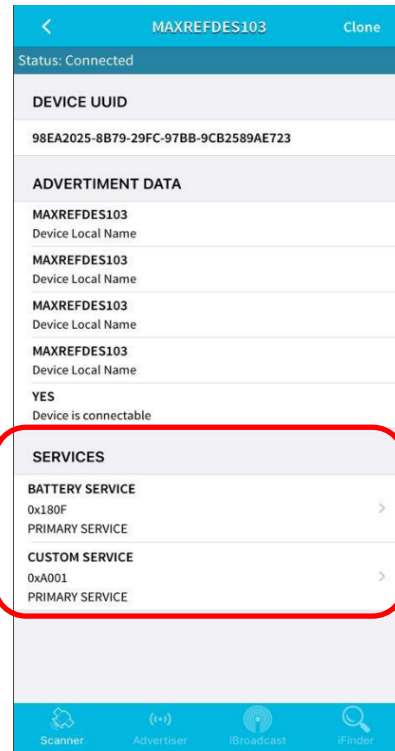


Figura 33: Aplicación de monitorización – Dispositivo conectado

Basta con seleccionar el servicio deseado para ver la información que proporciona.

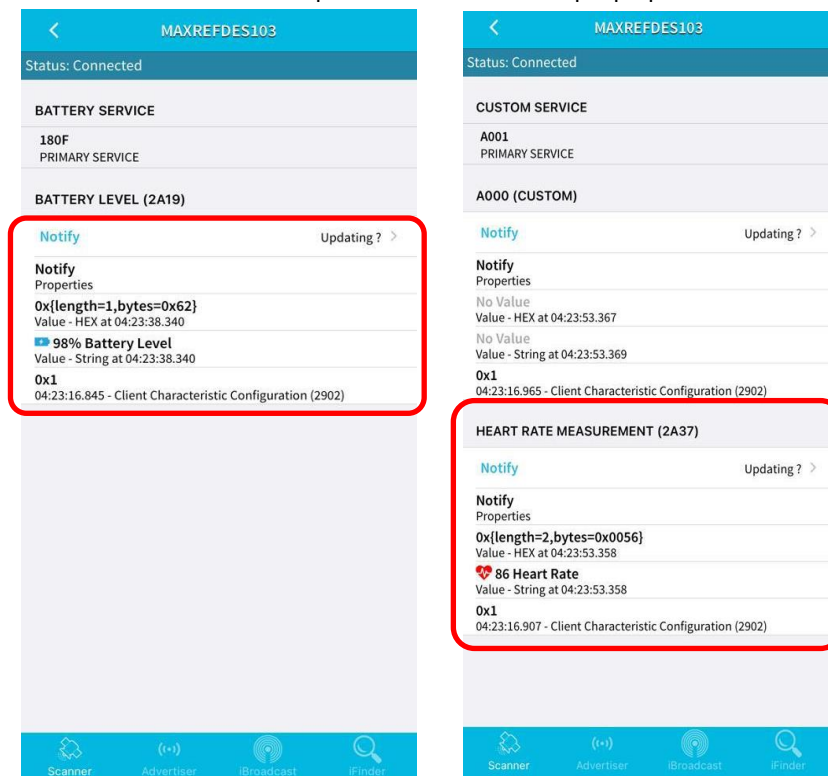


Figura 34: Aplicación de monitorización – Acceso a los servicios

#### 4. VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA

Este trabajo de Fin de Master se enmarca dentro del proyecto PID2021-126734OB-C21 "Monitoring and assessment of sleep apnea-hypopnea syndrome and its outcomes through the signal processing of ECG and PPG based wearables" en ejecución y desarrollado por el grupo de investigación BSICoS (Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation) de la Universidad de Zaragoza.

La validación del detector de pulso implementado se realiza de dos formas diferentes:

- Método 1: Se han tomado 6 registros de 1 min con el reloj, cada registro ha sido procesado con la herramienta desarrollada en el reloj y el detector implementado en Matlab y se han comparado los resultados.
- Método 2: Se ha realizado un registro continuo de la señal PPG de 30 min de duración, el detector implementado en el reloj realiza el cálculo del pulso cada 1min de muestra. Comparamos los resultados de este método con otros dos relojes de terceros (el Apple Watch y el FitBit).

A continuación se presentan los resultados obtenidos.

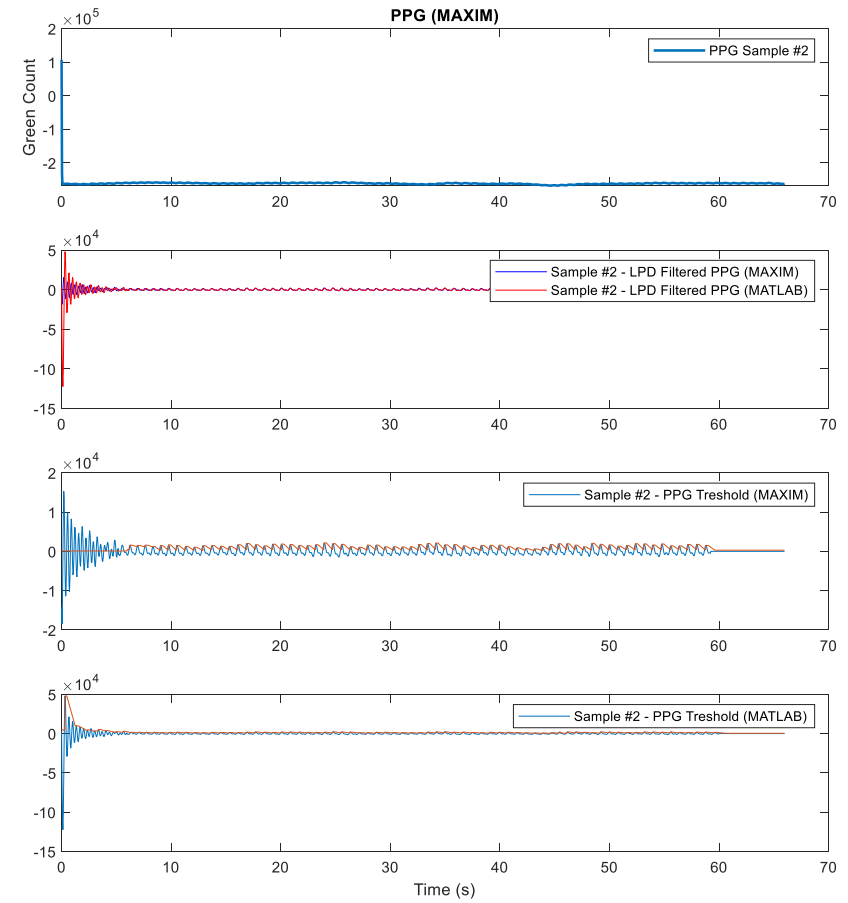
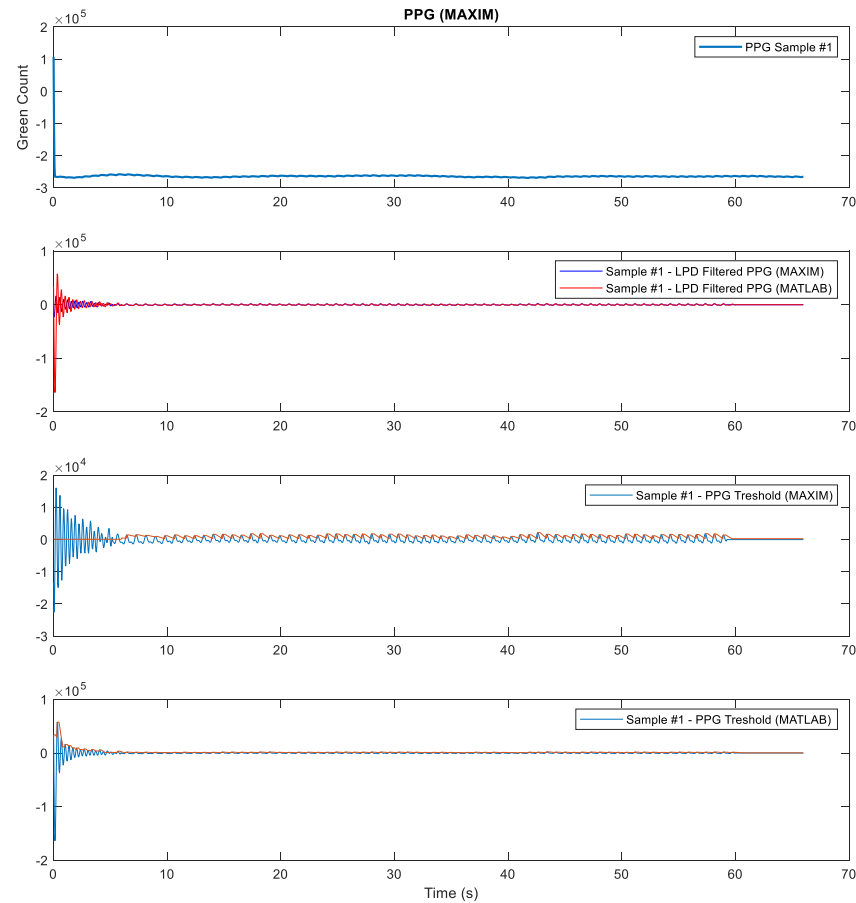
##### **UTILIZANDO UN DETECTOR DE PULSO BASADO EN MATLAB**

La validación mediante la ejecución del proceso en otra herramienta complementaria es una estrategia comúnmente utilizada para evaluar la consistencia y precisión de los resultados.

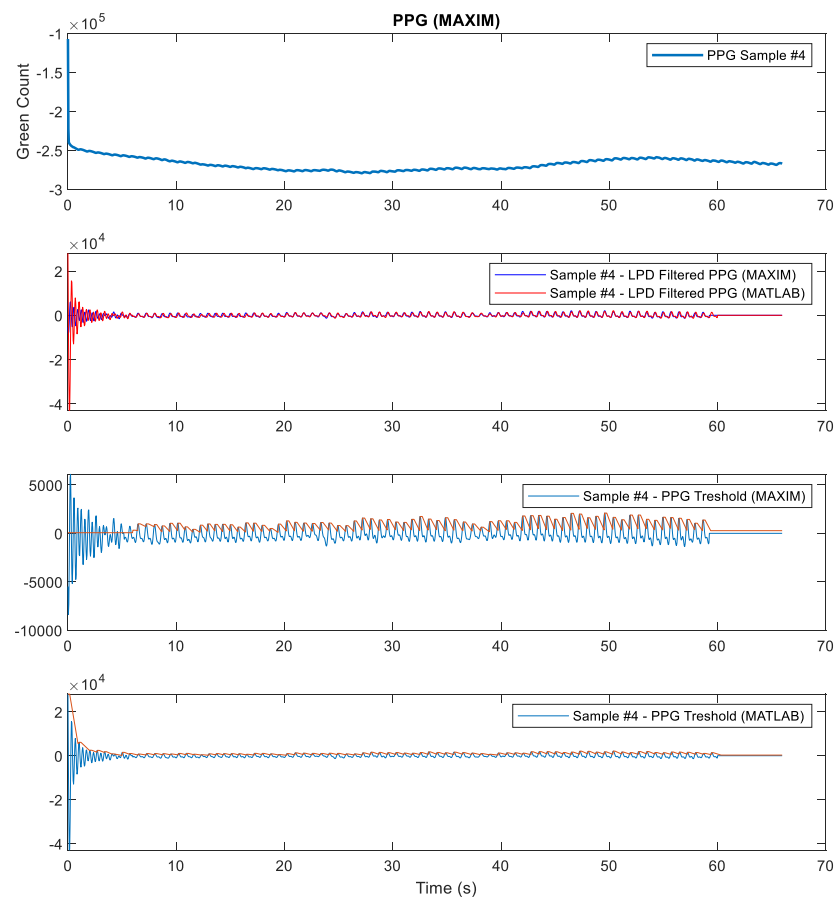
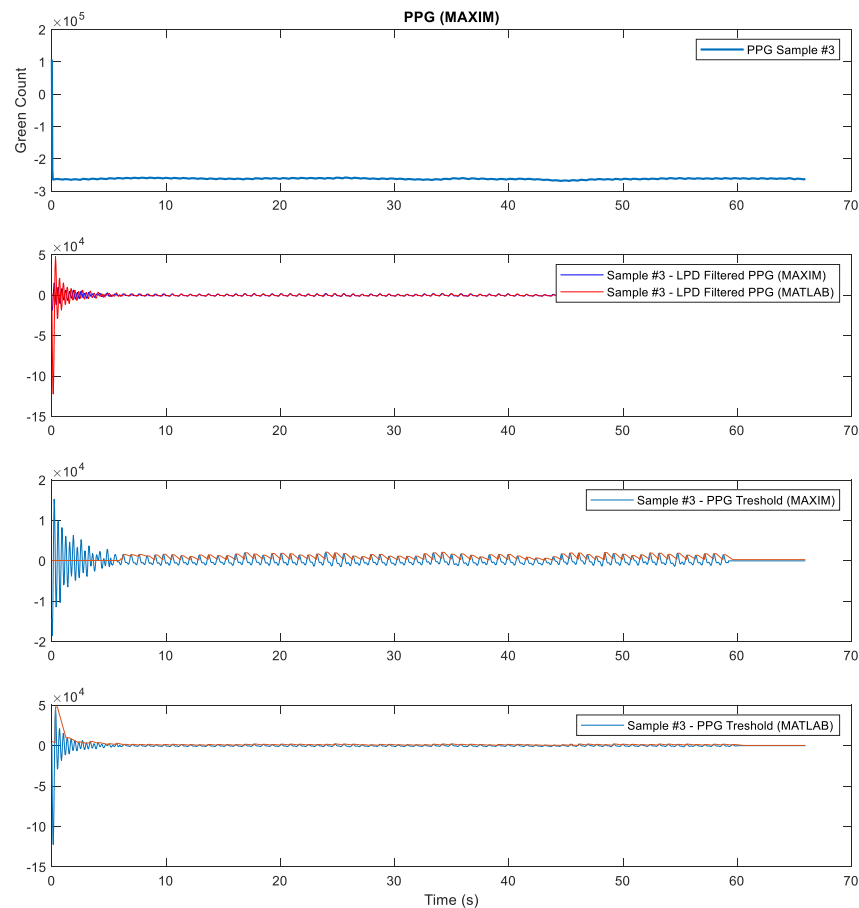
La herramienta complementaria seleccionada es un detector de pulso [25] desarrollado por el grupo BSICoS utilizando el entorno de desarrollo Matlab, y el proceso de validación de la plataforma MAXIM consiste en procesar las señales obtenidas con el reloj tanto por el mismo reloj como en Matlab, con el objetivo de verificar la correcta implementación de la solución comparando ambas herramientas.

Se han tomado varias muestras de señales PPG (5 muestras en total) y los resultados se muestran a continuación:

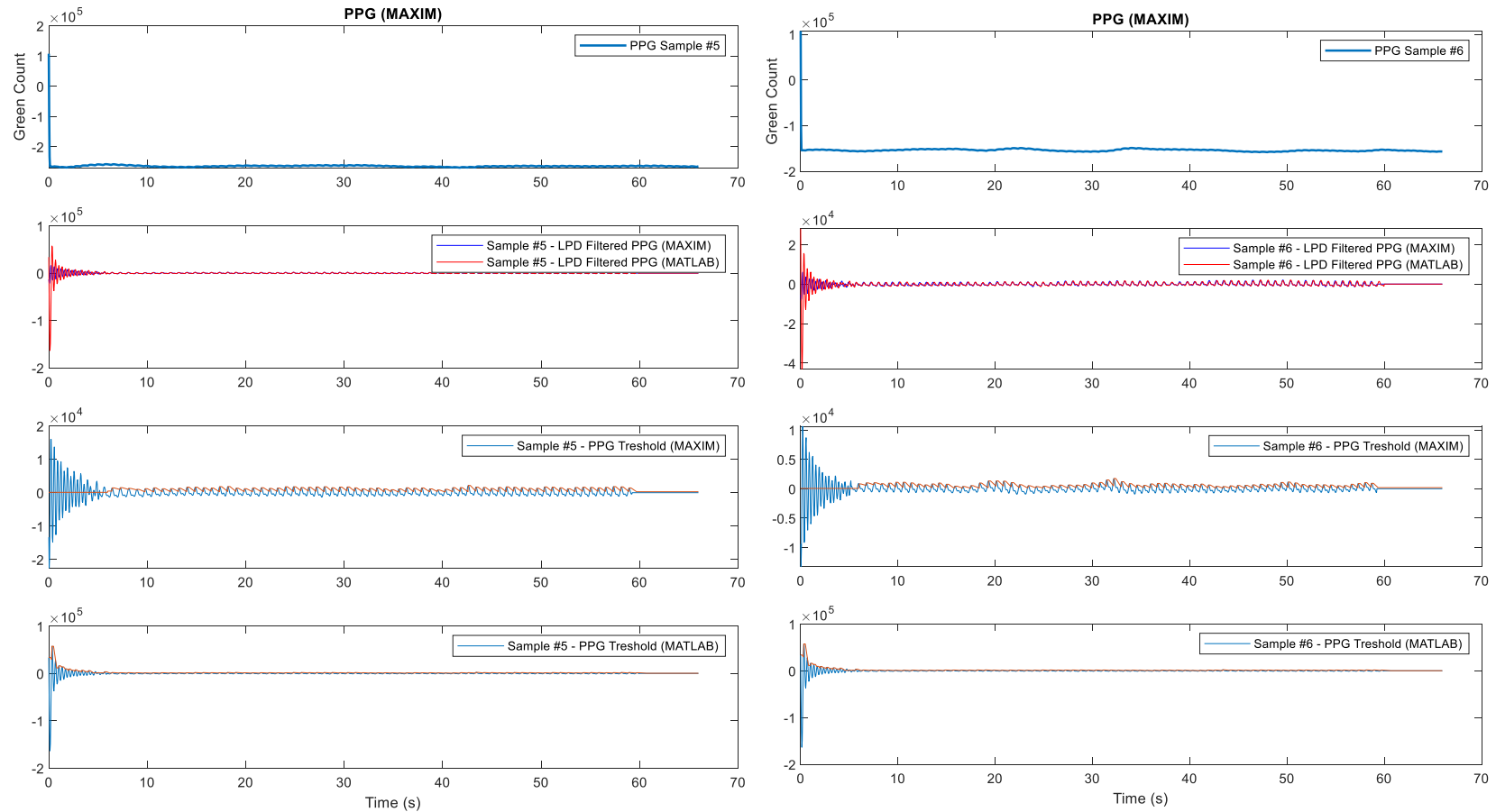




	MUESTRA #1	MUESTRA #2
RITMO CARDIACO (MATLAB)	75	92
RITMO CARDIACO (MAXIM)	82	83



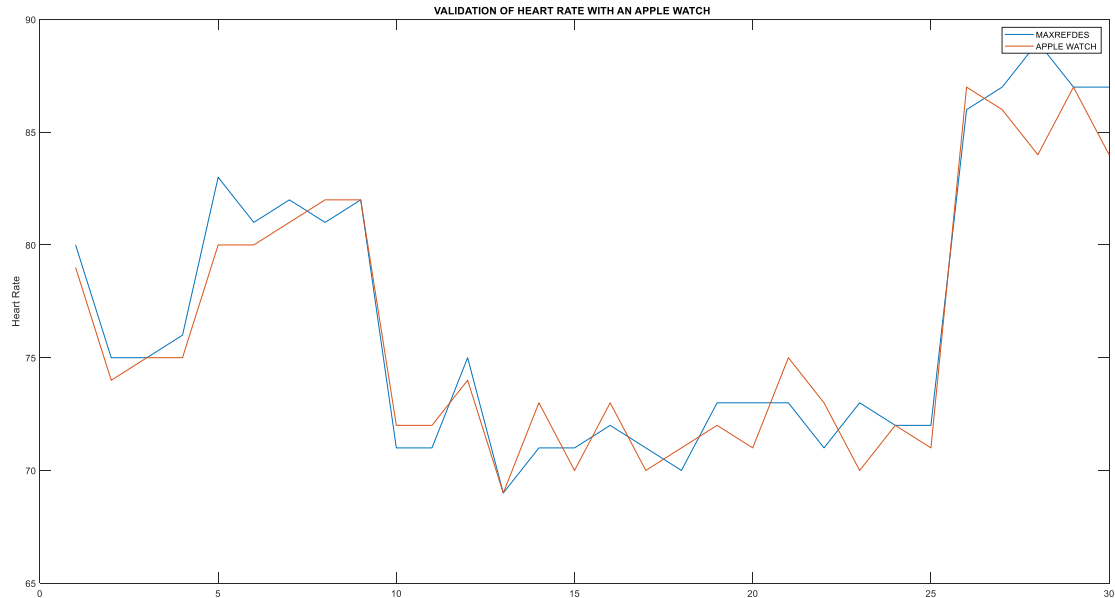
	MUESTRA #3	MUESTRA #4
RITMO CARDIACO (MATLAB)	76	84
RITMO CARDIACO (MAXIM)	77	80



	MUESTRA #5	MUESTRA #6
RITMO CARDIACO (MATLAB)	79	79
RITMO CARDIACO (MAXIM)	79	79

### **UTILIZANDO UN RELOJ INTELIGENTE APPLE WATCH**

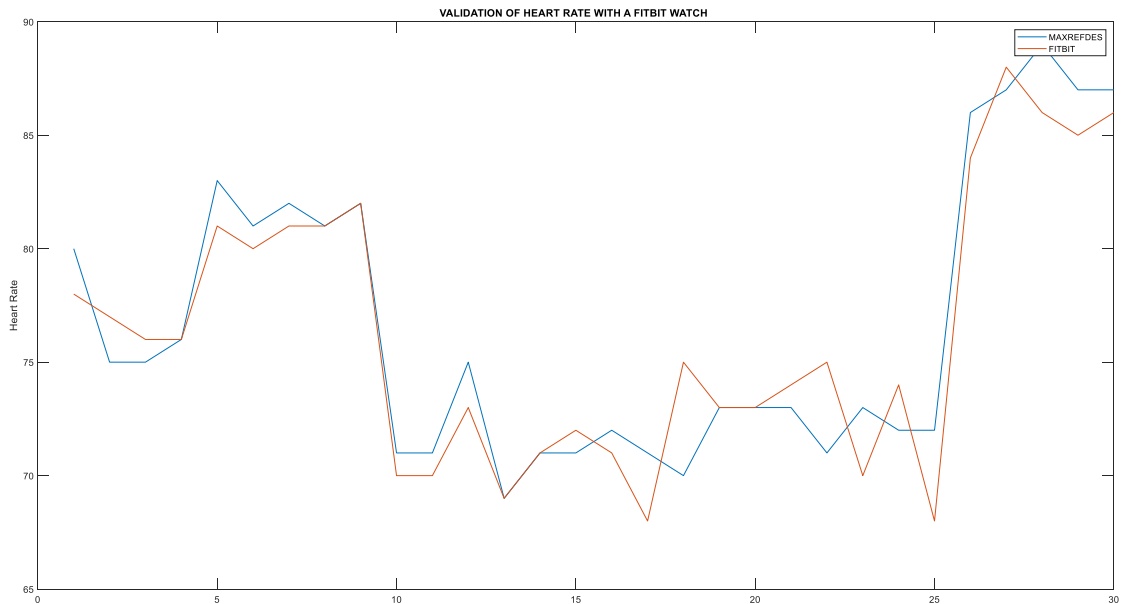
El Apple Watch Series es un reloj inteligente que incluye múltiples sensores para medir parámetros vitales, como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno en la sangre y el electrocardiograma (ECG).



**Figura 35: Variación del ritmo cardíaco – MAXREFDES Vs Apple Watch**

### **UTILIZANDO UN RELOJ INTELIGENTE FITBIT**

El Fitbit Versa es un reloj inteligente diseñado específicamente para el seguimiento de la salud y la actividad física. Puede medir parámetros vitales como la frecuencia cardíaca, la calidad del sueño y los niveles de actividad.



**Figura 36: Variación del ritmo cardíaco – MAXREFDES Vs Fitbit**

## 5. INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS

La variación de pulso obtenida según los diferentes métodos de validación obtenidos se agrupa en la siguiente tabla:

MUESTRA	MAXREFDES	MATLAB	APPLE WATCH	FITBIT
1.	80	80	79	78
2.	75	82	74	77
3.	75	77	75	76
4.	76	77	75	76
5.	83	84	80	81
6.	81	80	80	80
7.	82	90	81	81
8.	81	87	82	81
9.	82	83	82	82
10.	78	84	80	77
11.	71	79	72	70
12.	75	85	74	73
13.	69	67	69	69
14.	71	81	73	71
15.	71	74	70	72
16.	72	72	73	71
17.	71	79	70	68
18.	70	76	71	75
19.	73	82	72	73
20.	73	74	71	73
21.	73	74	75	74
22.	71	79	73	75
23.	73	82	70	70
24.	72	72	72	74
25.	72	79	71	68
26.	86	90	87	84
27.	87	88	86	88
28.	89	90	84	86
29.	87	86	87	85
30.	87	87	84	86

Tabla 3: Variación de frecuencia cardiaca

Según observamos en la siguiente imagen, se han ido obteniendo valores de frecuencia cardiaca bastante parecidos.

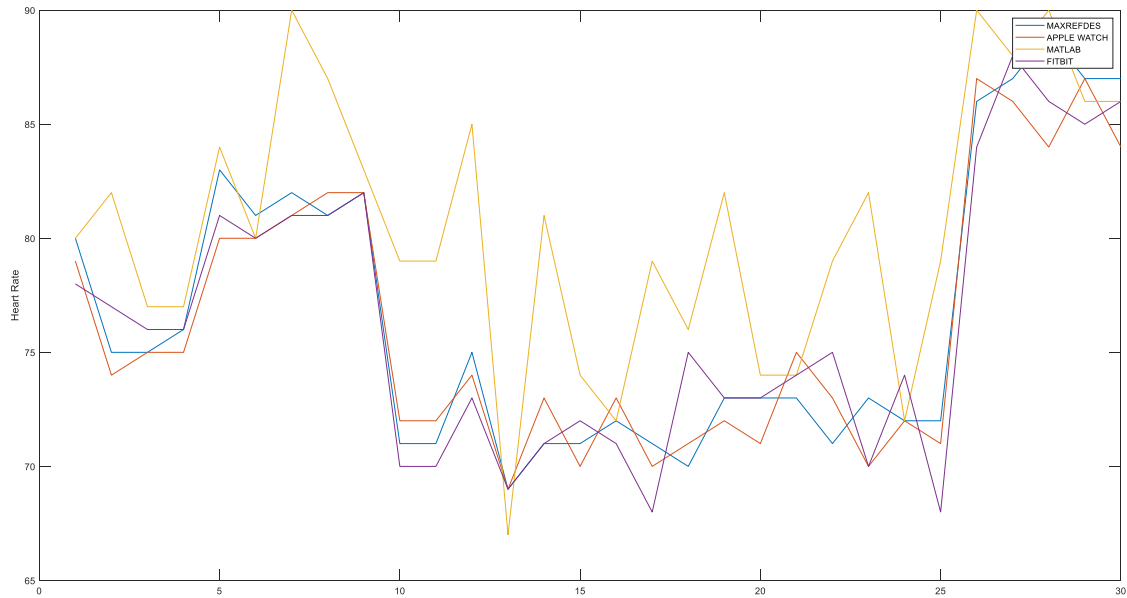


Figura 37: Variación del ritmo cardiaco

Como conclusión, con estas pruebas queda comprobada la validez de los datos obtenidos por el reloj MAXREFDES103.

## 6. CONCLUSIONES FINALES

### 6.1. IMPLICACIONES CLÍNICAS O CIENTÍFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Desde un ámbito de la medicina más general, el uso de la PPG para la medición del ritmo cardíaco u otros parámetros vitales tiene implicaciones significativas en el campo de la medicina. Se trata de una tecnología no invasiva, accesible y portátil que permite obtener mediciones continuas de las constantes vitales. Algunas de las implicaciones científicas del uso de la PPG en la medicina son:

- Accesibilidad y portabilidad: Los dispositivos que utilizan la PPG, como los relojes inteligentes y los dispositivos de pulsera, son cada vez más accesibles y portátiles. Esto permite que la monitorización de las constantes vitales sea más accesible para las personas en su vida diaria. Los usuarios pueden llevar consigo el dispositivo y obtener mediciones en cualquier momento y en cualquier lugar.
- Datos en tiempo real: La PPG permite obtener datos continuos de las constantes vitales a lo largo del tiempo. Esto proporciona información valiosa sobre los cambios en las constantes vitales, como los patrones de frecuencia cardíaca durante el ejercicio o los cambios en los niveles de oxígeno en sangre durante el sueño. Estos datos longitudinales pueden ayudar en la detección temprana de anomalías o cambios significativos en la salud.
- Telemedicina: La PPG también tiene implicaciones en el campo de la telemedicina y la monitorización remota. Los datos de las constantes vitales obtenidos a través de la PPG se pueden transmitir de manera inalámbrica a los profesionales de la salud, lo que les permite realizar un seguimiento de la salud de los pacientes a distancia. Esto es especialmente útil en casos en los que los pacientes no pueden acudir físicamente a las consultas médicas o cuando se necesita una supervisión continua.

Desde el punto de vista de la universidad de Zaragoza, este trabajo de fin de master se enmarca dentro de los diferentes proyectos llevados a cabo por el grupo de investigación BSICoS de la misma, y uno de ellos es la detección de apnea del sueño.

La apnea de sueño es un trastorno respiratorio caracterizado por la interrupción recurrente de la respiración durante el sueño. Estas interrupciones pueden tener un impacto significativo en la calidad del sueño y en la salud en general.

Gracias a la capacidad del reloj MAXREFDES103 para medir parámetros vitales tales como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno y la respiración, seremos capaces de identificar patrones y anomalías en el sueño que pueden indicar la presencia de apnea de sueño o de otros trastornos del sueño así como evaluar la eficacia del tratamiento en pacientes que están recibiendo terapia para la apnea de sueño.

### 6.2. POSIBLES ÁREAS DE MEJORA O INVESTIGACIONES FUTURAS

Una vez concluida la validación del sistema, podemos afirmar que el algoritmo es capaz de calcular el pulso cardíaco de forma correcta, no obstante, como puntos de mejora podemos indicar lo siguiente:

- Una correcta obtención del pulso depende de la estabilidad del sistema de medida. Los movimientos del usuario pueden generar artefactos en la señal de PPG, lo que dificulta la interpretación precisa de los datos. Esto puede dar lugar a mediciones erróneas o inconsistentes de la frecuencia cardíaca y otros parámetros relacionados.
- Ruido en la señal: Los movimientos rápidos pueden generar ruido en la señal de PPG, lo que dificulta su análisis preciso. Esto puede afectar la capacidad de detectar los picos característicos de la PPG, lo que a su vez puede afectar la precisión de las mediciones de la frecuencia cardíaca y otros parámetros. Esto hace necesaria la implementación de filtros específicos para eliminar el ruido de la señal y detectores de artefactos para entornos de grabación en la vida real.
- Almacenar la información procesada por el reloj en la memoria interna de éste. Uno de los objetivos de la implementación del detector de pulso en el reloj es para utilizarlo para monitorizar el sueño de las personas y poder detectar problemas relacionados con la apnea del sueño, por lo que resulta

necesario implementar el acceso a la memoria interna del reloj y así ser una solución plenamente independiente.

Como mejoras se ha considerado incluir una etapa más de filtrado, un filtro paso banda a la PPG para eliminar ruido de alta y baja frecuencia, que por limitación de tiempo no se pudo implementar.

Por otro lado, el reloj incorpora un acelerómetro que se podría utilizar para detectar los instantes en los cuales se generan movimientos ruidos y así descartarlos en la medición.



## 7. REFERENCIAS

- [1] <https://cerebromedico.com/ciclo-cardiaco/>
- [2] Auxiliares de Enfermería. Temario. Volumen 1. Servicio Canario de Salud. Pag. 184
- [3] <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/high-blood-pressure/diagnosis-treatment/drc-20373417>
- [4] [https://ifssa.edu.ar/ifssavirtual/cms/files/LIBRO%20IFSSA%20Anatomia.y.Fisiologia.Humana.Marieb%209aed.%20\(1\).pdf](https://ifssa.edu.ar/ifssavirtual/cms/files/LIBRO%20IFSSA%20Anatomia.y.Fisiologia.Humana.Marieb%209aed.%20(1).pdf)
- [5] <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2020/04/1087985/3714.pdf>
- [6] Fisiología Humana. Mc Graw Hill. J.A.F. Tresguerres. Página 1067
- [7] <http://librodigital.sangregorio.edu.ec/librosusgp/B0041.pdf> - Página 188
- [8] [https://www.google.es/books/edition/Medicina\\_vascular/h9\\_0DwAAQBAJ?hl=es&gbpv=1&dq=se%C3%B1al%2Bppg&pg=SA3-PA86&printsec=frontcover](https://www.google.es/books/edition/Medicina_vascular/h9_0DwAAQBAJ?hl=es&gbpv=1&dq=se%C3%B1al%2Bppg&pg=SA3-PA86&printsec=frontcover)
- [9] Medicina vascular. Fundamentos básicos de medicina (1a edición). Luis Flípe Gómez Isaza. Página 3
- [10] <https://www.elsevier.es/es-revista-farmacia-profesional-3-articulo-fiebre-X0213932417620584>
- [11] <https://www.fibricheck.com/fibricheck-beat-to-beat-accuracy-compared-with-wearable-ecg-in-broad-dynamic-range/>
- [12] Nilsson LM. Respiration signals from photoplethysmography. Anesth Analg. 2013 Oct;117(4):859-865. doi: 10.1213/ANE.0b013e31828098b2. Epub 2013 Feb 28. PMID: 23449854.
- [13] E. G. Hernández de la Cruz 1 , S. Charleston Villalobos 2 , A. T. Aljama Corrales 2 y B. Alexander Reyes
- [14] [https://www.google.es/books/edition/Dermatologia\\_En\\_Medicina\\_General/2ul47HSB4u4C?hl=es&gbpv=1&dq=penetracion+piel+luz+visible&pg=PA802&printsec=frontcover](https://www.google.es/books/edition/Dermatologia_En_Medicina_General/2ul47HSB4u4C?hl=es&gbpv=1&dq=penetracion+piel+luz+visible&pg=PA802&printsec=frontcover)
- [15] [https://www.google.es/books/edition/Diagn%C3%B3stico\\_Por\\_Imagen\\_En\\_Dermatolog%C3%ADa/9dvQDwAAQBAJ?hl=es&gbpv=1&dq=espectro+de+absorci%C3%B3n+en+la+epidermis&pg=PA189&printsec=frontcover](https://www.google.es/books/edition/Diagn%C3%B3stico_Por_Imagen_En_Dermatolog%C3%ADa/9dvQDwAAQBAJ?hl=es&gbpv=1&dq=espectro+de+absorci%C3%B3n+en+la+epidermis&pg=PA189&printsec=frontcover) página 190
- [16] ¿Qué es la terapia fotodinámica con LED? – ¿Funciona de verdad? | Lunik
- [17] <https://www.centrolaservigo.com/imagenes/publicaciones/Capitulo1-Conozca-su-laser-Fototermolisis-Selectiva.pdf> página 11
- [18] Mechanics of the dicrotic notch: An acceleration hypothesis
- [19] Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmogram Signal and Its Morphological Features. Página 1
- [20] S. R. Alty, N. Angarita-Jaimes, S. C. Millasseau, and P. J. Chowienczyk, 'Predicting arterial stiffness from the digital volume pulse waveform', IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 54, no. 12, pp. 2268–2275, 2007
- [21] N. Sugita, M. Yoshizawa, M. Abe, A. Tanaka, N. Homma, and T. Yambe, 'Contactless Technique for Measuring BloodPressure Variability from One Region in Video Plethysmography', J. Med. Biol. Eng., pp. 1–10, 2018.
- [22] <https://hal.science/hal-03352098v1/file/article.pdf>
- [23] Measuring SpO2 and Heart Rate. Using the MAX32664C – A Quick Start Guide
- [24] MAXREFDES103# Health Sensor Band. User Guide
- [25] Lázaro J, Gil E, Vergara JM, Laguna P. Pulse rate variability analysis for discrimination of sleep-apnea-related decreases in the amplitude fluctuations of pulse photoplethysmographic signal in children. IEEE J Biomed Health Inform. 2014 Jan;18(1):240-6. doi: 10.1109/JBHI.2013.2267096. PMID: 24403422.