

Trabajo Fin de Máster

Adquisición y validación de la señal del sensor OH1 de Polar para el análisis de la variabilidad cardíaca de pulso

Acquisition and validation of the signal from the Polar OH1 sensor for the analysis of cardiac pulse variability

Autor

Marcos Sein-Echaluze García

Directores

David Izquierdo Núñez

María Dolores Peláez Coca

Máster Ingeniería Biomédica

Escuela de Ingeniería y Arquitectura (EINA)

2021

Agradecimientos

Quiero incluir mi agradecimiento a mis directores, David y Mariola, por su guía durante todo el trabajo, además de su disponibilidad total y paciencia para resolver mis dudas. A todas las personas que han participado de manera altruista en el experimento realizado, poniendo la mejor cara ante las molestias durante el mismo. Por último, a familiares y amigos que me han apoyado en todo momento.

Adquisición y validación de la señal del sensor OH1 de Polar para el análisis de la variabilidad cardíaca de pulso

Resumen

El estudio del impacto que el sistema nervioso autónomo produce sobre la actividad del corazón es una clara necesidad, ya no solo en situaciones normales si no en situaciones de riesgo como es el buceo. Esta influencia se observa a través de la variabilidad cardíaca y, por lo tanto, de las señales fotopletimográficas (PPG) y electrocardiográficas (ECG). Para el registro de estas señales se suelen utilizar dispositivos con mucho aparataje y que suponen una distracción y molestia en los sujetos de estudio. Por todo ello, en este trabajo se propone la utilización del dispositivo comercial Polar OH1, que es sencillo, ligero y de reducido tamaño. Este dispositivo permite registrar la señal PPG de manera no invasiva en un dispositivo externo a través de su comunicación Bluetooth Low Energy (BLE). El dispositivo Polar OH1 presenta baja frecuencia de muestreo, 134Hz, y en estudios anteriores demuestran que a esta frecuencia aún se puede medir la variabilidad cardíaca.

Teniendo en cuenta las características favorables que aconsejan su uso, en este trabajo se ha realizado el diseño de un sistema de registro basado en el SoC (System on a Chip) ESP32 que permite la comunicación BLE con el dispositivo Polar y que almacena en una tarjeta de memoria microSD la señal PPG. Además, debido a la necesidad de que el dispositivo final sea estanco, se propone la utilización del ESP32 como punto de acceso wifi para la extracción de los ficheros almacenados. Por otra parte, este sistema es capaz de registrar señales de varios dispositivos Polar OH1 para así poder registrar varios sensores o sujetos simultáneamente. Este dispositivo externo, además, registra los valores de presión barométrica y temperatura, que también afectan a la respuesta del sistema nervioso autónomo.

A partir del sistema de registro construido se ha realizado un estudio de validación de las señales captadas de una muestra de 22 personas a las que se les coloca el nuevo dispositivo en estado de reposo y de estrés seguidamente, comparándolas con un dispositivo ya utilizado con esta misma finalidad, Nautilus. En el análisis realizado posteriormente, se han validado los parámetros estándar de estudio de la variabilidad cardíaca, y se puede observar una clara significancia en el error cometido en la estimación de los parámetros temporales y frecuenciales de la variabilidad cardíaca. Esto puede ser debido al alto nivel de ruido de la señal sumado a su baja frecuencia de muestreo. Por tanto, se concluye que el dispositivo Polar OH1 no es válido para la medición de la variabilidad cardíaca ni sirve para la identificar cambios significativos entre un estado de estrés y uno de reposo.

Tabla de contenido

Resumen.....	3
Tabla de contenido.....	4
Índice de figuras.....	5
Índice de tablas	6
1 Introducción.....	7
2 Fundamentos previos.....	9
2.1 Electrocardiograma	9
2.2 Fotopletismografía	10
2.3 Variabilidad Cardíaca.....	11
2.4 Bluetooth Low Energy	12
3 Dispositivo Hardware	16
3.1 Consideraciones de diseño	16
3.2 Sistema implementado	16
3.3 Sensor de captación de la PPG.....	18
3.3.1 SDK y API de POLAR	18
3.3.2 Comunicación del sensor	19
3.3.3 Colocación del sensor	20
3.4 Microcontrolador.....	21
3.5 Almacenamiento.....	22
3.6 Sensor de Presión y temperatura	22
4 Experimento de validación	23
4.1 Materiales	23
4.2 Método	25
4.3 Resultados	28
4.3.1 Errores entre dispositivos.....	28
4.3.2 Validación del Polar OH1 para identificar estado SNA	30
4.4 Discusión.....	33
5 Conclusiones.....	34
Bibliografía	35

Índice de figuras

Figura 1. Colocación de los electrodos para las derivaciones de la ECG.....	9
Figura 2. Señal electrocardiograma.	9
Figura 3. Descripción gráfica señal PPG (Fuente: [5]).....	10
Figura 4. Fotoplestimografía de transmisión y reflectancia (Fuente [5]).	10
Figura 5. Señal PPG y puntos de interés.....	11
Figura 6. Distribución espectral de potencia de la señal HRV.	12
Figura 7. Esquema funcionamiento GAP en BLE.	13
Figura 8. Topología de conexión GATT en BLE.	13
Figura 9. Esquema de comunicación GATT.	14
Figura 10. Esquema de anidación de servicios y características.	14
Figura 11. Diagrama comunicación sistema de registro	16
Figura 12. Prototipo sistema de registro en protoboard.....	17
Figura 13. PCB fabricada y ESP32.....	17
Figura 14. PCB sistema de registro conectado.....	17
Figura 15. Dispositivo Polar OH1 (Fuente: [12]).....	18
Figura 16. Posiciones recomendadas Polar OH1 (Fuente:[12])	20
Figura 17. Diagrama de flujo código ESP32	21
Figura 18. Ejemplo de comienzo de fichero de texto con registros.....	22
Figura 19. Diagrama de flujo del experimento	24
Figura 20. Marcas de sincronismo al comienzo de las señales en el Polar OH1 y Nautilus desfasadas.	24
Figura 21. Posición sensores experimento.....	24
Figura 22. Señal PPG Polar OH1 colocado en el brazo.....	25
Figura 23. Señal PPG del Polar OH1 colocado en el antebrazo.	25
Figura 24. Señal PPG registrada con un Polar OH1 y con un Nautilus.....	26
Figura 25. Señal filtrada PPG del Polar OH1 colocado en el antebrazo	27
Figura 26. Error en los parámetros temporales en estado basal.....	29
Figura 27. Error en parámetro P_{LF}	29
Figura 28. Error en parámetro P_{HF}	29
Figura 29. Error en parámetro P_{LFn}	29
Figura 30. Error en parámetro $R_{LF/HF}$	29
Figura 31. Error en parámetros temporales en situación de estrés.	30
Figura 32. Error en parámetro P_{LF}	30

Figura 33. Error en parámetro P_{HF}	30
Figura 34. Error en parámetro P_{LFn}	30
Figura 35. Error en parámetro $R_{LF/HF}$	30
Figura 36. Comparativa entre estados de los parámetros temporales en la ECG del Nautilus.....	31
Figura 37. Comparativa entre estados del P_{LF} en el ECG del Nautilus.	31
Figura 38. Comparativa entre estados del P_{HF} en el ECG del Nautilus.....	31
Figura 39 Comparativa entre estados del P_{LFn} en el ECG del Nautilus.....	31
Figura 40. Comparativa entre estados del $R_{LF/HF}$ en el ECG del Nautilus.....	31
Figura 41. Comparativa entre estados de los parámetros temporales para la PPG del Polar.....	32
Figura 42. Comparativa entre estados del P_{LF} para la PPG del Polar.	32
Figura 43. Comparativa entre estados del P_{HF} para la PPG del Polar.....	32
Figura 44. Comparativa entre estados del P_{LFn} para la PPG del Polar.....	32
Figura 45. Comparativa entre estados del $R_{LF/HF}$ para la PPG del Polar.	32

Índice de tablas

Tabla 1. Servicios Polar OH1.	15
Tabla 2. Servicio “Generic Access” de Polar OH1 con sus características.....	15
Tabla 3. Descripción vector identificador de estados	19
Tabla 4.Descripción vector solicitud inicio de lectura de la señal PPG	19
Tabla 5. Descripción vector respuesta con señal PPG.....	20
Tabla 6. Descripción vector fin de lectura de la señal PPG.....	20
Tabla 7. Descripción vector almacenador en fichero de la SD.....	22
Tabla 8. Mediana del error para los parámetros de estudio en los estados basal y estrés	28
Tabla 9. Rango intercuartílico del error para los parámetros de estudio en los estados basal y estrés.....	28
Tabla 10. Mediana/rango intercuartilico del error del estudio previo [2] y de nuestro estudio de validación reduciendo la frecuencia de muestreo de la señal PPG a 125 Hz en el estado basal.....	33

1 Introducción

A pesar de los muchos avances médicos que se han realizado a lo largo del tiempo, la principal preocupación de la sociedad sigue siendo la salud. Y a raíz de esto cada vez es mayor el interés y consumo de las personas en dispositivos que monitorizan sus señales fisiológicas y evalúan el estado de su cuerpo en diferentes momentos o situaciones de su vida. Esta motivación por conocer, también se da en actividades de riesgo como el buceo. Actividad deportiva en auge que además produce alteraciones muy significativas en la fisiología humana.

El buceador se ve afectado durante su actividad por diferentes factores además de la presión de la columna de agua que se encuentra sobre su cabeza, presión hidrostática. De acuerdo con la Ley de Poiseuille, se necesita una disminución en la frecuencia cardíaca para mantener un gasto cardíaco adecuado y minimizar los efectos de dicha presión hidrostática.

Otro factor importante a tener en cuenta es la presencia de gases dentro del cuerpo, ya que la expansión o compresión de estos gases puede provocar alteraciones mecánicas. Por lo tanto, un aumento de la presión parcial de estos gases puede dar resultados elevados de CO₂, N₂ (narcosis) o intoxicación por O₂ (hiperoxia), además de poder formar burbujas, lo que conduce a la enfermedad por descompresión (SD), con síntomas que van desde alteraciones cutáneas leves hasta neurológicas, trastornos cardiopulmonares y del oído interno. Es más, los estudios epidemiológicos han demostrado un aumento de las muertes en el buceo recreativo durante las últimas décadas. Son muchas las variables que afectan a la respuesta cardiovascular del cuerpo durante una inmersión, como profundidad, presión o temperatura del agua [1].

Pero a las variables externas citadas hay que añadir una variable interna muy importante que es el efecto que produce el sistema nervioso autónomo (SNA) a la actividad cardíaca. El SNA se divide en dos partes, el sistema simpático, normalmente relacionado con una activación del cuerpo, y el sistema parasimpático, más relacionado con la relajación del mismo. El estudio de estas dos partes da información de cómo se está adaptando el buceador al nuevo entorno.

Habitualmente el estudio del SNA se realiza usando la señal electrocardiográfica (ECG), a través de la cual se puede extraer un análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV). La obtención de la señal ECG en un medio acuático puede resultar un problema ya que el agua puede interferir en el contacto de los electrodos con la piel, además de producir incomodidad en los sujetos por todo el aparataje que porta, y puede inducir errores en la medida.

Como alternativa al uso del ECG, el estudio del SNA se puede realizar a través de la variabilidad cardíaca extraída a partir de la señal fotopleletismográfica (PPG), lo que se denomina variabilidad de pulso (PRV). El análisis de la HRV/PRV es la forma más común para evaluar la actividad del SNA y el equilibrio de sus dos ramas: la simpática y la parasimpática. A partir del análisis espectral de potencia se puede extraer que potencias en la banda de baja frecuencia determinan una activación de ambas ramas, mientras que las potencias en la banda de alta frecuencia implican una activación de la rama simpática.

Por todo ello, en este trabajo se presenta la validación del dispositivo POLAR OH1 para el estudio de la variabilidad cardíaca en estados hiperbáricos. Este dispositivo cuenta con un algoritmo propio capaz de calcular la frecuencia cardíaca a partir de la

señal PPG. Por otra parte, almacena en su interior únicamente esta frecuencia cardiaca, pero tiene la posibilidad de enviar en tiempo real y por vía Bluetooth, la señal PPG registrada. Como la mayoría de los dispositivos comerciales, este dispositivo presenta una frecuencia de muestreo baja, de unos 135 Hz, con el fin de optimizar memoria y aumentar la duración de la batería. Esta reducción de frecuencia puede presentar problemas por su aumento de error en las medidas, aunque no debería ser un problema para su validación, como se ha demostrado en estudios realizados por otros autores [2].

El objetivo final de este trabajo es desarrollar un sistema de adquisición y registro de la señal PPG obtenida del sensor Polar OH1. Este sistema de registro será totalmente autónomo, se comunicará con dicho sensor por Bluetooth y guardará las señales para su posterior procesamiento en un ordenador. Con ello se podría sustituir dispositivos ya existentes para el estudio de la variabilidad cardiaca, por un dispositivo más pequeño, ligero y menos tedioso de llevar para un buceador.

Además, el sistema de registro deberá capturar y almacenar los valores de presión barométrica y temperatura, que también pueden influir en la señal PPG. Por último, y debido a la estanqueidad requerida en actividades de buceo, el sistema registro debería contar un sistema de exportación de la información almacenada sin contacto o por wifi.

Este trabajo se estructura con un capítulo 2 que muestra las bases teóricas más destacadas de este trabajo, el capítulo 3 donde se explica el sistema desarrollado, un capítulo 4 con el experimento de validación del Polar OH1 con el sistema de registro y un último capítulo de conclusiones y líneas futuras.

2 Fundamentos previos

2.1 Electrocardiograma

El electrocardiograma o ECG es un procedimiento simple e indoloro que mide la actividad eléctrica del corazón. Cada vez que el corazón late, una señal eléctrica circula a través de él y ésta se puede medir a través de unos electrodos colocados en la piel. A estos registros de la actividad eléctrica en el corazón se les llama derivaciones y hay doce derivaciones que constan a su vez de seis derivaciones estándar (I, II, III, aVR, aVL y aVF) y seis derivaciones precordiales (V1, V2, V3, V4, V5 y V6). Las derivaciones estándar se llaman bipolares (I, II y III) y aumentadas (aVR, aVL y aVF) [3].

Para este trabajo se colocarán cuatro electrodos monopolares en los puntos de colores marcados en la Figura 1. Estos cuatro electrodos nos permiten registrar las tres derivaciones estándar del ECG.

- Derivación I: Registra la diferencia de voltaje entre los electrodos amarillo y rojo de la Figura 1.
- Derivación II: La diferencia de voltaje entre los electrodos verde y rojo de la Figura 1.
- Derivación III: La diferencia de voltaje entre los electrodos verde y amarillo de la Figura 1.

En la Figura 2 se muestra una señal ECG en la que el intervalo RR representa la distancia entre dos latidos del corazón. A partir de este intervalo se extrae tanto el ritmo cardíaco como la variabilidad del mismo (HRV).

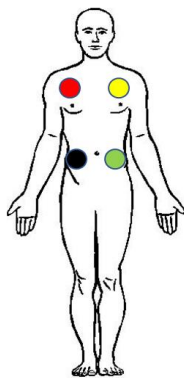


Figura 1. Colocación de los electrodos para las derivaciones de la ECG.

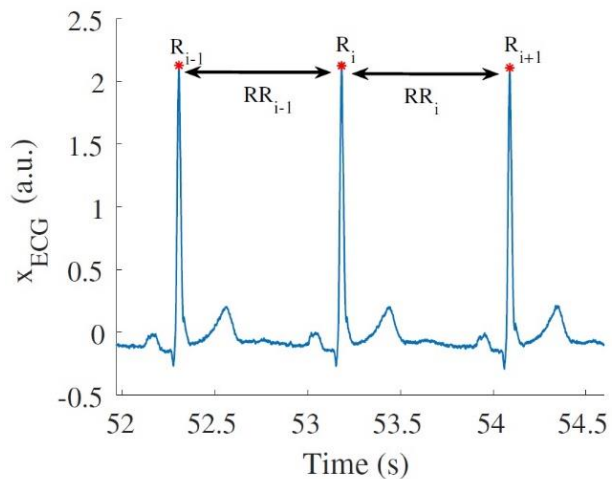


Figura 2. Señal electrocardiograma.

2.2 Fotopleletismografía

La fotopleletismografía (PPG) es una técnica óptica simple y de bajo coste que se puede utilizar para detectar cambios en el volumen de sangre en el lecho de un tejido microvascular. Se trata de una técnica no invasiva que realiza mediciones en la superficie de la piel. Como se puede ver en la Figura 3, la onda PPG comprende una forma de onda fisiológica pulsátil (AC) atribuida a cambios cardíacos sincrónicos en el volumen de sangre con cada latido del corazón. La forma de onda AC se superpone a una línea de base que varía lentamente (DC) con varios componentes de valores más bajos de frecuencia atribuidos, entre otros, a la respiración, la actividad del sistema nervioso simpático y la termorregulación [4].

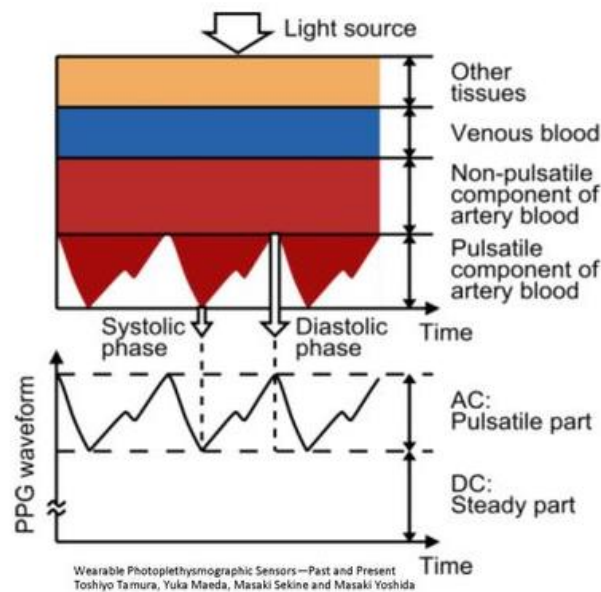


Figura 3. Descripción gráfica señal PPG (Fuente: [5]).

Por otra parte, para la obtención de la señal PPG se pueden usar dos métodos: transmisión o reflectancia. En el modo de transmisión, la luz transmitida a través del medio es detectada por un fotodetector (PD) opuesto a la fuente de luz (LED), parte izquierda de la Figura 4. En el modo de reflectancia el fotodetector detecta la luz que está en retroceso, dispersa o reflejada en tejidos, huesos y/o vasos sanguíneos como se muestra en la parte derecha de la Figura 4.

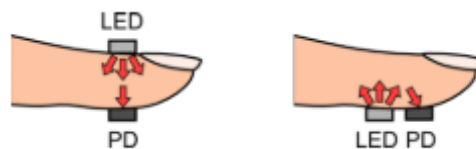


Figura 4. Fotopleletismografía de transmisión y reflectancia (Fuente [5]).

En este trabajo el dispositivo Polar OH1 utilizado es de modo reflectancia y usa una longitud de onda dentro del espectro verde de la luz, 500 a 600 nm. Este tipo de luz presenta muchas ventajas respecto de la habitualmente usada, infrarroja, ya que este espectro es más absorbido por la oxihemoglobina y desoxihemoglobina y presenta mayor modulación ante cambios de volumen.

Como podemos ver en la Figura 5, sobre la señal PPG se define el intervalo Pico a Pico (PP) como la distancia entre dos picos sistólicos o dos picos máximos de señal. Este intervalo tiene una fuerte correlación con el intervalo RR, distancia entre dos latidos del ECG, ya que ambos intervalos representan un ciclo cardíaco completo, dando una estimación del ritmo cardíaco. Además, también se puede ver el intervalo de pulso con el que se puede determinar el inicio y el fin de una onda PPG [6].



Figura 5. Señal PPG y puntos de interés.

2.3 Variabilidad Cardíaca

La variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) es la variación en el tiempo que transcurre en milésimas de segundos entre los intervalos RR (ver Figura 2). Este muestra la interacción entre el sistema nervioso autónomo y la frecuencia cardíaca. El aumento o la disminución de la variabilidad de la frecuencia cardíaca están relacionados con la respuesta del sistema simpático y parasimpático; en otras palabras, la variación de tiempo en milisegundos que se da entre latido y latido está producida por la interacción del sistema nervioso autónomo con el sistema cardiovascular [7].

Otra forma de ver esta interacción es a través de la variabilidad de pulso (PRV) que es la variación en el tiempo entre los intervalos pico a pico (PP) de la señal PPG. Esta correlación permite realizar el estudio de la variabilidad cardíaca tanto desde la señal ECG como de la PPG [8].

La forma más común de estudio de la interacción del SNA es a través del análisis espectral de potencia de la señal HRV, ver Figura 6. Potencias altas en la banda de baja frecuencia (LF; 0,04-0,15 Hz) representan una medida del sistema simpático y parasimpático, mientras que potencias en la banda de alta frecuencia (HF; 0,15-0,4 Hz) se considera una medida del parasimpático.

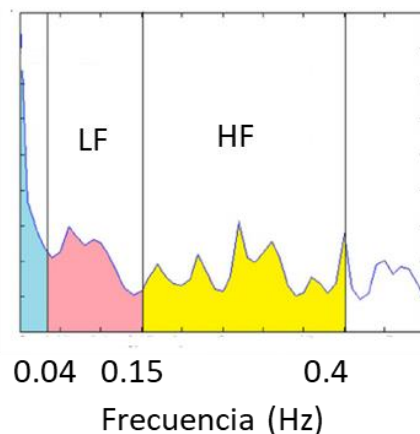


Figura 6. Distribución espectral de potencia de la señal HRV.

2.4 Bluetooth Low Energy

Bluetooth Low Energy (BLE) es una versión de Bluetooth mejorada que comenzó siendo parte de la especificación básica de Bluetooth 4.0. El objetivo de esa versión fue disponer de un estándar de radio con el menor consumo de energía posible, optimizado específicamente para bajo coste, bajo ancho de banda, bajo consumo de energía y baja complejidad [9].

BLE presenta una gran diferencia respecto al estándar bluetooth clásico, ya que éste permanece en modo de suspensión constante, excepto cuando se inicia una conexión. Los tiempos de conexión reales son solo de unos pocos milisegundos, a diferencia de Bluetooth, que son más de 100 milisegundos. Gracias a este ahorro de energía de BLE, las aplicaciones pueden funcionar con una batería pequeña durante años, lo que resulta sumamente útil en dispositivos médicos y de monitoreo de constantes vitales.

Para describir la conexión y comunicación con BLE es necesario entender una serie de conceptos básicos. El primero es el Generic Access Profile (GAP), que se encarga de controlar las conexiones y los anuncios en BLE. GAP permite que un dispositivo sea público hacia el exterior y determina como interactúan dos dispositivos entre sí. El GAP define además varios roles para los dispositivos, pero los importantes son los dispositivos centrales y los periféricos.

- Dispositivos periféricos: son dispositivos pequeños, de baja potencia y bajos recursos, que pueden conectarse a dispositivos centrales mucho más potentes. En este trabajo, el Polar OH1 funcionará como dispositivo periférico.
- Dispositivos centrales: como un teléfono móvil o una Tablet. Para este trabajo, el sistema de registro será un dispositivo central.

La Figura 7 muestra el modo de comunicación por GAP en BLE entre un dispositivo central y uno periférico. Una vez que se establece la conexión entre un dispositivo periférico y el central, el proceso de anuncios suele detenerse y se usarán los servicios y características del Generic Attribute Profile (GATT) para comunicarse en ambas direcciones.

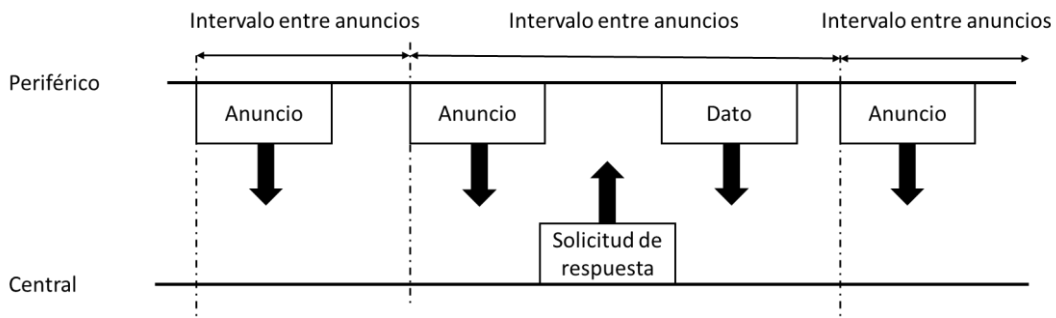


Figura 7. Esquema funcionamiento GAP en BLE.

GATT define la manera en que dos dispositivos BLE pueden comunicarse usando los servicios y características. La comunicación se realiza mediante un protocolo conocido como ATT, que se usa para almacenar los servicios, características y datos relacionados en una tabla, mediante identificadores de 16-bit para cada entrada. GATT entra en juego una vez se ha establecido una conexión entre dos dispositivos, lo que significa que ya se ha pasado previamente por el modo GAP.

Lo más importante a tener en cuenta en relación con GATT y las conexiones, es que las conexiones son exclusivas. Un periférico BLE sólo puede estar conectado a un dispositivo central a la vez. Tan pronto como un periférico se conecta a un dispositivo central, dejará de anunciarse y otros dispositivos ya no podrán verlo o conectarse a él, hasta que finalice la conexión existente.

La Figura 8 muestra cómo los dispositivos BLE funcionan en un entorno conectado, es decir, la topología de conexión GATT. Se puede apreciar que un dispositivo central puede tener conectados varios dispositivos periféricos, pero cada dispositivo periférico sólo puede estar conectado por GATT a un dispositivo central.

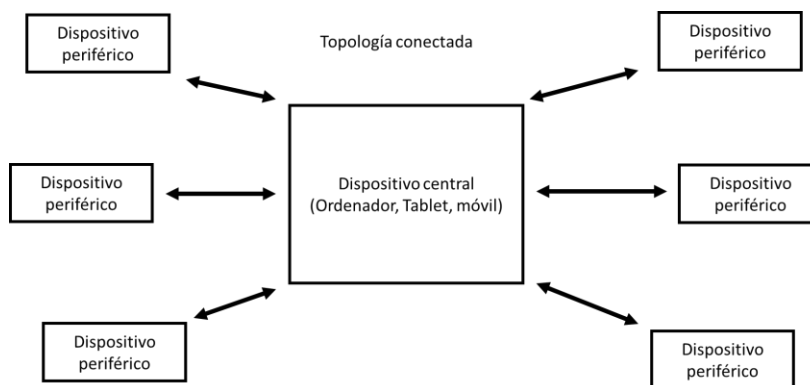


Figura 8. Topología de conexión GATT en BLE.

También hay que tener en cuenta que dentro de la comunicación GATT surgen los roles de cliente/servidor. El periférico se conoce como el servidor GATT, que contiene los datos de búsqueda ATT y las definiciones de servicio y características, y el cliente GATT, dispositivo central, que envía solicitudes a este servidor.

Al establecer una conexión, el periférico sugerirá un “intervalo de conexión” al dispositivo central, y éste intentará volver a conectar cada intervalo de conexión para ver si hay nuevos datos disponibles, etc. Es importante tener en cuenta que este intervalo de conexión es realmente sólo una sugerencia. Es posible que el dispositivo central no pueda cumplir la solicitud porque está ocupado hablando con otro periférico o los recursos del sistema necesarios no están disponibles. En la Figura 9 se ilustra este proceso de intercambio de datos entre un periférico y un dispositivo central, que inicia cada transacción cada intervalo de conexión.

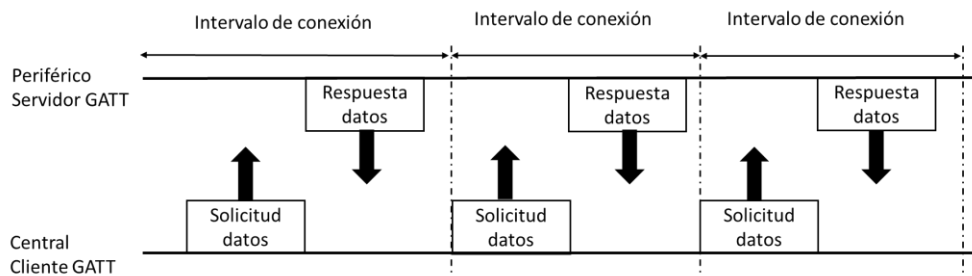


Figura 9. Esquema de comunicación GATT.

Las transacciones GATT en BLE se basan en objetos anidados de alto nivel denominados Perfiles, Servicios y Características, como se muestra en la Figura 10. Como ejemplo, el dispositivo Polar OH1 cuenta con los servicios mostrados en la Tabla 1 y el servicio “Generic Access” cuenta con las características de la Tabla 2.

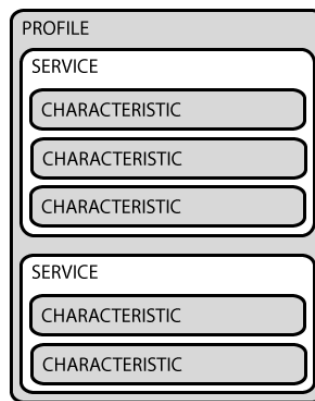


Figura 10. Esquema de anidación de servicios y características.

Los servicios se utilizan para dividir datos en entidades lógicas y contienen trozos específicos de datos llamados características. Un servicio puede tener una o más características y cada servicio se distingue de otros servicios por medio de un identificador (ID) numérico único denominado UUID que, como se puede ver en las Tabla 1 y Tabla 2, puede ser de 16 bits, para servicios BLE adoptados oficialmente en el estándar [10], o de 128 bits, para servicios personalizados (o custom). Por ejemplo, si observamos el Servicio de Frecuencia Cardíaca, podemos ver que este servicio oficialmente adoptado tiene un UUID de 16 bits de 0x180D, y contiene hasta 3 características, aunque sólo es obligatoria la primera: Medición de la frecuencia cardíaca, Sensor corporal Ubicación y Punto de Control de la Frecuencia Cardíaca.

De forma similar a los Servicios, cada Característica se distingue a través de un UUID predefinido de 16 o 128 bits. Las características son el elemento principal que se va a usar para interactuar con nuestro periférico BLE, el Polar OH1, por lo que es clave comprender todos estos conceptos [11].

Tabla 1. Servicios Polar OH1.

Nombre del Servicio	Servicio UUID
Generic Access	1800
Generic Attribute	1801
Device Information	180A
Custom	FEEE
Heart Rate	180D
Battery Service	180F
Custom	FB005C20-02E7-F387-1CAD-8ACD2D8DF0C8
Custom	6217FF4B-FB31-1140-AD5A-A45545D7ECF3
Custom	FB005C80-02E7-F387-1CAD-8ACD2D8DF0C8

Tabla 2. Servicio “Generic Access” de Polar OH1 con sus características.

Nombre del Servicio	Servicio UUID	Nombre de la característica	Característica UUID
Generic Access	1800	Device Name	2A00
		Appearance	2A01
		Peripheral Preferred Connection Parameters	2A04
		Central Address Resolution	2AA6

3 Dispositivo Hardware

3.1 Consideraciones de diseño

Se busca el desarrollo de un sistema de registro capaz de comunicar con uno o varios sensores comerciales Polar OH1 por BLE. Este sistema almacenará las señales en una tarjeta de memoria microSD y se podrá descargar todos los datos a través de un punto de acceso wifi que generará el propio sistema en su modo reposo. El sistema tiene dos modos de funcionamiento:

- Modo registro: en este modo el dispositivo realiza la conexión con los sensores y efectúa el registro de la señal PPG.
- Modo reposo: el sistema genera un punto de acceso wifi a partir del cual se pueden descargar y cargar los ficheros de registro y de configuración.

Además de las señales de los sensores comerciales, se guardarán los valores de temperatura y presión durante los registros, valores ambientales con afección en los parámetros a estudiar.

Por otro lado, deberá permitir la conexión de un ordenador a través de USB, que además de hacer las funciones de alimentación del sistema, da la posibilidad de consultar el estado del dispositivo a través un puerto serie. Éste aportará información continua de la frecuencia registrada en un dispositivo, así como notificaciones de estado que puedan servir para controlar su funcionamiento.

Por último, el sistema debe tener un pulsador con el cual se pueden hacer marcas temporales en los registros de las señales y seleccionar el modo de funcionamiento. Además, deberá contar con uno o varios LEDs para indicar al usuario el estado o modo de funcionamiento del sistema.

3.2 Sistema implementado

La Figura 11 muestra la comunicación entre los componentes del sistema de registro (plataforma principal, Polar OH1, sensor de presión/temperatura y tarjeta de memoria microSD) y describe el protocolo de comunicación utilización entre ellos.

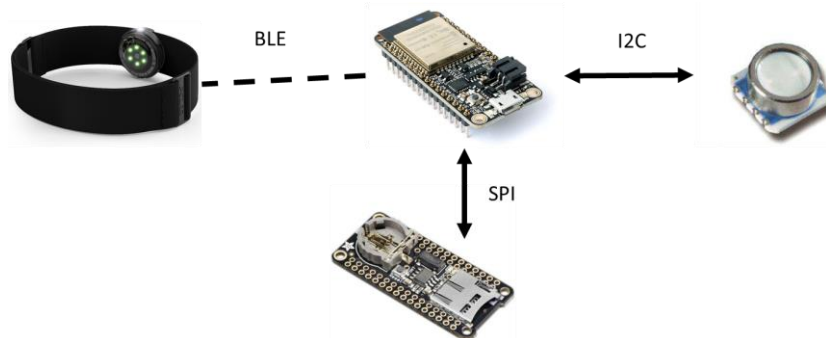


Figura 11. Diagrama comunicación sistema de registro

La Figura 12 muestra el sistema de registro montado en placa protoboard como prototipo. En esta figura además de los componentes mencionados se aprecia un pulsador, con el que se realizan marcas de tiempo en los registros, unos LEDs, que determinan el estado del sistema y un cable naranja que simula un interruptor para cambio de modo de funcionamiento del sistema.

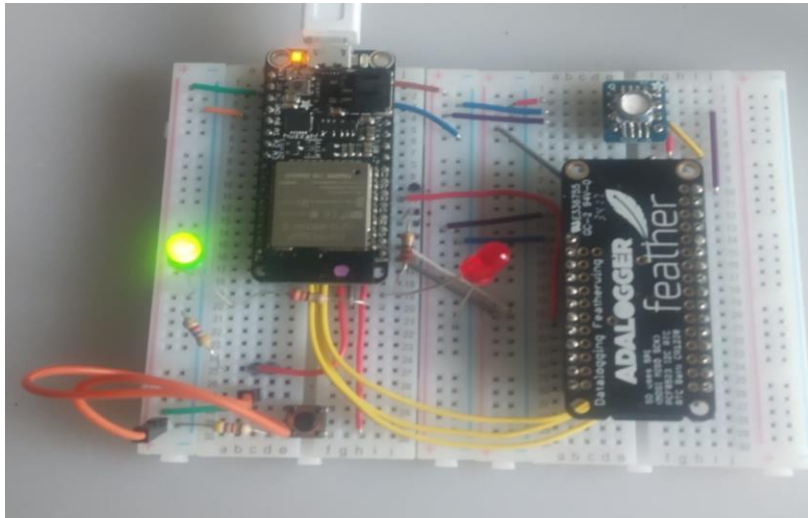


Figura 12. Prototipo sistema de registro en protoboard.

Una vez evaluado el sistema con la protoboard, se ha diseñado y fabricado una placa de circuito impreso (PCB) para facilitar las pruebas futuras. En esta PCB se han integrado la tarjeta microSD, el sensor de temperatura y presión, los pulsadores y leds de notificación. Además, se han añadido elementos adicionales como, por ejemplo, pulsadores por efecto Hall y accionados por imanes para facilitar su uso en un posible entorno húmedo, de forma similar a los utilizados en el Nautilus. La Figura 13 muestra la placa PCB diseñada, junto con el ESP32 y la Figura 14, muestra el sistema de registro completo con las dos placas conectadas, ESP32 y la PCB diseñada.



Figura 13. PCB fabricada y ESP32.



Figura 14. PCB sistema de resgistro conectado.

3.3 Sensor de captación de la PPG

Para la captura de la señal PPG se utiliza el Polar OH1, ver Figura 15, que cuenta con 6 LEDs verdes y con un acelerómetro incorporado. A partir de ellos se pueden extraer 3 señales PPG y una señal de medida de luz ambiente.



Figura 15. Dispositivo Polar OH1 (Fuente: [12])

Este dispositivo presenta dos formas de conectarte, Bluetooth y ANT +, y tiene su propia memoria incorporada con capacidad para 200 horas de datos de entrenamiento. También, cuenta con una batería de larga duración con hasta 12 horas de funcionamiento con una sola carga. Esta autonomía se alcanza reduciendo la frecuencia de muestreo a 135 Hz. El Polar OH1 también tiene un diseño compacto y ligero, 31 x 95 x 172 milímetros con 80 gramos de peso. La forma de carga es mediante un adaptador USB y, como característica importante para este trabajo, se puede sumergir en agua hasta los 30 metros de profundidad.

3.3.1 SDK y API de POLAR

Desde el fabricante (Polar) facilitan tanto un kit de desarrollo software (SDK) como una interfaz de programación de aplicaciones (API) [13]. Esta API está pensada para poderse conectar con los servicios en la nube de Polar, donde se puede ir subiendo los registros de entrenamiento y demás actividades desde los dispositivos Polar o la App de Polar. Esta API se ha descartado para este trabajo ya que se busca extraer y validar su señal en bruto y sin pasar por los servidores de Polar.

En cuanto a la SDK, está diseñada para programar aplicaciones en Android y en iOS y así interactuar con nuestros dispositivos de registro: bandas ECG, sensores PPG, pulsímetros, relojes, etc. Además de facilitar los protocolos para la comunicación por Bluetooth con los dispositivos, también está disponible la parte de conexión con la nube de Polar para subir dichos registros o actividades. A partir de esta SDK ha sido necesario hacer ingeniería inversa para extraer completamente el protocolo de comunicación entre sensor-móvil para poder usarlo en nuestro sistema de registro ya que la información proporcionada por el fabricante es escasa [14]. La conclusión más importante de este estudio es que las características de BLE clave son los denominados “PMD control point” y el “PMD Data MTU” para la extracción de la señal PPG como se describe a continuación de forma resumida.

3.3.2 Comunicación del sensor

Con la información obtenida del SDK, se han realizado pruebas de conexión vía BLE y extracción de información de los Polar desde un ordenador. Para esto, se ha usado el software MATLAB, que dispone de varias librerías para el trabajo con comunicaciones BLE.

A la hora de leer del servidor (dispositivo Polar OH1), el cliente (ordenador) puede leer valores de la característica “PMD control point” para recibir las cualidades disponibles. En la Tabla 3 se muestra la estructura de la respuesta en formato hexadecimal, en binario y el significado de cada grupo de bits identificable. Las columnas 2 en adelante indican las cualidades disponibles del dispositivo, correspondiendo cada posición a una cualidad marcándose como valores ‘1’ para disponible y ‘0’ para no disponible.

Tabla 3. Descripción vector identificador de estados

Valor (Hexadecimal)	0F	0E	00	00	...	00
Valor (Binario)	0000.11111	0000.1110				
Significado extraído de: (BlePMDClient.java)	control point feature read response	bit0 ecg_supported (nok) bit1 ppg_supported (ok) bit2 acc_supported (ok) bit3 ppi_supported (ok) bit4 bioZ_supported (nok) bit5 gyro_supported (nok) bit6 magnetometer_supported (nok) bit7 barometer_supported (nok)	bit0 ambient_supported (nok)			

Además, al escribir en este “PMD Control Point” es posible leer información de las señales como: iniciar la captura, pararla, etc. La estructura de escritura es: [CMD SIG ATTR]. Donde CMD es el comando (primera columna de la Tabla 4), SIG es la señal sobre la que se quiere actuar (segunda columna de la Tabla 4) y ATTR son los atributos por establecer (columnas tercera a octava de la Tabla 4). Estos últimos son opcionales y dependen del comando que se envíe. Las respuestas se obtienen en el propio “PMD Control Point” a través de la suscripción al mismo.

Para la lectura de la señal PPG del sensor Polar OH1 según la está capturando es necesario hacer el siguiente proceso de comunicación a través de siguiente secuencia:

1. Suscribirse al “PMD control point” y al “PMD Data MTU”.
2. Escribir en el “PMD control point” que se quiere iniciar la medida de la PPG y la configuración de la medida. En la Tabla 4 se muestra el vector a enviar, primera fila, junto con el significado de cada par de bytes, segunda fila.

Tabla 4. Descripción vector solicitud inicio de lectura de la señal PPG

	CMD	SIG	ATTR					
Valor	'02'	'01'	'00'	'01'	'82' '00'	'01'	'01'	'16' '00'
Significado	Start medida	PPG	Sample rate	array_count: 1	130hz	Resolution	array_count: 1	22 bits

3. Leer las respuestas del “PMD Data MTU” a través de la notificación. En la Tabla 5 se muestra un ejemplo de una posible respuesta en solicitud de la señal PPG consistente en un primer byte de identificación de señal, 8 bytes para la marca de tiempo y 18 muestras de 12 bytes cada una.

Tabla 5. Descripción vector respuesta con señal PPG

Valor	'01'	EA 54 A2 42 8B 45 52 08	00	45 FF E4	FF B5 03	45 FF E4	FF B8 03	...				
Significado	PPG stream	tiempo (ns) Última muestra	PPG Tipo vector	PPG0 (3bytes)	PPG1 (3bytes)	PPG2 (3bytes)	Ambiente (3bytes)		PPG0	PPG1	PPG2	ambiente
		(8bytes)		Muestra 0 (12bytes)					Muestra 18 (12bytes)			

4. Parar la medida escribiendo en el “PMD control point”. La Tabla 6 muestra el vector a enviar para parar la grabación del Polar OH1.

Tabla 6. Descripción vector fin de lectura de la señal PPG.

Valor	'03'	'01'
Significado	Stop medida	PPG

3.3.3 Colocación del sensor

Para la colocación de los sensores de captación de la señal PPG, Polar recomienda la colocación en el brazo o en el antebrazo. En su defecto se puede utilizar en cualquier otra parte siempre y cuando se vea que se obtiene un valor de frecuencia exacto. Para el caso de los nadadores recomienda su colocación en la región fronto-temporal izquierda. En la Figura 16 se puede observar las posiciones recomendadas por Polar.

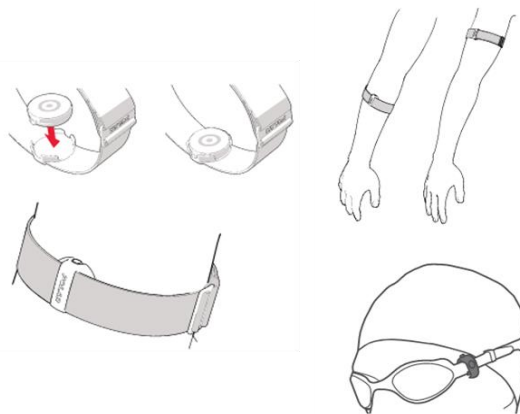


Figura 16. Posiciones recomendadas Polar OH1 (Fuente:[12])

En general, para la colocación de este tipo de dispositivos en primer lugar se buscan regiones del cuerpo en las que los capilares estén lo más superficiales posibles y con buena perfusión de la sangre. Estos parámetros son fundamentales para la obtención de una señal PPG limpia como se ha explicado anteriormente y, es a partir de los cuales que, se extraen como mejores posiciones los lóbulos y las yemas de los dedos. Esto se da en una situación estática ideal, para el caso de que el sujeto esté realizando una actividad física hay que tener en cuenta el movimiento de éste y la afección en la señal. Por ello, en este trabajo buscamos no solo lugares con una buena perfusión sino también posiciones donde menos afectación del movimiento encontremos [15].

3.4 Microcontrolador

Como dispositivo de control se eligió el SoC (System on the Chip) ESP32 de Espressif Systems y para las pruebas de concepto se utilizó el módulo de desarrollo Adafruit Huzzah32 - ESP32 Feather. Este módulo contiene un chip ESP32 de doble núcleo, 4 MB de SPI Flash, antena sintonizada y todos los dispositivos que se necesitan para aprovechar este nuevo y potente procesador. El principal motivo por el que se eligió este SoC es por su soporte para WiFi y Bluetooth Classic / LowEnergy.

El código programado para el funcionamiento del sistema de registro se desarrolló en la IDE de Arduino y su diagrama de flujo simplificado puede verse en la Figura 17.

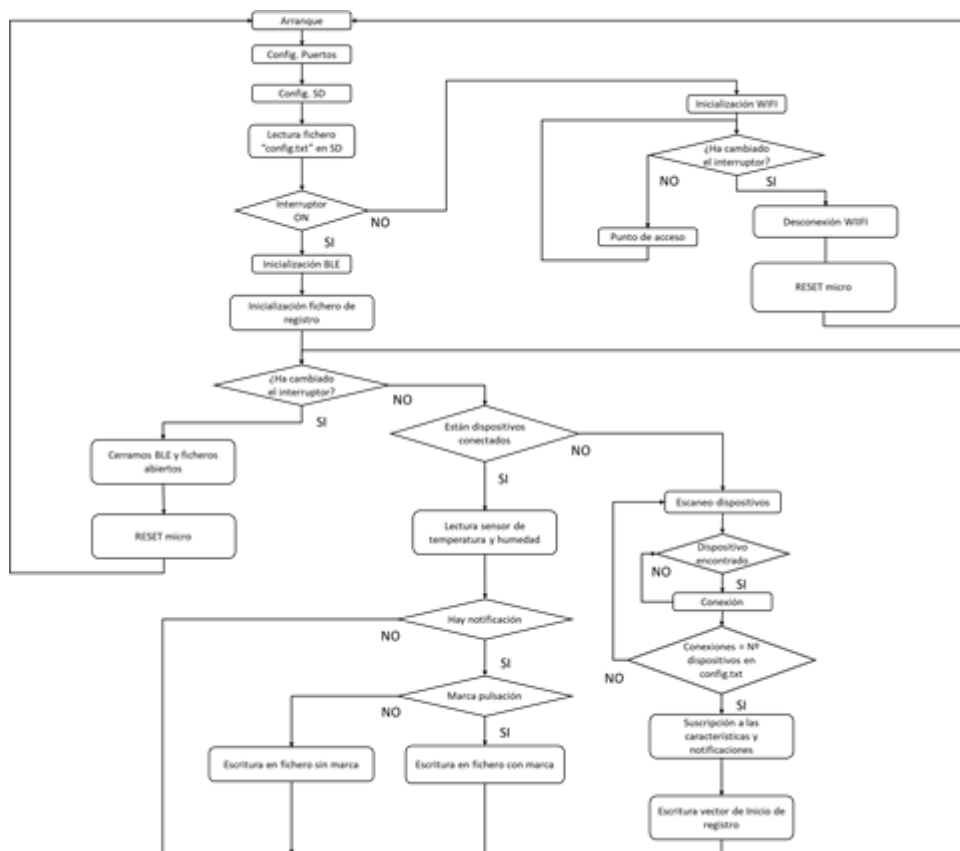


Figura 17. Diagrama de flujo código ESP32.

3.5 Almacenamiento

El almacenamiento y configuración se realiza usando una tarjeta microSD y para facilitar el conexionado con el ESP32, se seleccionó el módulo Adalogger FeatherWing - RTC + SD de Adafruit. Este módulo permite la comunicación vía protocolo SPI entre el ESP32 y la tarjeta microSD.

Dentro de la tarjeta microSD se guarda la señal PPG y el resto de los valores en ficheros de texto en los que se hace la escritura de los parámetros como se presentan en la Tabla 7. Además, como se muestra en la Figura 18, en la primera línea del fichero vienen las direcciones MAC de los dispositivos Polar OH1 a los que se ha conectado la plataforma y de los que se ha registrado la señal PPG. Estas direcciones vienen en un orden determinado, y es este orden el que determina su identificador “ID señal” de la Tabla 7.

Tabla 7. Descripción vector almacenador en fichero de la SD.

Valor del vector	'00 '	22.22	964.10	1 ó 2 ó 3	7 ó 6	“Formato en Tabla 5”
Significado del valor	Bits de Control	Temperatura	Presión	ID señal	Marca pulsador	Vector POLAR
Resolución (Formato escritura)	2 bits	2 bytes (Decimal)	2 bytes (Decimal)	1 byte (Decimal)	1 byte (Decimal)	226 bytes (Hexadecimal)

```
a0:9e:1a:6c:ae:56 a0:9e:1a:7d:3c:4c a0:9e:1a:7d:46:29
00 22.22 964.10 2 7 1 0 254 201 52 163 7 132 7 0 142 59 252 71 114 252 14 94 252 99 29 251 24 115 252 129 169 252 155 149 252 131 84 251 73 170 252 109 224 252 228 204 252 151 1
00 22.22 964.10 1 7 1 0 132 44 1 161 125 153 7 0 175 22 4 250 117 4 115 122 3 196 254 255 112 22 4 118 117 4 181 121 3 90 254 255 128 22 4 172 116 4 90 121 3 125 254 255 151 21
00 22.22 964.10 3 7 1 0 24 66 177 19 116 134 7 0 203 238 3 16 89 4 194 197 4 173 15 0 169 238 3 213 88 4 118 197 4 80 15 0 91 238 3 196 88 4 151 197 4 176 15 0 131 238 3 205 88
00 22.22 964.10 2 7 1 0 254 183 60 163 7 132 7 0 8 99 254 208 148 254 212 132 254 229 62 253 178 67 254 52 118 254 160 101 254 43 32 253 168 36 254 53 88 254 58 71 254 154 1 253
00 22.22 964.10 3 7 1 0 24 58 185 19 116 134 7 0 212 237 3 249 87 4 250 195 4 53 15 0 93 238 3 79 88 4 225 195 4 243 14 0 22 239 3 36 89 4 56 196 4 26 15 0 2 239 3 54 89 4 85 19
00 22.22 964.10 1 7 1 0 132 36 9 161 125 153 7 0 168 18 4 233 108 4 22 115 3 154 253 255 165 17 4 189 108 4 123 115 3 14 254 255 158 17 4 7 108 4 90 115 3 55 254 255 71 17 4 163
00 22.22 964.10 2 7 1 0 254 165 68 163 7 132 7 0 146 14 254 132 64 254 190 48 254 51 234 252 43 30 254 34 80 254 25 64 254 23 250 252 234 41 254 111 92 254 85 76 254 1 6 253 82
00 22.22 964.10 1 7 1 0 4 28 17 161 125 153 7 0 105 14 4 247 96 4 111 107 3 25 253 255 234 13 4 4 97 4 204 107 3 217 253 255 228 12 4 93 96 4 83 108 3 227 253 255 243 12 4 115 9
00 22.22 964.10 3 7 1 0 152 49 193 19 116 134 7 0 141 239 3 28 92 4 210 195 4 77 13 0 245 239 3 200 92 4 173 195 4 165 13 0 50 240 3 41 93 4 86 195 4 137 13 0 67 240 3 56 93 4 1
00 22.22 964.10 2 7 1 0 126 147 76 163 7 132 7 0 107 222 255 249 11 0 165 253 255 143 186 254 172 49 0 166 94 0 133 80 0 209 12 255 222 148 0 95 192 0 47 179 0 80 111 255 54 14
```

Figura 18. Ejemplo de comienzo de fichero de texto con registros.

3.6 Sensor de Presión y temperatura

Como sensor de presión y temperatura se ha seleccionado el MS5803-14BA de TE Connectivity, dispositivo digital controlable a través del bus I2C pensado para la medición de la presión y que incluye un sensor de temperatura. Es un sensor de bajo consumo con alta resolución (0,2 mbar) y amplios rangos de operación de 0 a 14 bar y -40 a 85 °C con una resolución menor a 0,01 °C. Valores que cumplen de sobra con el rango de funcionamiento esperado de nuestro sistema (profundidades de hasta 50 metros).

4 Experimento de validación

4.1 Materiales

La muestra en este estudio está formada por 22 sujetos (12 hombres y 10 mujeres) a los que se les registró las señales PPG y ECG mientras eran sometidos a un test de estrés. Dichas señales se registraron tanto con la plataforma comercial Nautilus como con nuestro sistema de Polar OH1 y ESP32. El procedimiento seguido durante el experimento se muestra de forma esquemática en la Figura 19 y se describe a continuación.

Al comienzo del experimento, se realizaron unas marcas de sincronización de las diferentes señales con las que se van a trabajar para poder sincronizar los vectores de tiempo del Polar OH1 y el Nautilus. Para ello, se utilizó una caja con LEDs en su interior que se encienden y apagan siguiendo una secuencia de pulsos de ancho variable y con una duración total de 2 segundos. En dicha caja se introducen los sensores de la PPG tanto del Polar OH1 como del Nautilus y se puede ver, en la Figura 20, cómo dichos sensores capturan la secuencia de pulsos que permitirá sincronizar los registros realizados.

Una vez realizadas las marcas de sincronismo, se colocaron los sensores Polar OH1 y del Nautilus como se muestra en la Figura 21, tras lo cual los sujetos debían permanecer relajados, sentados cómodamente, en silencio y sin realizar movimientos durante 4 minutos, estado basal. Transcurrido este tiempo se les dio 1 minuto para activarse y volver al estado de normalidad.

Posteriormente se realizó otra grabación de unos 4 minutos en los que se indujo estrés a los sujetos mediante un test de Stroop [16], estado de estrés. Se trata de un test para evaluar la habilidad para resistir la interferencia de tipo verbal, aunque en nuestro caso los resultados del mismo no son relevante ya que solo queremos inducir el estado de estrés mental. Durante este test van apareciendo consecutivamente palabras de una en una, de un color (azul, rojo o verde), esta palabra vendrá coloreada en uno de esos colores y el sujeto deberá ser capaz de pulsar la tecla correspondiente al color de la palabra en menos de 3 segundos, resistiendo la interferencia verbal. El test tiene una duración máxima de 5 minutos, pero si el sujeto es muy rápido puede durar 4 minutos, por ello de las señales grabadas sólo se utilizaron 4 minutos de cada sujeto independientemente de cuánto le costase al mismo.

En cuanto a las señales registradas, se registró la segunda derivación bipolar frontal de la señal de ECG utilizando el dispositivo Nautilus desarrollado por el Universidad de Kaunas, Lituania ($f_s = 2000$ Hz). Por otro lado, se registró la señal PPG de tres sensores Polar OH1 (f_s aproximado de 135 Hz) ubicándolos en el antebrazo izquierdo, brazo izquierdo y región fronto-temporal izquierda de la cabeza (ver Figura 21).

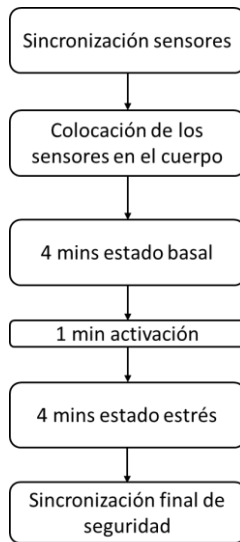


Figura 19. Diagrama de flujo del experimento

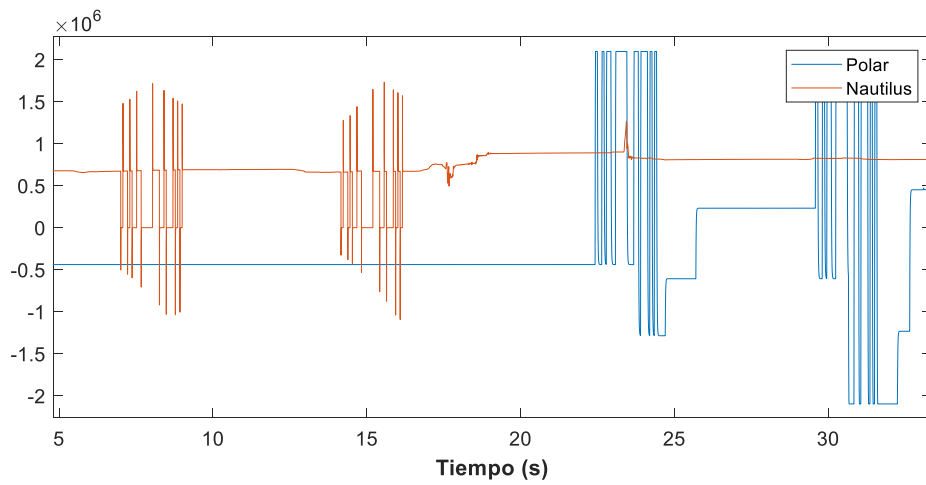


Figura 20. Marcas de sincronismo al comienzo de las señales en el Polar OH1 y Nautilus desfasadas.

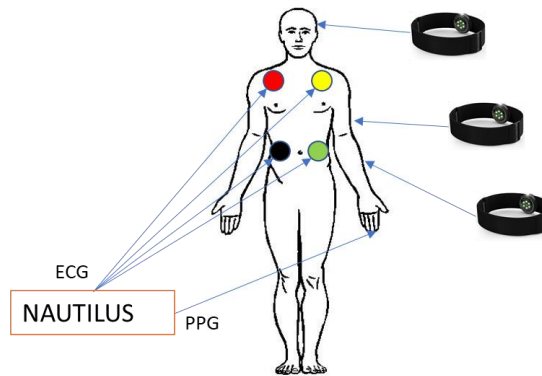


Figura 21. Posición sensores experimento

4.2 Método

Con relación al método utilizado para procesar los datos obtenidos durante el experimento, en primer lugar, se procesaron todas las señales registradas mediante una correlación cruzada con la señal de sincronismo, junto con las marcas de pulsación, y se extrajeron los inicios y finales de los registros. En segundo lugar, se recortaron las señales para extraer las partes de interés, los 4 minutos de estado basal y los 4 minutos de estado de estrés.

Para este estudio se utilizó la señal ECG del Nautilus como referencia y se comparó con una señal PPG de uno de los dispositivos Polar OH1, seleccionándose la señal con la mayor amplitud y con la mejor relación señal a ruido. La Figura 22 y la Figura 23 muestran un ejemplo de señal PPG medida en los puntos de brazo y en el antebrazo, donde se aprecia cómo en el antebrazo se obtuvo la mayor amplitud con el menor ruido.

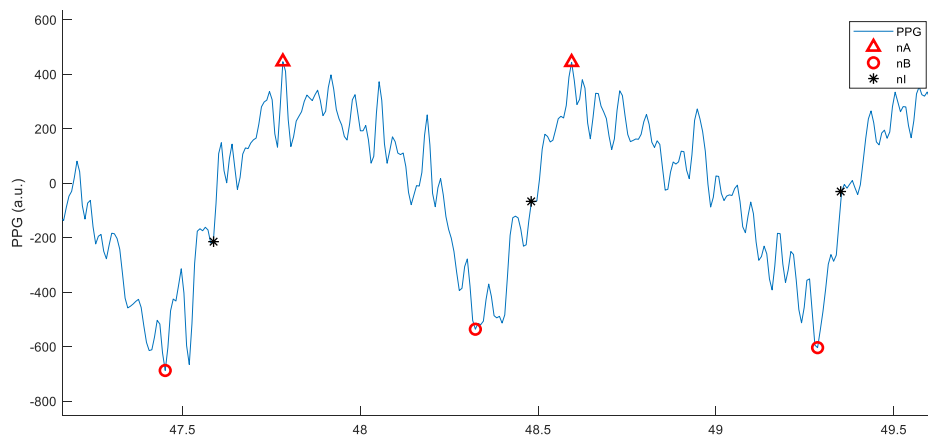


Figura 22. Señal PPG Polar OH1 colocado en el brazo.

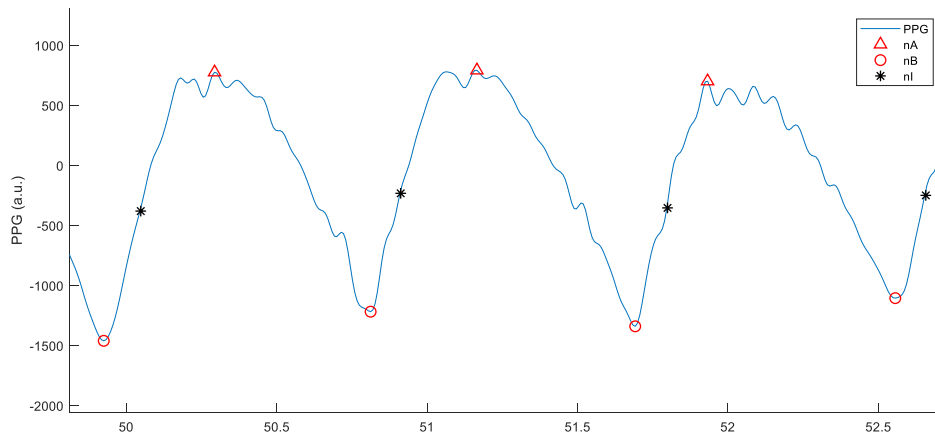


Figura 23. Señal PPG del Polar OH1 colocado en el antebrazo.

Cabe destacar el ruido de alta frecuencia que se aprecia en la señal Polar OH1, por lo que el filtrado resulta más agresivo que con otras señales. Por ejemplo, en la Figura 24 se muestra una señal PPG obtenida con el Polar OH1 comparada con una señal PPG

registrada con el Nautilus y en este caso se observa una menor influencia de este ruido. Cabe destacar que la señal PPG del Nautilus se ha obtenido en transmisión en un dedo de los sujetos, mientras que la señal del Polar OH1 es una señal PPG en reflexión.

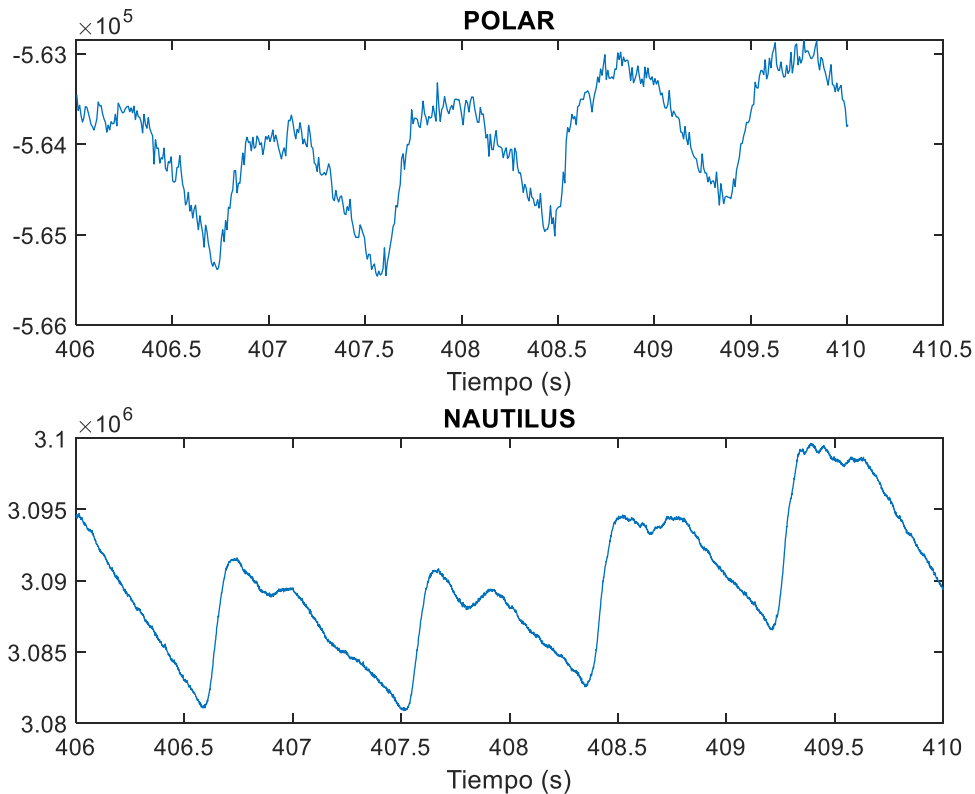


Figura 24. Señal PPG registrada con un Polar OH1 y con un Nautilus.

Para el preprocesado de los datos obtenidos para ambas señales, se aplicó un filtro FIR paso bajo para estimar la interferencia de la línea de base y eliminarla de la señal (frecuencia de corte de 0,03 Hz y 0,07 Hz para las señales de ECG y PPG, respectivamente) [17]. Los latidos del corazón se detectaron desde la segunda derivación frontal bipolar de la señal de ECG registrada utilizando un algoritmo basado en wavelets [18]. Los latidos ectópicos, las detecciones perdidas y falsas se identificaron y corrigieron [19]. Como resultado, el complejo QRS del ECG y la diferencia entre ondas R consecutivas conformaron la serie de tiempo RR.

En la señal PPG se aplicó otro filtro FIR de paso bajo, con frecuencia de corte de 35 Hz, para eliminar el ruido de alta frecuencia comentado anteriormente. Los artefactos en la señal PPG preprocesada fueron suprimidos utilizando un detector de artefactos [20]. En la señal PPG, se utilizó como punto fiducial el punto medio (n_M), definido como aquel en el que la amplitud ha alcanzado el 50% de la amplitud del pulso, amplitud entre el punto n_B y n_A de la Figura 22. Los puntos n_A fueron detectados automáticamente utilizando un algoritmo basado en un filtro diferenciador de paso bajo. Los puntos n_B se definieron como el instante de tiempo de menor amplitud. La Figura 25 muestra la señal PPG extraída del Polar OH1 colocado en el antebrazo después de haberse filtrado el ruido de alta frecuencia y con los puntos detectados.

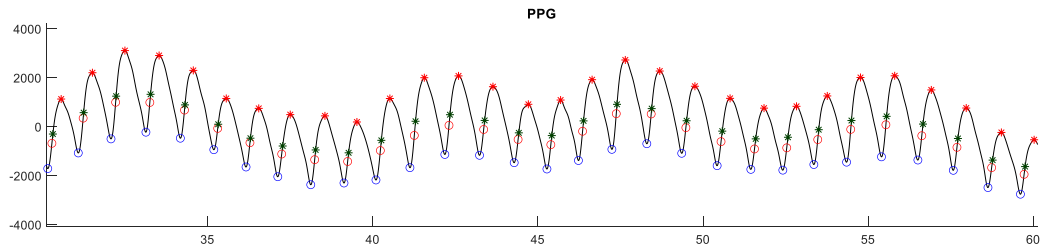


Figura 25. Señal filtrada PPG del Polar OH1 colocado en el antebrazo

Para ambas señales (HRV y PRV) se calcularon los índices de tiempo-frecuencia clásicos [2]:

Índices temporales:

- HRM (bpm): frecuencia cardiaca media.
- SDNN (ms): dispersión estadística de los intervalos NN (intervalo entre latidos consecutivos normales) midiendo el rango intercuartílico, refleja la diferencia entre los cuartiles superior e inferior.
- SDD (ms): desviación estándar de las diferencias entre adyacentes Intervalos NN.
- RMSSD (ms): raíz cuadrada de la media de los cuadrados de las diferencias sucesivas entre intervalos NN adyacentes.
- pNN50 (%): número de pares de NN sucesivos que difieren en más de 5 ms, dividido por el número total de NN intervalos.

Índices frecuenciales:

- P_{LF} (u.a. unidades arbitrarias): potencia dentro de la banda LF (0.04-0.15 Hz).
- P_{HF} (u.a.): potencia dentro de la banda de HF (0,15-0,4 Hz).
- P_{LFn} (u.n. unidades normalizadas): potencia en banda LF normalizada con respecto a los de las bandas LF y HF:

$$P_{LFn} = \frac{P_{LF}}{P_{LF} + P_{HF}}$$

- $R_{LF/HF}$ (u.n.): relación entre potencia LF y HF:

$$R_{LF/HF} = \frac{P_{LF}}{P_{HF}}$$

Por último, se calculó el error relativo obtenido en la estimación de los índices PRV con respecto a sus correspondientes índices de HRV. Para los índices P_{LFn} y $R_{LF/HF}$ se calculó el error absoluto. Cuando se verificó la distribución normal (prueba de Shapiro-Wilk), se utilizó la prueba t-student pareada para cuantificar significación estadística del error. Cuando la distribución era no normal, se aplicó la prueba de Wilcoxon.

4.3 Resultados

Para el estudio se han agrupado los resultados en dos partes diferenciadas. En la primera parte, se muestran los valores y diagramas de cajas del cálculo del error en los parámetros de medida de los dispositivos Polar OH1 y Nautilus, comprobando la validez de la medida. En la segunda parte, se muestran los diagramas de cajas comparando los resultados en estado de estrés y basal en cada dispositivo, observando si el dispositivo Polar OH1 es capaz de diferenciar estos dos estados.

4.3.1 Errores entre dispositivos

En primer lugar, se han calculado los errores en los parámetros de control mencionados, diferencia entre la ECG del Nautilus y la PPG del Polar OH1 diferenciados en sus dos estados, estado basal y estado de estrés. Por un lado, se presenta la mediana del error (Tabla 8) y, por otro, el rango intercuartílico de dicho error (Tabla 9).

Tabla 8. Mediana del error para los parámetros de estudio en los estados basal y estrés

Mediana	HRM (%)	SDNN (%)	SDSD (%)	RMSSD (%)	pNN50 (%)	P _{LF} (%)	P _{HF} (%)	P _{LFn} (u.n.)	R _{LF/HF} (u.n.)
Basal	0.01	1.47	-5.07	-3.56	-31.56	-3.8	20.12	-0.03	-0.15
Estrés	0.10	-1.38	-9.2	-8.11	-0.78	81.92	51.66	0.2	2.20

Tabla 9. Rango intercuartílico del error para los parámetros de estudio en los estados basal y estrés

IQR	HRM (%)	SDNN (%)	SDSD (%)	RMSSD (%)	pNN50 (%)	P _{LF} (%)	P _{HF} (%)	P _{LFn} (u.n.)	R _{LF/HF} (u.n.)
Basal	0.50	12.89	22.66	22.61	102.50	47.62	47.42	0.12	1.95
Estrés	2.66	41.42	26.46	29.59	63.12	53.70	37.87	0.31	2.82

Estos errores también se muestran en la Figura 26, donde se han representado los errores en los parámetros temporales, y en Figura 27, Figura 28, Figura 29 y Figura 30, donde se pueden ver los errores en los parámetros frecuenciales. En dichas figuras, el nivel de significancia viene simbolizado en las gráficas por un * para un p-valor menor a 0,05 y † para un p-valor menor a 0,01.

En la Figura 26 se puede ver que los parámetros SDNN y SDDSD dan errores significativos, aunque su valor medio es bajo, de 1,47 % y -5,07%, respectivamente. En cambio, en la pNN50 se observa un error mucho mayor, de -31,5%. Mientras, los parámetros frecuenciales muestran errores de -3,8 % en el P_{LF} y, todavía mayor en P_{HF}, de 20,12%. En claro contraste con la P_{LF} normalizada que tiene un error de -0,03 u.n. y el R_{LF/HF} un error de 0,15 u.n..

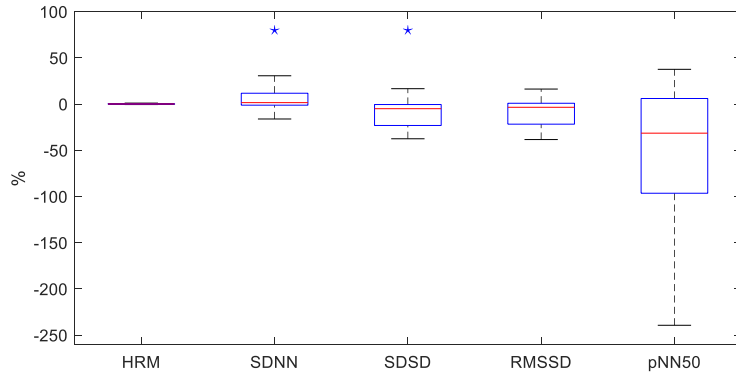


Figura 26. Error en los parámetros temporales en estado basal.

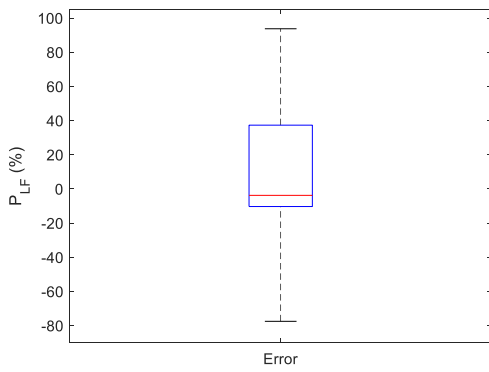


Figura 27. Error en parámetro P_{LF}

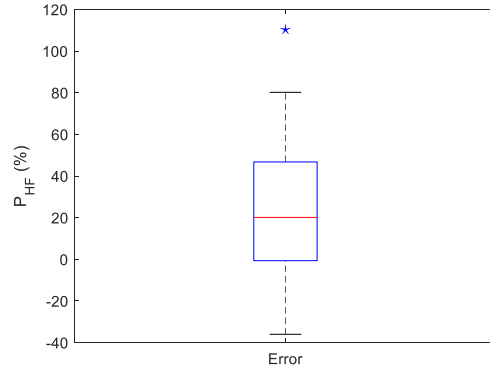


Figura 28. Error en parámetro P_{HF}

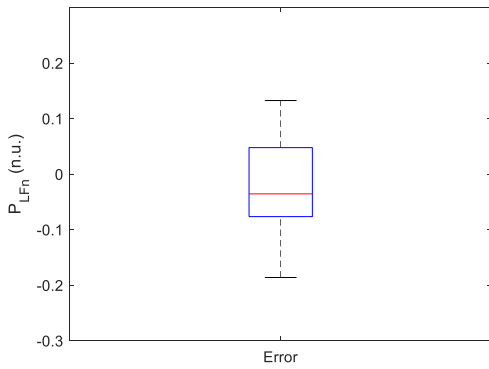


Figura 29. Error en parámetro P_{LFn}

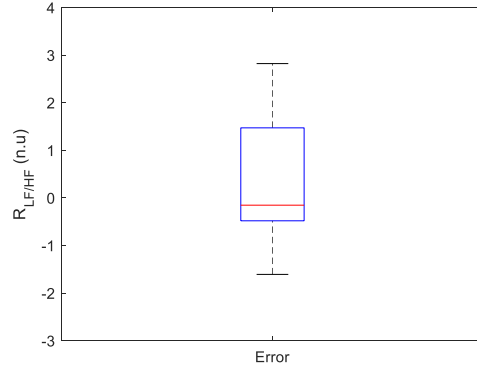


Figura 30. Error en parámetro $R_{LF/HF}$

Con el mismo formato que en el estado basal, se muestran los errores para en el estado de estrés: la Figura 31 expone los errores en los parámetros temporales y la Figura 32, Figura 33, Figura 34 y Figura 35 muestran los parámetros frecuenciales ya mencionados.

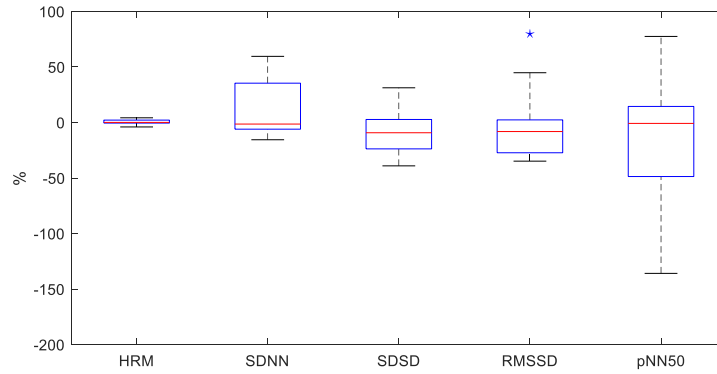


Figura 31. Error en parámetros temporales en situación de estrés.

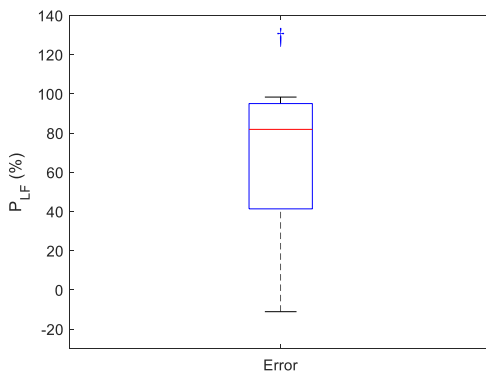


Figura 32. Error en parámetro P_{LF}

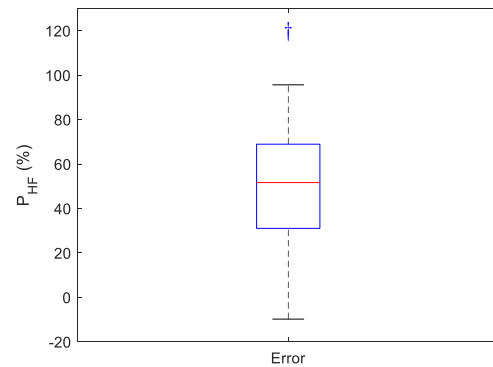


Figura 33. Error en parámetro P_{HF}

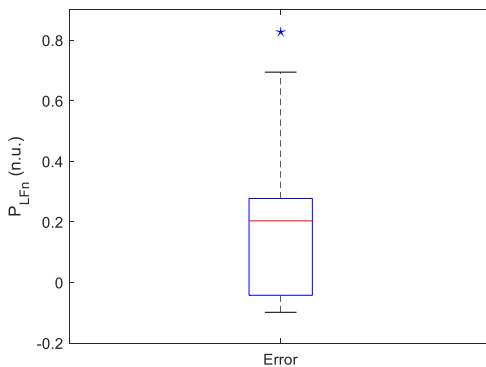


Figura 34. Error en parámetro P_{LF_n}

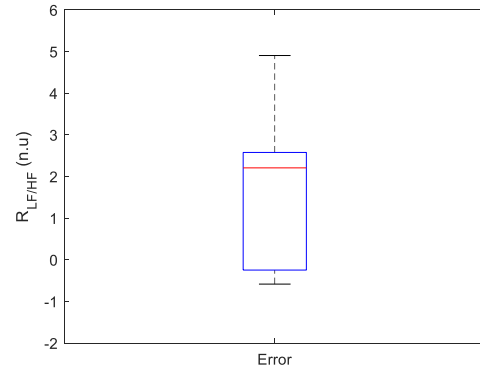


Figura 35. Error en parámetro $R_{LF/HF}$

La Figura 31 muestra un incremento en los errores respecto del estado basal, -1,3 % en SDNN, -9,2 % en SDD y -8,11 % en RMSSD. Por el contrario, parece haber una mejora en el PNN50 con un -0.78 % de error. Para los parámetros temporales también se observa un incremento en el error dando un 81,9 % en el P_{LF} , un 51,6 % en P_{HF} , un 0.2 u.n. en el P_{LF_n} y un 2,2 u.n. en el $R_{LF/HF}$.

4.3.2 Validación del Polar OH1 para identificar estado SNA

Por último, para la validación del sensor Polar OH1 como dispositivo para identificar estados de estrés, se estudian las diferencias entre el estado de estrés y el estado basal en cada uno de los dispositivos. En las siguientes gráficas se comprueba si existen

diferencias significativas entre estos dos estados en los parámetros de estudio y se comparan con las diferencias que identifica el Nautilus.

En la Figura 36 se muestran los resultados numéricos obtenidos en los parámetros temporales en la señal ECG del dispositivo Nautilus, por un lado, en estado basal (rojo) y por otro, en estado de estrés (azul). También la Figura 37, la Figura 38, la Figura 39 y la Figura 40 muestran los resultados obtenidos, en este mismo dispositivo, para los parámetros frecuenciales.

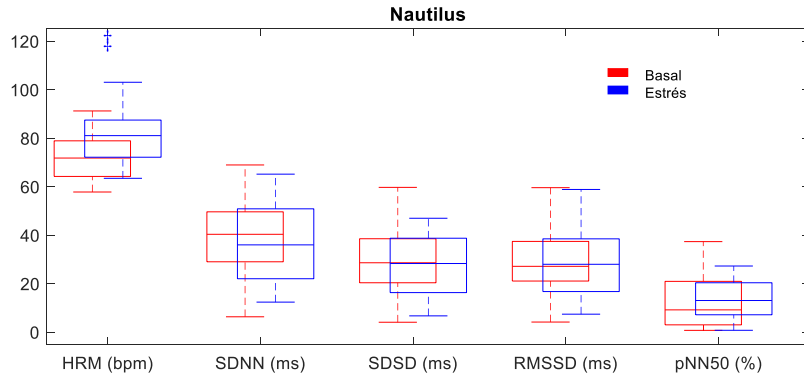


Figura 36. Comparativa entre estados de los parámetros temporales en la ECG del Nautilus.

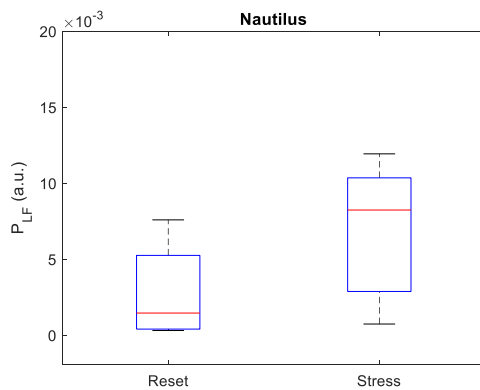


Figura 37. Comparativa entre estados del P_{LF} en el ECG del Nautilus.

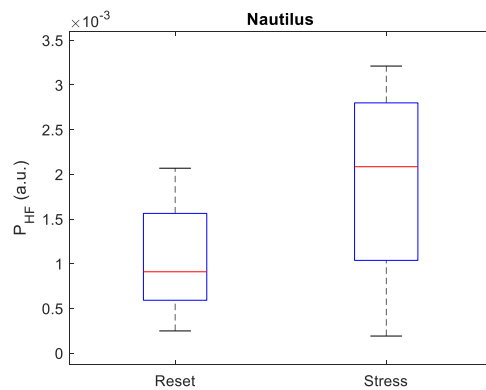


Figura 38. Comparativa entre estados del P_{HF} en el ECG del Nautilus.

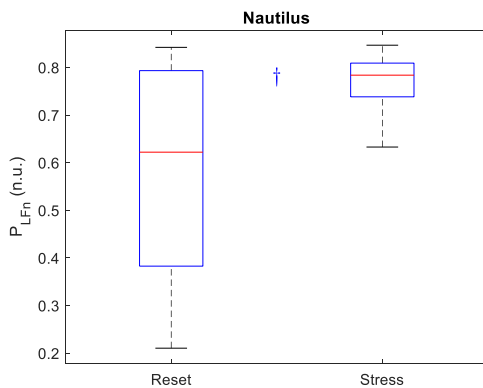


Figura 39 Comparativa entre estados del P_{LF_n} en el ECG del Nautilus.

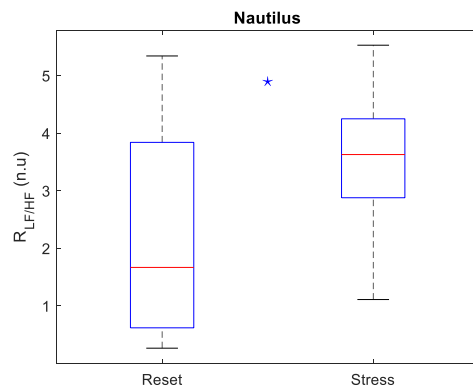


Figura 40. Comparativa entre estados del $R_{LF/HF}$ en el ECG del Nautilus.

De igual forma que las anteriores, se pueden observar los resultados obtenidos en el dispositivo Polar OH1; en la Figura 41 resultado de los parámetros temporales, y la Figura 42, la Figura 43, la Figura 44 y la Figura 45 los resultados frecuenciales.

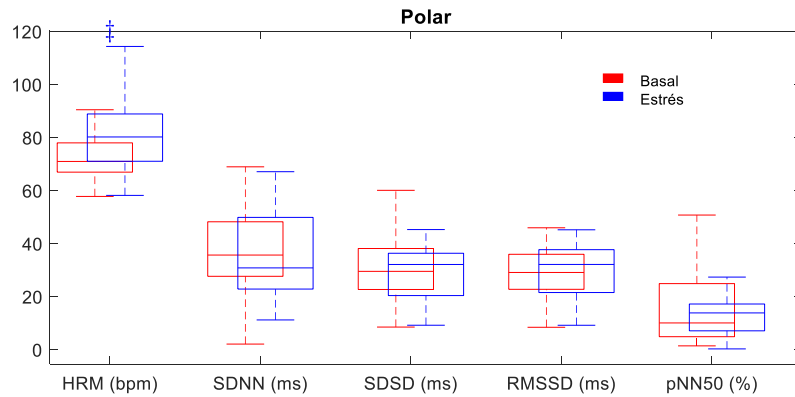


Figura 41. Comparativa entre estados de los parámetros temporales para la PPG del Polar.

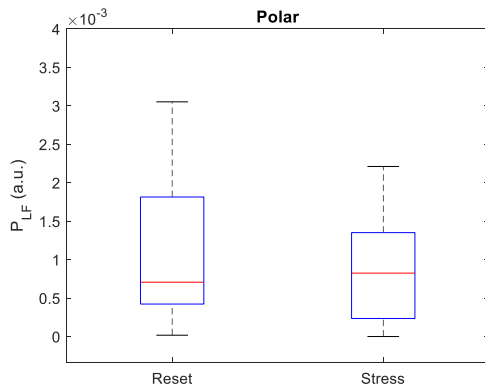


Figura 42. Comparativa entre estados del P_{LF} para la PPG del Polar.

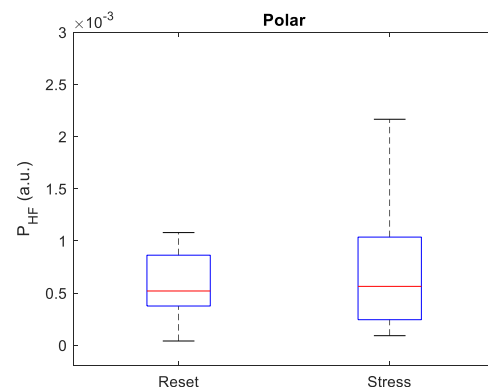


Figura 43. Comparativa entre estados del P_{HF} para la PPG del Polar.

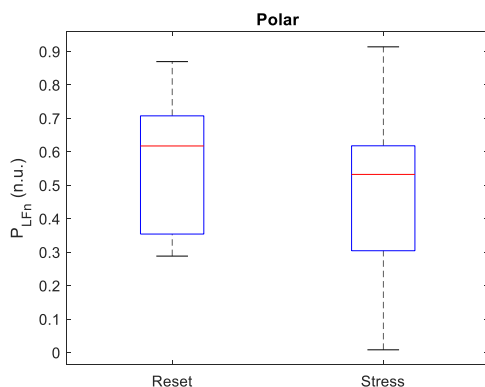


Figura 44. Comparativa entre estados del P_{LFn} para la PPG del Polar.

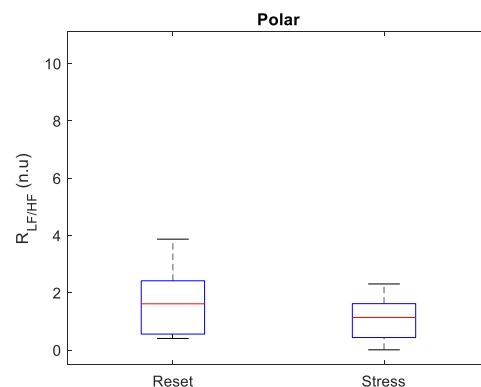


Figura 45. Comparativa entre estados del $R_{LF/HF}$ para la PPG del Polar.

La Figura 36 muestra que en el dispositivo Nautilus hay diferencias significativas entre estado de estrés y basal tanto en la frecuencia cardíaca, como en los parámetros frecuenciales. Sobre todo, en el P_{LF} y $R_{LF/HF}$. En cambio, en el dispositivo Polar OH1 sólo se ve esta diferencia significativa en el HRM, como muestra la Figura 41.

4.4 Discusión

El objetivo final de este trabajo es la validación del dispositivo Polar OH1 para la identificación de estados de estrés en base al estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, que nos proporciona información sobre la respuesta del sistema nervioso autónomo. Para ello se compara la señal PPG del Polar OH1, con una frecuencia de muestreo de unos 135 Hz, con la señal ECG del dispositivo Nautilus, muestreada a una frecuencia de 2000 Hz. El Nautilus ya ha sido validado anteriormente y utilizado para el estudio de la respuesta del SNA de sujetos expuestos a estrés, actividad física intensa y entornos hiperbáricos variables.

El dispositivo Polar OH1, como ya se ha comentado anteriormente, presenta una frecuencia de muestreo baja, de unos 135 Hz y registra una señal muy ruidosa como se puede ver en la Figura 24. En estudios anteriores se ha comprobado cómo se introduce un error en los parámetros de estudio ante una bajada en la frecuencia de muestreo [2]. Este error que introduce la bajada de la frecuencia de muestro de la señal PPG a 125 Hz, se muestra en la Tabla 10, respecto de una señal ECG registrada a 2000Hz.

Tabla 10. Mediana/rango intercuartilico del error del estudio previo [2] y de nuestro estudio de validación reduciendo la frecuencia de muestreo de la señal PPG a 125 Hz en el estado basal.

	HRM o PRV (%)	SDNN (%)	RMSSD (%)	pNN50 (%)	P _{LF} (%)	P _{HF} (%)	P _{LFn} (u.n.)	R _{LF/HF} (u.n.)
Estudio previo	-0.1/ 0.4	1.2/ 6.3	7.8/ 21.4	3.7/ 89.5	12.3/ 31.4	2.3/ 36.6	0.019/ 0.083	0.24 1.96
Validación OH1 Polar	0.01/ 0.5	1.47/ 12.89	-3.56/ 22.61	-31.56/ 102.50	-3.8/ 47.62	20.01/ 47.4	-0.03/ 0.12	-0.15/ 1.95

Como se puede ver en la Figura 26 y en la Figura 31, el dispositivo Polar OH1 tiene muy bajo error para el HRM de un 0,01% de valor medio en estado basal, valor inferior al obtenido en la posición más desfavorable del estudio previo [2]. Por el contrario, el dispositivo Polar OH1 parece que presenta una significancia en el error para los demás parámetros temporales de estudio. Estos parámetros se muestran en la Tabla 10 y se ve cómo se alejan mucho de los valores de error a 125 Hz en el estudio previo.

De igual modo, los parámetros frecuenciales presentan un error significativo y este es aún mayor en el caso de estrés. Estos errores parecen tener su origen en el ruido de la señal PPG del Polar OH1. Para corregir este error, se ha realizado un filtrado más potente que hace que la señal se suavice demasiado introduciendo un error en la localización del punto fiducial que afecta a los índices de corto plazo como el SDSD, pNN50 y P_{HF}, Figura 25.

Además del cálculo del error entre el Nautilus y el Polar OH1, se ha hecho una comparativa del cálculo de los parámetros de estudio en el estado basal y el estado de estrés para cada dispositivo. Esto permite deducir si el Polar OH1 identifica una posible activación del sistema simpático, que se produce durante los estados de estrés. Tanto en la Figura 36 para el Nautilus como en la Figura 41 para el Polar OH1, se ve cómo ambos detectan la subida de la frecuencia cardiaca en el estado de estrés. En los parámetros frecuenciales se observa una gran diferencia entre los resultados obtenidos en el Nautilus, lo que produce un cambio muy significativo en los parámetros P_{LFn} y R_{LF/HF}, y, por lo tanto, una clara activación del sistema simpático. Sin embargo, con la señal registrada por el Polar OH1 solo se observa una ligera activación en el parámetro P_{LF}, Figura 42.

5 Conclusiones

En este trabajo se ha diseñado y realizado un sistema de registro del dispositivo Polar OH1 para su validación como dispositivo de estudio de la variabilidad cardíaca.

Este trabajo se ha basado parcialmente en la información proporcionada por la marca Polar para la comunicación con sus dispositivos de una manera más especializada que sus usuarios habituales, es decir, extraer la señal PPG y no únicamente el valor de frecuencia cardíaca. El dispositivo Polar OH1 usa el estándar de comunicación BLE, lo que ha facilitado el trabajo de ingeniería inversa para descifrar su funcionamiento interno y protocolo de comunicación, además su información de comunicación es extrapolable a otros dispositivos Polar con la misma funcionalidad BLE.

El sistema de registro desarrollado en este trabajo permite registrar hasta 3 dispositivos Polar simultáneamente, grabando estos registros en una tarjeta microSD. Además, también registra la información de presión y temperatura para su posible correlación futura con la señal PPG de los sensores Polar OH1.

Con el sistema de registro en funcionamiento se procedió a la validación de la señal PPG obtenida por el sensor Polar OH1. Este sensor presenta grandes ventajas por su tamaño, peso y comodidad en la colocación, además de una larga duración de su batería. Por otro lado, todo ello hace que en su diseño se haya buscado una frecuencia de muestreo baja, de unos 135 Hz. Además de esto, se ha comprobado que se produce un elevado ruido que necesita un filtrado excesivo de la señal a la hora de procesarla. Este ruido introduce un error en la localización del punto fiducial de la PPG, que afecta a los índices S_{SDS}, p_{NN50} y P_{HF}, lo que creemos que impide identificar una activación del SNA durante estados de estrés, provocado durante la experimentación. Esto hace que el dispositivo Polar OH1 no sea válido para el estudio de la variabilidad cardíaca.

Destacar que estos resultados se presentarán en el 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC) que se celebrará del 1 al 5 de noviembre en modalidad virtual [21].

El sistema de registro desarrollado ha permitido obtener la señal PPG del dispositivo Polar OH1, lo que no es posible en un uso ordinario y, además, es extrapolable a otros dispositivos Polar con comunicación BLE. El dispositivo concreto utilizado en este trabajo ha demostrado su eficacia en el uso para el que está destinado, pero no es una alternativa para el estudio de la variabilidad cardíaca.

A la vista de los resultados obtenidos, se sugiere seguir realizando trabajos con dispositivos comerciales ya que presentan grandes ventajas y comodidades y pueden tener unas señales más fiables. Para ello se utilizará la nueva placa diseñada y fabricada basada en este trabajo. Así mismo, se sugiere la utilización de dispositivos portátiles como teléfonos (smartphones) o tabletas con los que poder llegar a tener una visualización en tiempo real de la señal.

Bibliografía

- [1] A. Hernando *et al.*, “Autonomic Nervous System Measurement in Hyperbaric Environments Using ECG and PPG Signals,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 23, no. 1, pp. 132–142, 2019, doi: 10.1109/JBHI.2018.2797982.
- [2] M. D. Pelaez-Coca, A. Hernando, J. Lazaro, and E. Gil, “Impact of the PPG sampling rate in the pulse rate variability indices evaluating several fiducial points in different pulse waveforms,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, pp. 1–1, 2021, doi: 10.1109/jbhi.2021.3099208.
- [3] “Derivaciones electrocardiográficas | Homo Medicus.” <http://www.homomedicus.com/cuales-son-las-derivaciones-del-electrocardiograma-y-como-se-colocan/> (accessed Sep. 22, 2021).
- [4] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [5] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, “Wearable photoplethysmographic sensors—past and present,” *Electron.*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, 2014, doi: 10.3390/electronics3020282.
- [6] M. A. Villacís Miño, “Diseño, Implementación Y Optimización De Un Sistema Wearable Móvil Para El Sensado De Presión Sanguínea Continua Basado En Técnicas De Fotoplethysmografía Para El Estudio Del Comportamiento Cardíaco,” *Repositorio.Espe.Edu.Ec*, 2018, [Online]. Available: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/15813/1/T-ESPE-040692.pdf>.
- [7] L. Veloza, C. Jiménez, D. Quiñones, F. Polanía, L. C. Pachón-Valerob, and C. Y. Rodríguez-Triviño, “Cardiología,” vol. 26, no. 4, 2019.
- [8] N. Selvaraj, A. Jaryal, J. Santhosh, K. K. Deepak, and S. Anand, “Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography,” *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 32, no. 6, pp. 479–484, Nov. 2008, doi: 10.1080/03091900701781317.
- [9] K. Townsend, C. Cufí, Akiba, and R. Davidson, *Getting Started with Bluetooth Low Energy*. 2014.
- [10] Bluetooth®, “16-bit UUID Numbers Document,” *Bluetooth*, 2021, [Online]. Available: <https://btprodspecificationrefs.blob.core.windows.net/assigned-values/16-bit UUID Numbers Document.pdf>.
- [11] K. Townsend, “Introduction to Bluetooth Low Energy,” *2014-04-17*, pp. 1–11, 2014, [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy>.
- [12] “Pulsómetros y pulseras de actividad y fitness | Polar España.” <https://www.polar.com/es> (accessed Sep. 11, 2021).
- [13] “Developers | Polar Global.” <https://www.polar.com/developers> (accessed Aug. 23, 2021).
- [14] “Polar Electro · GitHub.” <https://github.com/polarofficial> (accessed Aug. 23, 2021).
- [15] V. Hartmann, H. Liu, F. Chen, Q. Qiu, S. Hughes, and D. Zheng, “Quantitative comparison of photoplethysmographic waveform characteristics: Effect of measurement site,” *Front. Physiol.*, vol. 10, no. MAR, pp. 1–8, 2019, doi: 10.3389/fphys.2019.00198.
- [16] J. M. Wicherts *et al.*, “The Experiment Factory: Standardizing Behavioral

- Experiments,” *Front. Psychol.* / www.frontiersin.org, vol. 1, p. 610, 2016, doi: 10.3389/fpsyg.2016.00610.
- [17] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Inc., 2005.
- [18] J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, “A Wavelet-Based ECG Delineator Evaluation on Standard Databases,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570–581, 2004, doi: 10.1109/TBME.2003.821031.
- [19] J. Mateo and P. Laguna, “Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 334–343, Mar. 2003, doi: 10.1109/TBME.2003.808831.
- [20] E. Gil, J. María Vergara, and P. Laguna, “Detection of decreases in the amplitude fluctuation of pulse photoplethysmography signal as indication of obstructive sleep apnea syndrome in children,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 3, no. 3, pp. 267–277, 2008, doi: 10.1016/j.bspc.2007.12.002.
- [21] M. Sein-Echaluce, M. D. Peláez-Coca, D. Izquierdo, A. Hernando, and M. T. Lozano, “Comparison of classical indices of Pulse / Heart Rate Variability from sensor Polar OH1 and ECG,” p. 2341, 2021.