|  |  |
| --- | --- |
|  | SISTEMEN INGENIERITZA ETA AUTOMATIKA SAILA  DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA |

[UNIVERSIDAD DEL](https://www.ehu.eus/) [PAÍS](https://www.ehu.eus/) [VASCO](https://www.ehu.eus/)

[ESCUELA DE](https://www.ehu.eus/en/web/ingeniaritza-bilbo/hasiera) [INGENIERÍA DE](https://www.ehu.eus/en/web/ingeniaritza-bilbo/hasiera) [BILBAO](https://www.ehu.eus/en/web/ingeniaritza-bilbo/hasiera)

BECAS FUNDACIÓN JESÚS DE GANGOITI BARRERA

**Diseño y desarrollo de un sistema  
de apoyo a la diagnosis e identificación  
de patologías**

*Autor: Supervisor:*

Imanol Ayude Prieto Dr. Eloy Irigoyen Gordo

2 de noviembre de 2022

***AGRADECIMIENTOS***

*Mi más sincero agradecimiento a todas las personas que, de un modo u otro, me han ayudado en este camino, y en especial;*

*A mi familia, que ha sido un apoyo constante y fundamental en toda mi vida, y que, sin su ayuda, no hubiera sido posible desarrollarme, tanto personalmente como formativamente.*

*A mi director, Dr. Eloy Irigoyen Gordo, que, gracias a su apoyo y motivación casi diaria, así como a todo su conocimiento tanto técnico como conocimiento a la hora de gestión del trabajo, este trabajo ha llegado hasta este punto.*

*A todas las instituciones involucradas tanto en mi desarrollo como estudiante/investigador, así como las entidades que han ayudado a la elaboración y puesta en marcha de este proyecto. Pero, en especial, al Grupo de Investigación de Control Inteligente y a la Fundación Jesús Gangoitia Barrera.*

***RESUMEN***

**Resumen**

En este Proyecto Fin de Máster se plantea y resuelve el control …. utilizando un algoritmo de control, una red neuronal y …. El esquema de control propuesto se aplica al problema de …. contribuyendo de esta forma a ….

**Laburpena**

Projektu honetan kontrol ……. planteatzen eta konpentzen da kontrol alogoritmo, sare neuronal eta … erabiltzen. Proposatzen den kontrol eskema aplikatzen da … arazoan, honela laguntzen …

**Summary**

In this project is setted out and resolved the control … using a control algorithm, a neural network and …. The proposed control scheme it is applied in the problem of … helping to ….

**Palabras clave:** Pseudo Tiempo Real, IoT, Bioseñales, ESP32, Python

***INDICE DE CONTENIDOS***

Contenido

[1 Introducción 2](#_Toc120702781)

[1.1 Motivación 2](#_Toc120702782)

[1.2 Antecedentes 3](#_Toc120702783)

[2 Objetivos y alcance 6](#_Toc120702784)

[2.1 Objetivos principales 6](#_Toc120702785)

[2.2 Objetivos parciales 6](#_Toc120702786)

[2.3 Alcance 6](#_Toc120702787)

[2.3.1 Ámbito tecnológico 6](#_Toc120702788)

[2.3.2 Ámbito socio sanitario 7](#_Toc120702789)

[2.4 Estructura 7](#_Toc120702790)

[3 Estado del arte 10](#_Toc120702791)

[3.1 Sistema circulatorio 10](#_Toc120702792)

[3.2 Sistema nervioso 12](#_Toc120702793)

[3.3 Dispositivos anteriores 12](#_Toc120702794)

[4 Dispositivos y tecnologías 14](#_Toc120702795)

[4.1 Dispositivos 14](#_Toc120702796)

[4.1.1 BITlaino 14](#_Toc120702797)

[4.1.2 Arduino 14](#_Toc120702798)

[4.1.3 ESP32 15](#_Toc120702799)

[4.1.4 Raspberry Pi 15](#_Toc120702800)

[5 Resultados y análisis 18](#_Toc120702801)

[5.1 Introducción. 18](#_Toc120702802)

[5.2 Resultados 18](#_Toc120702803)

[5.3 Análisis de los resultados 18](#_Toc120702804)

[6 Conclusiones 20](#_Toc120702805)

[6.1 Conclusiones 20](#_Toc120702806)

[6.2 Acciones futuras 20](#_Toc120702807)

[7 Referencias bibliográficas 22](#_Toc120702808)

[8 ANEXO I: TÍTULO DEL ANEXO 1 25](#_Toc120702809)

***INDICE DE FIGURAS***

[Figura 3.1.- Esquema de circulación sanguínea 10](#_Toc120784594)

[Figura 3.2.- Esquema de la inervación autónoma del corazón 11](#_Toc120784595)

[Figura 3.3.- Diagrama de Wiggers, muestra los eventos durante el periodo cardiaco 11](#_Toc120784596)

[Figura 4.1.- BITlaino (r)evolution Board 14](#_Toc120784597)

[Figura 4.2.- Arduino nano 33 IoT 14](#_Toc120784598)

[Figura 4.3.- *ESP32* 15](#_Toc120784599)

[Figura 4.4.- Raspberry Pi Zero 2W 15](#_Toc120784600)

[Figura 4.5.- Raspberry Pi Model 4B 16](#_Toc120784601)

[Figura 4.6.- Observación de la refracción de la luz en la *Hb* y la *HbO2* 17](#_Toc120784602)

***INDICE DE TABLAS***

[Tabla 4.1.- Especificaciones generales de placas buscadas 16](#_Toc120784605)

*CAPITULO 1*

**INTRODUCCIÓN**

*El título de este capítulo es fijo. Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# Introducción

## Motivación

A día de hoy, que ya han pasado dos años del comienzo de la pandemia de *COVID-19*, la situación sanitaria sigue estando afectada por esta situación. Pero, no solo se ven afectadas los y las sanitarias y otros trabajadores vinculados al sector socio sanitario, sino que también sigue estando afectada la forma en la que los usuarios de estos servicios, en definitiva, pacientes son atendidos, cuidados y curados.

Una de las grandes causas que ha provocado este efecto negativo sobre el sector, a parte, de que se trataba de una enfermedad desconocida, fue también, la falta de recursos, ya no solo humanos (faltaba personal en el sector de la salud) sino que también de material sanitario. Y debido a esta situación, se ha sacado a la palestra la ya obvia necesidad de sistemas que apoyen a la labor sanitaria.

Desde ya hace unos años, la tecnología de *Internet of the Things* se ha desarrollado exponencialmente, esto ha provocado, junto a la mejora de la potencia de los microprocesadores que la creación de dispositivos que ayuden a la diagnosis prolifere. Mediante este tipo de herramientas, se amplía el volumen de gente a la que se puede atender, al mismo tiempo que se ofrece una mejor calidad en esta atención gracias a la información que se ha ido recogiendo gracias a estas herramientas.

Pero fuera de esta situación, que lo único que ha hecho, ha sido visibilizar el estado del sector socio sanitario, existen otros tipos de situaciones en las que la diagnosis de patologías comunes como pueden ser las cardiovasculares, no se ven atendidas. Y según la OMS, este tipo de patologías son las que más muertes causan por encima de todas. Sobre todo, se destaca que un alto porcentaje de estas muertes se dan en países subdesarrollados a causa de infartos.

Pero según diferentes libros y estudios, una parte de estos infartos pueden ser previamente detectados, ya que suelen estar precedidos por eventos ventriculares mediables mediante diferentes sensores.

Todos estos hechos, junto a la motivación del propio becario, y la continuación de la línea de investigación del *Grupo de Investigación en Control Inteligente*, se ha logrado llevar a cabo este proyecto que estará centrado en la elaboración de un dispositivo de adquisición fiable y en tiempo real de diferentes señales biológicas, que caractericen tanto los periodos ventriculares que pueden denotar una cardiopatía futura, como señales que puedan alertar al médico de otro tipo de patologías. El valor de este proyecto, se encontrará en los algoritmos y diseños electrónicos que se elaborarán para la creación de este dispositivo.

## Antecedentes

Como se ha comentado anteriormente, este proyecto se desarrolla en la *Universidad del País vasco*, para ser concreto dentro del *Grupo de Investigación en Control Inteligente*, de la *Escuela de Ingeniería de Bilbao*. Este grupo de investigación, pertenece al departamento de *Ingería de Sistemas y Automatización* en el cual se busca dar soluciones a problemas complejos mediante la aplicación de sistemas de computación inteligente. El director de este proyecto es el Dr. Eloy Irigoyen Gordo, el cual tiene ya una gran experiencia en la dirección de proyectos centrados tanto en la computación inteligente como de toma correcta de señales para el correcto funcionamiento y diseño de estos. Este proyecto, se encuentra dentro del campo de la bio-ingeniería, en el cual este grupo de investigación lleva varios años centrado. Dentro de los proyectos, tesis etc. elaborados en el grupo, la que más destaca, es la elaborada por la *Dr. Raquel Martínez Rodríguez* con el título, *“*[*Diseño de un sistema de detección y clasificación de cambios emocionales basado en el análisis fisiológicas no invasivas*](https://addi.ehu.es/bitstream/handle/10810/18804/TESIS_MARTINEZ_RODRIGUEZ_RAQUEL.pdf?sequence=1&isAllowed=y)*”*[1] en la cual se estudiaba desde el año 2006 como se podía gestionar de las señales fisiológicas para detectar alteraciones emocionales que pueda sufrir el paciente, así como poder clasificar esos estados de ánimos para que después puedan ser usados para conocer el estado emocional de cara por ejemplo, a hacer una intervención quirúrgica. Continuando la línea de investigación abierta por la *Dr. Raquel Martínez Rodríguez*, el *Dr. Unai Zalabarria Pena* realizo su tesis cuyo título es *“*[*Identificación del nivel de estrés y relajación en personas basadas en el estudio y procesamiento avanzado de señales fisiológicas relacionadas con la actividad del sistema nervioso autónomo*](https://addi.ehu.es/handle/10810/50668)*”* [2], con la que se dio otro paso más en la línea de investigación implementando técnicas de inteligencia artificial, así como procesamientos avanzados sobre las señales fisiológicas.

Esta tesis supuso en el grupo la apertura de nuevas líneas de investigación para la obtención, procesado y detección de patologías cardiovasculares. Y centrándose en el procesado para la detección de estas, de nuevo, el *Dr. Unai Zalabarria Pena*, publicó en la revista llamada *Applied Mathematics and Computation* en artículo de nombre *“*[*Online robust R-peaks detection in noisy electrocardiograms using a novel iterative smart processing algorithm*](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0096300319308318?via%3Dihub)*”*[3] que ayudó a iniciar en *GICI* el estudio e investigación para la extracción robusta y segura de patrones en las señales fisiológicas a partir de señales que partan del sistema cardiovascular, como puede ser el electrocardiograma.

Estas señales que derivan del sistema cardiovascular fueron posteriormente estudiadas junto a otras señales como puede ser la sudoración o la respiración para así poder lograr mediante algoritmos inteligentes los parámetros de estas señales fisiológicas, con el fin de que pudieran ser procesados en un dispositivo de bajo costo. Esta investigación finalmente derivo en la publicación del artículo “[*A low-cost portable solution for stress and relaxation estimation based on a real-time fuzzy algorithm*](https://ieeexplore.ieee.org/document/9069202)*”* [4] en la revista *IEEE Access*.

El siguiente paso que se dio en la línea de investigación fue de nuevo un estudio encabezado por el *Dr. Unai Zalabarria*, junto a varios investigadores pertenecientes al grupo de investigación GICI y a al Instituto de Tecnologías Biomédicas de la universidad de Tecnológica de Auckland, Nueva Zelanda. En este desarrollo se buscaba la avalación de las técnicas desarrolladas en el trabajo anterior, además de realizar un profundo análisis de la vinculación entre la señal pletismográfica y diferentes patologías cardiovasculares. Finalmente, en el año 2020 se publicó un nuevo artículo en la prestigiosa revista *Computer Methods and Programs in Biomedicine* bajo el título “[*Diagnosis of atrial fibrillation based on arterial pulse wave foot print detection using artifical neural network*](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260720315145?via%3Dihub)*”* [5]. En el cual se presentaba la validación de las técnicas inteligentes para la predicción de eventos anómalos o patologías cardiovasculares mediante el correcto procesamiento de los parámetros físicos extraídos de señales como, el ritmo cardiaco o de la presión arterial.

Y siguiendo estos pasos ya dados en la línea de investigación, el trabajo que se ha desarrollado en esta beca, nace del interés del beneficiario por la correcta obtención de las señales fisiológicas, para así ofrecer un valor casi infinito de datos para poder seguir desarrollando los algoritmos y técnicas inteligentes de computación para la detección de patologías. Además, se quiere implementar esta adquisición de datos en un dispositivo portable y de bajo costo, pero sin perder en ningún momento la seguridad que es necesaria para trabajar con estas señales.

Como se ha comentado en cada uno de los trabajos, tesis o artículo, las señales fisiológicas más usadas para la detección de estas patologías, son la señal de pulso, oxigenación de sangre, y respuesta galvánica de la piel. Por lo que, en este trabajo se quiere que la toma de todas estas señales sean recogidas en los periodos adecuados para la recogida correcta de cada una de las señales, así como que todas ellas sean en tiempo real.

*CAPITULO 2*

**OBJETIVOS Y ALCANCE**

*El título de este capítulo es fijo. Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# Objetivos y alcance

## Objetivos principales

El principal objetivo de este trabajo se centra en la creación de un dispositivo de bajo costo, que sea capaz de recoger diferentes señales fisiológicas en tiempo real, o al menos, garantizando plazos. Las señales que se quieren adquirir deberán ser de la manera menos invasiva posible, para que así, el paciente no se vea afectado y las medidas recogidas sean lo más reales posible. Además, se quiere hacer que el dispositivo aparte de ser de bajo costo, se quiere también que sea lo más portable posible, ya sea mediante una pulsera, o mediante una petaca en el cinto.

Este planteamiento, hace que el sistema pueda ser usado tanto en el sector sanitario (hospitales, residencias) como para uso doméstico. De este modo, se pretende poder hacer una evaluación efectiva de mayor número de gente, usando un menor número de recursos. O simplemente, creando un archivo de datos sobre las señales fisiológicas del paciente, para que después en un menor tiempo puedan ser leídas, y mostradas a el médico interesado para así poder hacer diagnosticar si existen una patología.

Dado que el proyecto que se va a llevar a cabo, trata de obtener y manipular datos personales altamente confidenciales, ya que pueden servir para la identificación del usuario, el trabajo se atendrá a los principios éticos que se pidan en él.

## Objetivos parciales

Para lograr los objetivos principales en este trabajo, se han definido los siguientes objetivos parciales:

* Búsqueda bibliográfica y estudio en profundidad del estado del arte. En este se estudiará la fisionomía humana para así poder relacionar que señales fisiológicas son necesarias para la detección de patologías
* Desarrollo de algoritmos para la lectura de las señales fisiológicas en tiempo-real.
* Creación y configuración de un servidor para el correcto almacenamiento de las señales fisiológicas.
* Comunicación segura entre el dispositivo de adquisición de datos y el servidor.
* Testeo del prototipo final mediante la ejecución de este en condiciones de funcionamiento reales.

## Alcance

Debido a que el trabajo que se va a desarrollar por parte del beneficiario trata de aplicar una solución tecnológica a un problema sanitario como puede ser la identificación anticipada o en tiempo real de una posible patología en el sistema cardiovascular, el proyecto supone un tema de gran interés en ambos ámbitos.

### Ámbito tecnológico

* El desarrollo de una solución avanzada para la recogida autónoma de señales fisiológicas fiables en cuanto a cumplimento de plazo supondría un hito interesante en este ámbito, ya que, mediante este dispositivo, se podrá abastecer a diferentes sistemas de clasificación de patologías cardiovasculares de información suficiente para el entrenamiento y validación de ellos.
* El uso de una programación en Pseudo tiempo real a la hora de programar el microcontrolador Tensilica Xtensa LX6 presente en la placa ESP32 para la obtención de tres señales simultáneamente. Que supone ser de los primeros sistemas en implementar este tipo de programación para el ámbito socio-sanitario en placas de bajo-costo.
* Creación e implementación de una biblioteca con tareas periódicas basadas en tiempo real para el lenguaje de programación *Python*, desplegable en varios sistemas como puede ser la *Raspberry Pi 4B+*. Con la que se podría usar unos dispositivos de mejores especificaciones para la continua mejora del dispositivo.

### Ámbito socio sanitario

* Diseño de un dispositivo portátil para la obtención de datos para la identificación de patologías cardiovasculares y estados de ánimo, lo que supone mejorar la calidad de vida de los usuarios, ya que mediante este se podrá detectar de forma preventiva estos estados o patologías.
* El dispositivo no solo podrá ser usado por un usuario en específico, si no que este podría dar lugar a una implementación en el ámbito sanitario, ya sea en una planta de hospital o en las residencias. Lo que ayudaría a lograr una diagnosis precisa de una forma más rápida.

## Estructura

A continuación, se presenta la estructura del proyecto, explicando de forma general el contenido que se expondrá en cada uno de los apartados.

El capítulo 3 es el estado del arte, en este se lleva a cabo un estudio y descripción general de las modalidades entre las que cabalga este proyecto, el sistema cardiovascular, sistema nervioso y la programación en pseudo tiempo real.

En el capítulo 4 se explica paso a paso los caminos en plataformas y lenguajes de programación diferente que se han trabajado. Por un lado, *Python* en la *Raspberry*, y por otro lado *C* compilado en *Arduino IDE* en la *ESP32*. En cada uno de ellos se expondrá tanto el montaje como la programación usada para la validación del dispositivo.

El capítulo 5 estará compuesto por la creación y configuración de la base de datos o servidor para poder llevar a cabo comunicaciones seguras mediante el protocolo *SSL*. Además, se expondrá el proceso seguido para que la comunicación entre el servidor y los dispositivos se haga correctamente.

En el penúltimo capítulo, el 6, se mostrarán los resultados obtenidos en cada una de las fases de desarrollo de los dispositivos.

Y finalmente, en el capítulo 7 se discuten las conclusiones alcanzadas en torno a los resultados obtenidos en el capítulo anterior. También se incluirá las líneas futuras que este proyecto ha abierto y las que se podría trabajar considerando el gran potencial que podrían tener estas futuras contribuciones.

*CAPITULO 3*

**ESTADO DEL ARTE**

*El título de este capítulo puede cambiar en función de la tipología del PFM (Estudio Técnico, Estudio Científico, Proyecto, Metodología,…). Se ofrecen unos cuantos ejemplos para el título: “ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS”, ANÁLISIS DE ALTERNATIVAS”….*

*Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# Estado del arte

Como ya se comentó en el capítulo 1.1, la situación sanitaria a día de hoy no es de las mejores, debido a la pandemia, y sus efectos que se siguen observando actualmente. Pero si se habla de otras enfermedades que tiene una gran mortalidad, son las concernientes al sistema cardiovascular, que generalmente comienzan con cardiopatías.

Desde el año 2020, se estima que al menos el 50% de la población mayor de 60 años tiene una cardiopatía. De estas, el 3% de ellas podrían sufrir un ataque al corazón que resulte con la muerte prematura de la persona [6]. Este valor puede parecer muy bajo, pero teniendo en cuenta que la población mundial actual es de 8.000 millones de personas, aunque sea un porcentaje bajo, el número de personas que podrían fallecer debido a este tipo de cardiopatías es muy grande.

Para conocer cómo se puede detectar este tipo de cardiopatías, en primer lugar, es necesario conocer de una forma más general el funcionamiento del sistema circulatorio, a veces también denominado como sistema cardiovascular, ya que es en este dónde se forman las cardiopatías.

El sistema circulatorio es esencial para la vida. Es el encargado de transportar oxígeno y nutrientes a todas las células y órganos, mediante el torrente sanguíneo. Debido a este transporte de los nutrientes, el sistema es capaz de combatir las enfermedades y mantener la homeostasis. Está formado por el corazón, que se trata de un músculo cardiaco que tiene varias diferencias con los músculos esqueléticos, y por un sistema de vasos sanguíneos cerrados llamados, venas, arterias y capilares. Las venas son las encargadas de transportar la sangre ya oxigenada por todo el cuerpo, a diferencia de las arterias, las cuales trasportan la sangre desoxigenada del cuerpo de nuevo al corazón para su reoxigenación. El corazón proporciona un flujo constante de sangre repleta de oxigenación, la cual pasa inicialmente por los pulmones (Para abastecerse de oxigeno) y después por todo el cuerpo, como se puede observar en la Figura 3.1[7].

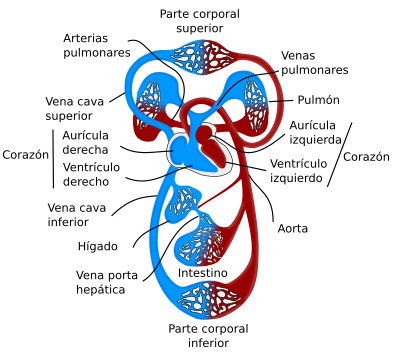


Figura ..- Esquema de circulación sanguínea

**Fuente:** https://mmegias.webs.uvigo.es/2-organos-a/guiada\_o\_a\_05cardiovascular.php

## Sistema circulatorio

El sistema cardiovascular tiene un papel vital en el correcto matneimiento de la homeostasis, la cual depende directamente del flujo continuo de sangre a traves de la red de miles del kelimetros de capilares que componen todo cuepro humano [8]. Existen un gran numero de mecanismo para autorregular al sistema cardio vascular, pero están todos asociados al sistema nervioso autónomo y al sistema endocrino, el cual gestiona toda la creación y distribución de hormonas [7].

Además, el sistema circulatorio se encuentra bajo el control del sistema nervioso el cual está compuesto por dos ramas diferenes, la rama simpática, y la rama parasimpáica [7]. Estas son las encargadas de controlar el periodo cardíaco, la dilatación de los vasos sanguineos y la fuerza de contracción y constricción del propio corazón [8].

El sistema nervioso parasimpático es el encargado de la reducción del pulso cardiaco mediante la segregación de *Acetilcloina*, y el sistema nervioso simpático es el encargado del incremento de la frecuencia cardiaco mediante la segregación de *Norepinefrina*. A todo este proceso de excitación y relajación del pulsoc cardiaco se le llama *inervación* del corazón el cual se muestra en la Figura 3.2.

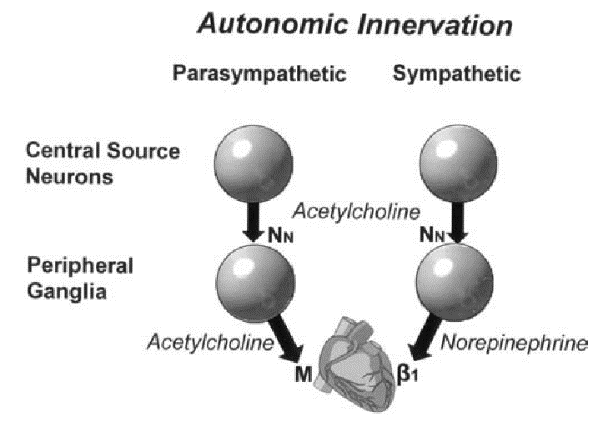


Figura ..- Esquema de la inervación autónoma del corazón

**Fuente:** Handbook of Psychophysiology [7]

Para evaluar el estado del sistema cardiaco se utiloizan una gran cantidad de medidas, como pueden ser, el periodo cardiaco, el fujo sanguineo, la resistencias vascular y el gasto cardiaco [7]. Uno de los más utilizados y que es conocido por la mayoria del mundo, es el periodo caridaco, medinate el cual se puede estimar no solo el comportamineto del sistema cardiaco, si no que también se puede estimar la actividad del sistema nervioso simpático y parasimpático.

El periodo cardíaco se define como el funcionamiento del corazón entre un latidó y el siguiente. Este proceso consta de dos periodos diferentes:

* ***Diástole:*** cuando el corazón se llena de sangre.
* ***Sístole:*** cuando el corazón se vacía de sangre debido al bombeo de ella.

En la se muestra una gráfica en el cual se representa el diagrama de *Wiggers*, que muestra la presión que hace un corazón sano en la Sístole y en la Diástole.

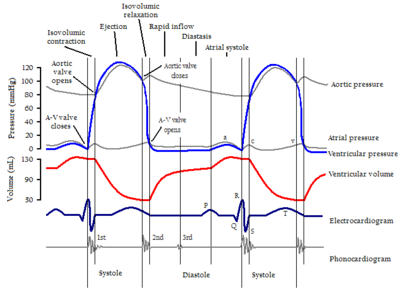


Figura ..- Diagrama de Wiggers, muestra los eventos durante el periodo cardiaco

**Fuente:** https://www.aastweb.org/blog/join-us-at-the-aast-fall-course-for-jon-atkinsons-talk-on-cardiac-events

## Sistema nervioso

Como se acaba de comentar, el sistema nervioso también actúa en el sistema cardiovascular abasteciendo de diferentes sustancias químicas para provocar que el corazón palpite a diferentes frecuencias dependiendo de la situación. Pero este sistema, no solo actúa sobre este sistema, si no que actúa sobre todos los sistemas del cuerpo humano, por lo que existen gran variedad de señales biológicas para la detección del funcionamiento de este.

Uno de los más fáciles de medir y menos invasivo, es la *actividad electro dermal*, ya que es completamente instintiva y generalmente no puede ser manipulable. Esta actividad se presenta en el cuerpo humano como alteración de la humedad de la dermis, ya sea porque se comienza a sudar en una situación comprometida, o se deja de hacerlo por estar relajado [7].

## Dispositivos anteriores

Con todo esto, existen gran variedad de dispositivos que son capaces de medir señales de los sistemas cardiovascular y nervioso para así poder observar su estado. Estos dispositivos se pueden agrupar en dos ramas diferentes, por un lado, los sistemas profesionales y, por otro lado, los sistemas portables. Esta última rama de dispositivos, se centran en la detección precoz de las cardiopatías, y su característica principal, es que son portables, y pueden ser transportados con facilidad. Para dar esa portabilidad al dispositivo generalmente, se suele pensar en colocarlos en la muñeca como si fuera una pulsera [9], o incluso en una camiseta que el usuario pueda quitar y ponerse cada vez que quiera hace uso del dispositivo [10].

Pero este tipo de dispositivos al estar en desarrollo o ser de grandes empresas tecnológicas tiene sus aspectos positivos, y sus aspectos negativos, entre los que se encuentra el alto precio que suelen costar los dispositivos de mayor calidad para la detección de estas señales fisiológicas. Ya que para poder obtener una medida de calidad es necesario tener en cuenta aspectos como las no-idealidades de las señales por ejemplo del *SPO2* [11] y la del *Pulsioximetro* [12]. La seguridad con la que estos gestionan los datos que se van recogiendo periódicamente [13]. O la calidad de la toma de datos, en cuestión de tiempo-real [14].

Pero este proyecto se quiere centrar en el desarrollo preliminar de un dispositivo que mejore estos aspectos negativos y explorar otras tecnologías. Como por ejemplo utilizar la comunicación vía WIFI, en vez de la comúnmente usada Bluetooth (como se hace en [13]). De esta forma se puede introducir mayor seguridad introduciendo certificados y restricciones de IP como se comenta en [15]. Además se quiere implementar circuitos propios para el acondicionamiento de señal como se hace en [16], en vez de usar el sensor comercial AD8232 como se hace en la mayoría de dispositivos [17].

Y siguiendo la estructura de bloques que suele ser usada [18], y el posicionamiento habitual de los sensores como se hacen en [9], trabajar en un sistema garantista de plazos, logrando que funcione en Pseudo Tiempo Real usando *MultiThreading* o *FreeRTOS* como se hace en otro tipo de dispositivos[19], [20].

Todo esto quiere ser implementado en otro tipo de tarjetas como puede ser una *Raspberry PI*, que se trata de un ordenador en miniatura con una gran potencia de cálculo, o una *ESP32*, que está más centrada en la toma de datos de una forma más rápida y constante.

*CAPITULO 4*

**Dispositivos y tecnologías**

# Dispositivos y tecnologías

En este apartado se resumirán las tecnologías y dispositivos disponibles para la adquisición de señales fisiológicas. Los dispositivos serán placas que tengan la posibilidad de comunicarse con otros dispositivos sin ningún tipo de cable (*WiFi*, *Bluetooth* ...)

## Dispositivos

Existen gran variedad de dispositivos que pueden ser usados para la adquisición de señales fisiológicas, desde placas dedicadas para la adquisición de este tipo de señales. Tras hacer un estudio de los posibles dispositivos que podían ser usados en este proyecto, se obtuvo una lista de cuatro dispositivos de marcas diferentes.

### BITlaino

La primera de las placas encontradas, es la *BITlaino (r)evolution Board* (Figura 4.1), que es usada en diferentes proyectos [21], [22]. Esta placa está dedicadas y diseñadas para la única función de adquirir señales fisiológicas, lo que hace que la capacidad de comunicación con una *Base de Datos* o con algún dispositivo externo se haga solamente por medio de *Bluetooth*, lo que limita en gran medida su uso, por la inseguridad de esa vía. Además si se observa la Tabla 4.1 destaca frente a otros dispositivos en su tamaño, peso y precio, y su único núcleo en el procesador. Debido a este motivo, la capacidad de hacer que el sistema sea garantista de plazo es menor, ya que no se podrá independizar las tareas en diferentes núcleos. Por todo ello, el uso de este dispositivo para el proyecto fue descartado.

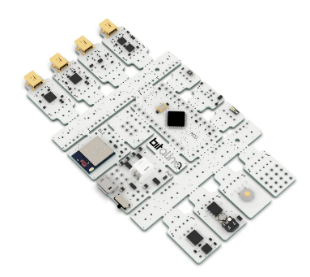


Figura 4.1.- BITlaino (r)evolution Board

**Fuente:** https://www.pluxbiosignals.com/collections/teaching-kits/products/bitalino-revolution-board-kit-ble-bt

### Arduino

A continuación, se observó que el fabricante más usado para crear dispositivos de adquisición de datos de todo tipo era los de *Arduino* [23], [24]. Observando el catálogo de esta compañía de llegó a la conclusión de que la placa que más podía concordar con el proyecto que se tenía en mente, era la *Arduino nano 33 IoT* (Figura 4.2), la cual destaca por su tamaño y peso muy reducidos. Además se tiene la vía de comunicación *WiFi* (como se recoge en la Tabla 4.1), para poder comunicarse con dispositivos externos, y entradas tanto analógicas, para la recogida de señales como el *EDA* (Actividad Electrodérmica) y el *ECG*, como entradas y salida digitales, para recoger la señal del pulsioximetro.

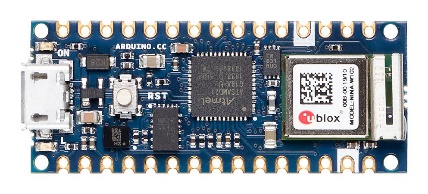


Figura ..- Arduino nano 33 IoT

**Fuente:** https://docs.arduino.cc/hardware/nano-33-iot

Pero como sucedía en el dispositivo de *BITalino*, la especificación limitante del dispositivo es el procesador. Ya que, de nuevo, se trata de un procesador mono-núcleo, lo que como se ha comentado anteriormente, hace imposible que el dispositivo final sea garantista de plazos con las tres tareas de adquisición de datos y de comunicación. Por lo que se llegó a la conclusión de nuevo, de que esta placa no podía ser usada para el proyecto que se quería llevar a cabo.

### ESP32

Continuando con la labor de investigación, se observó que en la línea de las placas de *Arduino*, la empresa *Espressif* había creado una placa de tamaño, peso y precio reducido para proyectos de dispositivos de recogida y gestión de datos, *ESP32* (Figura 4.3). Además de que en el ámbito de investigación estaba siendo usada en diferentes proyectos también [25], [26], pero en este caso, no en el campo de la recogida de señales fisiológicas.



Figura ..- *ESP32*

**Fuente:** https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32

Como se puede apreciar en la Tabla 4.1, el dispositivo es capaz de comunicarse con otros dispositivos vía *WiFi* y  *Bluetooth*, lo que como se ha comentado anteriormente permite la comunicación segura que se quería crear en el dispositivo final. Además, observando las características del procesador, que fueron las responsables de descartes de placas anteriores, en este caso, se aprecia que este procesador está compuesto por dos núcleos (*DualCore*) independientemente programables. Con lo que se podría ejecutar las tareas de comunicación y adquisición de datos en núcleos diferentes para lograr que el dispositivo fuese garantista de plazos. Por todo esto, esta placa, fue una de las elegidas para la elaboración del dispositivo final.

### Raspberry Pi

Finalmente se observó que existían ciertas investigaciones dónde la labor de adquisición de datos con un periodo alto se hacía con los famosos ordenadores en miniatura del fabricante *Raspberry Pi*. En este caso, no se trata de una placa, que su único objetivo es recoger y comunicar los datos, si no que estos, al ser ordenadores completos, si se lograba que el sistema fuese garantista de plazo, se podían implementar otros elementos, como pantallas, altavoces …

El ordenador de este fabricante que más encajaba en este proyecto era la *Raspberry Pi Zero 2W* (Figura 4.4) atendiendo a las características mostradas en la Tabla 4.1. Dónde destacaba no solo el tamaño, peso y precio, para las opciones que ofrecía. Además de que cumplía, las restricciones tanto de vías de comunicación (*WiFi* y *Bluetooth*), como de número de núcleos en el procesador. La gran duda que quedaba por resolver era sí era posible que un micro-ordenador fuera garantista de plazos en la recogida de datos. Por lo que este dispositivo fue también seleccionado para resolver esta cuestión, y ver si se podía desarrollar el proyecto con este ordenador.

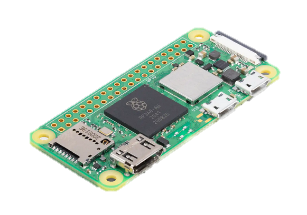


Figura ..- Raspberry Pi Zero 2W

Pero, debido al estado actual del mercado de componentes electrónicos lograr un dispositivo de este modelo era completamente imposible (debido al alza de los precios y los grandes tiempos de envío), se decidió aprovechar material del que ya se disponía, un ordenador en miniatura de este mismo fabricante *Raspberry Pi Model 4B* (). Este modelo de ordenador tenía como gran diferencia respecto al seleccionado, el tamaño, peso y precio, que eran superiores. Pero en cuanto a especificaciones del procesador y vías de comunicaciones eran muy similares.

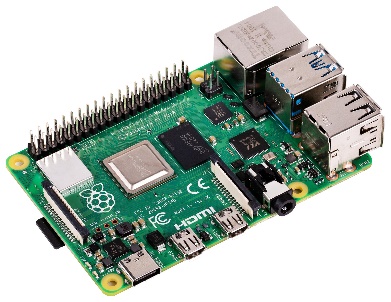
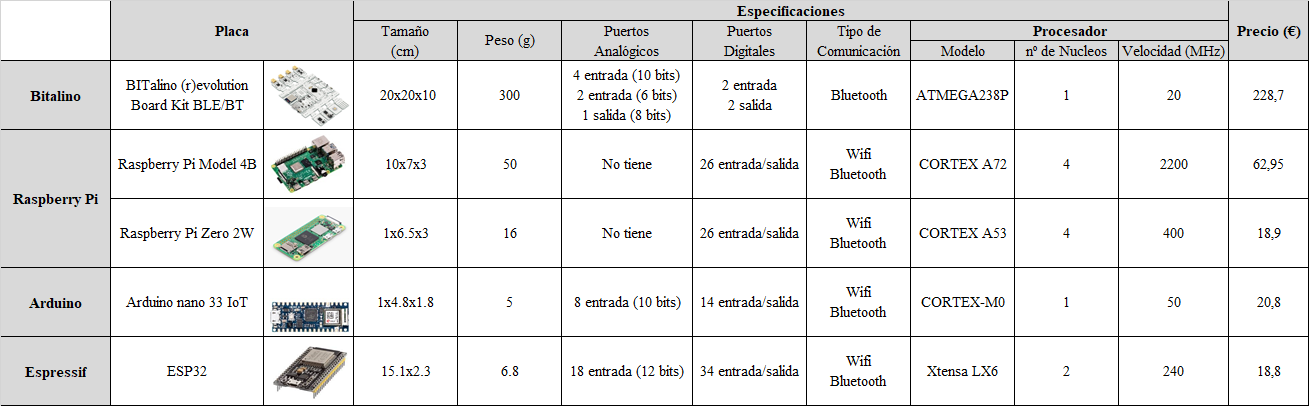


Figura ..- Raspberry Pi Model 4B

Por lo que se decidió trabajar en este ordenador y una vez se tuviera una respuesta a la incógnita de si este dispositivo era capaz de garantizar los plazos en la adquisición de datos, migrar todos los programas y configuraciones a la placa originalmente seleccionada (*Raspberry Pi Zero 2W*).

Tabla ..- Especificaciones generales de placas buscadas



## Tecnologías

En este segundo apartado, se resumirán los sensores y tecnologías que son comúnmente usados para la adquisición de las señales fisiológicas de *Pulso/SPO2*, *EDA* o *GSR* y por último el *ECG*.

### Pulso y SPO2

La tecnología usada en los dispositivos portables para la detección del pulso y del nivel de oxigenación en sangre, es mediante la fotopletismografía. Esta tecnología también está siendo usada para detectar la concentración de hemoglobina [27], así como para el seguimiento de personas con asma [28].

El funcionamiento de esta tecnología es bastante sencillo. Se hace que dos leds, uno rojo y otro infrarrojo iluminen generalmente la tercera falange del dedo de una mano. Dependiendo de la intensidad con la que estas luces se reflejen en el dedo se podrá detectar el valor de pulso y de nivel de oxigenación en sangre.

La situación de los leds es fundamental, ya que en esta última falange del dedo la cantidad de capilares es muy alta, por lo que existe una gran circulación de sangre por ella. La sangre que circula por el cuerpo humano, está compuesta entre otras sustancias, de hemoglobina. Que dependiendo de si el corazón está en *Diástole* o en *Sístole*, la cantidad de hemoglobina (*Hb*) y hemoglobina saturada de oxigeno (*HbO2*) es diferente como se puede observar en la Figura 4.6. Cada una de estas sustancias tiene diferentes índices de refracción frente a las longitudes de onda del color rojo e infrarrojo, por lo que matizando lo escrito anteriormente, la luz reflejada no por el propio dedo, si no, por la hemoglobina que circula por él se detecta tanto el pulso como el nivel de oxigenación en sangre.

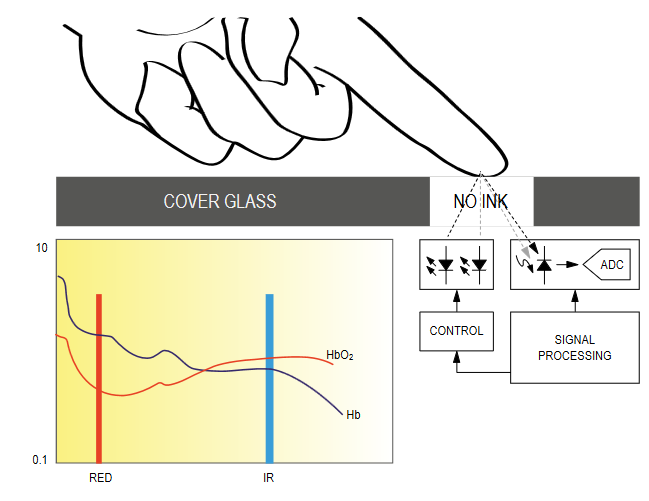


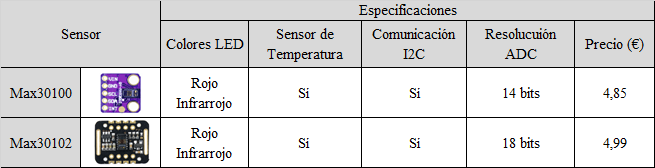
Figura ..- Observación de la refracción de la luz en la *Hb* y la *HbO2*

**Fuente:** https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf

En ambos trabajos comentados anteriormente [27], [28], el sensor usado para la detección de estas dos señales es el *Max30100*. Este sensor incorpora la tecnología de encendido de los LED, recogida de la intensidad de luz que se refleja, así como el paso de esta unidad analógica a una digital (por medio de una *ADC* – *Conversor analógico digital*). La comunicación con la placa del microcontrolador es por medio de la tecnología *I2C*.

Tras indagar en las posibilidades de compra de este componente para que fuese usado en el proyecto, se descubrió la existencia de una versión superior del sensor, el *Max30102*. Este, tenía las mismas especificaciones que su versión anterior, pero el conversor analógico digital tenía una mayor resolución, lo que aportaba al dispositivo final una mayor fiabilidad en la recogida de las señales fisiológicas.

Tabla ..- Comparativa entre Max30100 y Max30102



Atendiendo al estudio comparativo de la Tabla 4.2, se decidió que el sensor que iba a ser usado para el desarrollo del proyecto fuese la versión *Max30102*, ya que ese incremento en la resolución repercutía notablemente en la calidad de la señal recogida. Y el precio de este no incrementaba en gran medida.

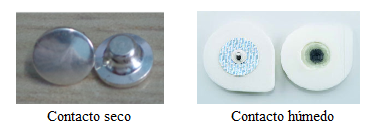
### EDA/GSR

La segunda señal fisiológica que se quiere recoger es la Actividad Electrodérmica (EDA) o también llamada, Respuesta Galvánica de la Piel (GSR). Esta señal, mide la conductividad de la piel del ser humano. Esta conductividad varía constantemente debido a los cambios constantes en el estado de ánimo provocados por situaciones cortas o largas.

Dependiendo de la situación a la que se someta al sujeto, su sistema nervioso provocará una variación en la sudoración de la piel. Este sudor afectará a la conductividad de la piel en consecuencia. Por lo que gracias a esta señal se podrá detectar el cambio en el estado de ánimo observando solo las variaciones en la señal *EDA*.

En la investigación se observó que la recogida de la señale *EDA*, no usaba circuitos integrados de fabricantes en concreto [29], si no que al tratarse de una conductancia la medición de esta es muy sencilla. Solo sería necesario aplicar una tensión en un dedo, y medir la tensión en otro dedo. Para aplicar y medir esas tensiones, se usan los electrodos.

Existen dos tipos genéricos de electrodos, los de contacto húmedo, y los de contacto seco,



*CAPITULO 5*

**RESULTADOS Y ANÁLISIS**

*El título de este capítulo es obligado. Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# Resultados y análisis

## Introducción.

## Resultados

## Análisis de los resultados

En la Fig. 1 se muestra la evolución del par y la velocidad angular del motor frente al tiempo…. Es muy importante la interpretación de los resultados, así que dedicarle unos párrafos a los resultados que se extraen de las gráficas.

No os olvidéis que las figuras deben ser nítidas, incorporando las variables de los ejes de ordenadas y abscisas junto con sus unidades. Los números deben poder leerse.



Figura 1. Título de la figura .

*CAPITULO 6*

**CONCLUSIONES**

*El título de este capítulo es obligado. Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# Conclusiones

## Conclusiones

El trabajo realizado en este proyecto Fin de Máster ha contribuido a ….. Las principales aportaciones y/o conclusiones que se extraen son …

## Acciones futuras

Como acciones futuras o líneas de investigación abiertas e identificadas se proponen las siguientes:

*CAPITULO 7*

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

*El título de este capítulo es obligado. Se recomienda encarecidamente el uso de herramientas de gestión de citas y bibliografía tipo Mendeley o Refworks.*

*Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# Referencias bibliográficas

[1] R. Martinez Rodriguez, «Diseño de un sistema de detección y clasificación de cambios emocionales basado en el análisis de señales fisiológicas no intrusivas», UPV/EHU, 2016. Accedido: nov. 15, 2022. [En línea]. Available: https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=112122&info=resumen&idioma=SPA

[2] U. Zalabarria Pena, «Identification of the stress and relaxation level in people, based on the study and the advanced processing of physiological signals related to the activity of the autonomic nervous system», 2020. Accedido: nov. 15, 2022. [En línea]. Available: http://addi.ehu.es/handle/10810/50668

[3] U. Zalabarria, E. Irigoyen, R. Martinez, y A. Lowe, «Online robust R-peaks detection in noisy electrocardiograms using a novel iterative smart processing algorithm», *Appl Math Comput*, vol. 369, mar. 2020, doi: 10.1016/J.AMC.2019.124839.

[4] U. Zalabarria, E. Irigoyen, R. Martinez, M. Larrea, y A. Salazar-Ramirez, «A Low-Cost, Portable Solution for Stress and Relaxation Estimation Based on a Real-Time Fuzzy Algorithm», *IEEE Access*, vol. 8, pp. 74118-74128, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2988348.

[5] U. Zalabarria, E. Irigoyen, y A. Lowe, «Diagnosis of atrial fibrillation based on arterial pulse wave foot point detection using artificial neural networks», *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 197, p. 105681, dic. 2020, doi: 10.1016/J.CMPB.2020.105681.

[6] M. I. Ahmad, M. J. Singleton, P. D. Bhave, H. Kamel, y E. Z. Soliman, «Atrial cardiopathy and stroke mortality in the general population», doi: 10.1177/1747493019876543.

[7] «Handbook of Psychophysiology», *Handbook of Psychophysiology*, ene. 2007, doi: 10.1017/CBO9780511546396.

[8] B. Medić, «The role of autonomic control in cardiovascular system: Summary of basic principles», *Medicinski podmladak*, vol. 67, n.o 1, pp. 14-18, oct. 2016, doi: 10.5937/MEDPODM1601014M.

[9] Y. Zhang, J. Cui, K. Ma, H. Chen, y J. Zhang, «A wristband device for detecting human pulse and motion based on the Internet of Things», *Measurement (Lond)*, vol. 163, oct. 2020, doi: 10.1016/J.MEASUREMENT.2020.108036.

[10] S. Sakphrom, T. Limpiti, K. Funsian, S. Chandhaket, R. Haiges, y K. Thinsurat, «Intelligent Medical System with Low-Cost Wearable Monitoring Devices to Measure Basic Vital Signals of Admitted Patients», *Micromachines 2021, Vol. 12, Page 918*, vol. 12, n.o 8, p. 918, jul. 2021, doi: 10.3390/MI12080918.

[11] D. Berwal, A. Kuruba, A. M. Shaikh, A. Udupa, y M. S. Baghini, «SpO2Measurement: Non-Idealities and Ways to Improve Estimation Accuracy in Wearable Pulse Oximeters», *IEEE Sens J*, vol. 22, n.o 12, pp. 11653-11664, jun. 2022, doi: 10.1109/JSEN.2022.3170069.

[12] E. Kałamajska, J. Misiurewicz, y J. Weremczuk, «Wearable Pulse Oximeter for Swimming Pool Safety», *Sensors*, vol. 22, n.o 10, may 2022, doi: 10.3390/S22103823.

[13] R. Saha *et al.*, «Internet of Things Framework for Oxygen Saturation Monitoring in COVID-19 Environment», *IEEE Internet Things J*, vol. 9, n.o 5, pp. 3631-3641, mar. 2022, doi: 10.1109/JIOT.2021.3098158.

[14] F. Luna-Perejón, L. Muñoz-Saavedra, J. M. Castellano-Domínguez, y M. Domínguez-Morales, «IoT garment for remote elderly care network», *Biomed Signal Process Control*, vol. 69, p. 102848, ago. 2021, doi: 10.1016/J.BSPC.2021.102848.

[15] G. Arfaoui, X. Bultel, P.-A. Fouque, A. Nedelcu, y C. Onete, «The privacy of the TLS 1.3 protocol», *Proceedings on Privacy Enhancing Technologies*, vol. 2019, n.o 4, pp. 190-210, 2019, doi: 10.2478/popets-2019-0065.

[16] A. Karimlou y M. Yavari, «A Low-Power Delta-Modulation-Based ADC for Wearable Electrocardiogram Sensors», *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, vol. 69, n.o 9, 2022, Accedido: nov. 01, 2022. [En línea]. Available: https://ieeexplore-ieee-org.ehu.idm.oclc.org/document/9790719/

[17] A. Ahmed, M. M. Khan, P. Singh, R. S. Batth, y M. Masud, «IoT-based real-time patients vital physiological parameters monitoring system using smart wearable sensors», *Neural Comput Appl*, 2022, doi: 10.1007/S00521-022-07090-Y/FULLTEXT.HTML.

[18] M. A. Akkaş, R. SOKULLU, y H. Ertürk Çetin, «Healthcare and patient monitoring using IoT», *Internet of Things (Netherlands)*, vol. 11, sep. 2020, doi: 10.1016/J.IOT.2020.100173.

[19] T. Triwiyanto *et al.*, «Embedded Machine Learning Using a Multi-Thread Algorithm on a Raspberry Pi Platform to Improve Prosthetic Hand Performance», *Micromachines (Basel)*, vol. 13, n.o 2, feb. 2022, doi: 10.3390/MI13020191.

[20] D. Ramegowda y M. Lin, «Energy efficient mixed task handling on real-time embedded systems using FreeRTOS», *Journal of Systems Architecture*, vol. 131, p. 102708, oct. 2022, doi: 10.1016/J.SYSARC.2022.102708.

[21] R. Erna Wagner *et al.*, «Validation of a Low-Cost Electrocardiography (ECG) System for Psychophysiological Research», *Sensors 2021, Vol. 21, Page 4485*, vol. 21, n.o 13, p. 4485, jun. 2021, doi: 10.3390/S21134485.

[22] N. Ahmed y Y. Zhu, «Early detection of atrial fibrillation based on ecg signals», *Bioengineering*, vol. 7, n.o 1, mar. 2020, doi: 10.3390/BIOENGINEERING7010016.

[23] S. Kumar *et al.*, «A Low‐Cost Multi‐Sensor Data Acquisition System for Fault Detection in Fused Deposition Modelling», *Sensors*, vol. 22, n.o 2, ene. 2022, doi: 10.3390/S22020517.

[24] G. Ehrmann, T. Blachowicz, S. V. Homburg, y A. Ehrmann, «Measuring Biosignals with Single Circuit Boards», *Bioengineering*, vol. 9, n.o 2. MDPI, feb. 01, 2022. doi: 10.3390/bioengineering9020084.

[25] O. Panagopoulos y A. A. Argiriou, «Low-Cost Data Acquisition System for Solar Thermal Collectors», *Electronics (Switzerland)*, vol. 11, n.o 6, mar. 2022, doi: 10.3390/ELECTRONICS11060934.

[26] M. J. A. Baig, M. T. Iqbal, M. Jamil, y J. Khan, «Design and implementation of an open-Source IoT and blockchain-based peer-to-peer energy trading platform using ESP32-S2, Node-Red and, MQTT protocol», *Energy Reports*, vol. 7, pp. 5733-5746, nov. 2021, doi: 10.1016/J.EGYR.2021.08.190.

[27] C. Pintavirooj, B. Ni, C. Chatkobkool, y K. Pinijkij, «Noninvasive portable hemoglobin concentration monitoring system using optical sensor for anemia disease», *Healthcare (Switzerland)*, vol. 9, n.o 6, jun. 2021, doi: 10.3390/healthcare9060647.

[28] S. R. Anan, M. A. Hossain, M. Z. Milky, M. M. Khan, M. Masud, y S. Aljahdali, «Research and Development of an IoT-Based Remote Asthma Patient Monitoring System», *J Healthc Eng*, vol. 2021, 2021, doi: 10.1155/2021/2192913.

[29] W. Romine, T. Banerjee, y G. Goodman, «Toward sensor-based sleep monitoring with electrodermal activity measures», *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, n.o 6, mar. 2019, doi: 10.3390/S19061417.

*ANEXO I*

***TÍTULO DEL ANEXO***

*La incorporación de anexos a la Memoria del PFM es opcional y se justifica si su lectura no es indispensable para la correcta comprensión de la Memoria. Si lo considera conveniente puede incluir uno o varios, pero se recomienda no abusar en cuanto a número. Por ejemplo, puede ser conveniente incluir un Glosario, un Manual de Usuario, un Manual de Instalación, una Hoja de Especificaciones, Planos, Presupuesto, Normas…*

*En cualquier caso, y en función de la extensión, puede optar también por realizar un documento independiente de la Memoria si así lo considera oportuno.*

*Comience todos los capítulos en página impar. Si es preciso incluya una página en blanco. Borre este texto en la versión final del documento.*

# ANEXO I: TÍTULO DEL ANEXO 1

A-ECMS Adaptive Equivalent Consumption Minimization Strategy

ABS Active Braking System

IGBT Insulated Gate Bipolar Transistor

VSI-2LSS Two Level Soft Switching Voltage Source Inverter