



**UNIVERSIDAD DE CASTILLA-LA MANCHA**

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA  
INFORMÁTICA**

**GRADO EN INGENIERÍA INFORMÁTICA  
TECNOLOGÍA ESPECÍFICA DE  
INGENIERÍA DE COMPUTADORES**

**TRABAJO FIN DE GRADO**

**PROTOTIPO BASADO EN MICROCONTROLADOR PARA  
RECOGIDA DE DATOS DE ÚLCERAS EN ANCIANOS  
ENCAMADOS**

David Martínez Rentero

**Julio, 2016**





**UNIVERSIDAD DE CASTILLA-LA MANCHA**

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA  
INFORMÁTICA**

Departamento de Sistemas Informáticos

**TRABAJO FIN DE GRADO**

**PROTOTIPO BASADO EN MICROCONTROLADOR PARA  
RECOGIDA DE DATOS DE ÚLCERAS EN ANCIANOS  
ENCAMADOS**

Autor: David Martínez Rentero

Director: Francisco José Alfaro Cortés

Director: José Luis Sánchez García

**Julio, 2016**



## **Declaración de Autoría**

Yo, David Martínez Rentero con DNI 47057130-G, declaro que soy el único autor del trabajo fin de grado titulado “**Prototipo basado en microcontrolador para recogida de datos de úlceras en ancianos encamados**” y que el citado trabajo no infringe las leyes en vigor sobre propiedad intelectual y que todo el material no original contenido en dicho trabajo está apropiadamente atribuido a sus legítimos autores.

Albacete, a 12 de Julio de 2016

Fdo: David Martínez Rentero



## **Resumen**

Las úlceras por presión son un grave problema de salud pública, con una importante incidencia en la calidad de vida de los pacientes con movilidad reducida, pudiendo llegar a producir la muerte. Según diversos estudios, esta patología puede incrementar la estancia hospitalaria hasta cinco veces con el consiguiente riesgo para el paciente.

En la actualidad, el coste de la tecnología está experimentando una reducción significativa, lo que propicia la aparición de plataformas de desarrollo accesibles al público en general. Este uso más amplio y generalizado de dichas plataformas contribuye de manera activa a la propia evolución de las mismas. Ejemplos de estas plataformas son Arduino y Raspberry. Mediante dichas plataformas es posible desarrollar sistemas hardware y software con fines específicos y sistemas de adquisición, transmisión y procesamiento de datos con un reducido coste.

En este trabajo se ha realizado un dispositivo para la recogida de datos en pacientes encamados, desarrollando la electrónica, el software y los modelos 3D necesarios del proyecto. Para ello se han utilizado sensores comerciales buscando un equilibrio entre coste y precisión, y herramientas de desarrollo libres y propietarias.

El prototipo recoge varios parámetros físicos del paciente como temperatura, humedad y presión ejercida sobre la superficie de apoyo en diversas zonas de su cuerpo para intentar ayudar al estudio de las úlceras por presión.

Este proyecto se enmarca en un acuerdo de colaboración con el área de Geriatría del Complejo Hospitalario Universitario de Albacete.



## **Abstract**

Pressure ulcers are a serious public health problem, with a significant impact on the quality of life of patients with reduced mobility and can cause death. According to several studies this pathology may increase the hospital stay up to five times with the consequent risk to the patient.

Nowadays, the cost of technology is experiencing a significant reduction, which encourages the arisen of development platforms accessible to the public in general, at the same time that make a contribution to the evolution of these platforms. Examples of these can be Arduino and Raspberry. Through these platforms, it is possible to develop hardware and software for specific purposes and systems of acquisition, transmission and processing of data with a reduced cost.

In this work we have developed a device for collecting data in bedridden patients, developing the electronics, the software and the necessary 3D models for the project. For this purpose, commercial sensors have been used looking for a balance between cost and precision, and tools of development free and proprietary.

The developed prototype includes several physical parameters of the patient such as temperature, humidity and pressure located in various areas of his body to try to help in the study of this pathology.

This project is part of a collaboration agreement with the area of Geriatrics of the University Hospital of Albacete.



*A mis padres Alfonso y Nieves, por  
creer siempre y darlo todo por mí.*

*A mi hermana Silvia, por  
aguantarme incluso en los peores  
momentos.*

*A Ana mi novia, por su apoyo  
incondicional y ser sencillamente la mujer  
de mi vida.*



## **Agradecimientos**

Ante todo me gustaría expresar mi más profundo agradecimiento a José Luis Sánchez y Francisco José Alfaro, tutores de este proyecto, por toda la atención y dedicación prestada, no solo ahora en la elaboración de este Trabajo Fin de Grado, sino también por sus horas de clase a las que he tenido la suerte de asistir, son sin lugar a duda, dos grandes profesionales y mejores personas con las que ha sido un placer trabajar.

También me gustaría agradecer a todos los profesores y personal docente a los que he tenido la suerte de conocer y coincidir con ellos en estos años, ya sea en sus clases, prácticas o en cualquier otro momento de esta etapa.

Querría agradecer a todos los compañeros que he tenido por los buenos ratos que hemos pasado, pero especialmente a Juan Pedro Salas, que se ha convertido en uno de mis mejores amigos, con el que he compartido durante estos años los buenos pero también los malos momentos.

A Jesús López, Antonio Gallego y Luis Gallego, por todos esos ratos de electrónica, proyectos y café, pero especialmente por todos estos años de amistad.

A la que muy pronto será oficialmente también mi familia, aunque para mí ya hace mucho tiempo que lo eran, por apoyarme en todo momento y confiar en mí.

Y por supuesto a Ana, mi hermana y mis padres, mi familia, que siempre han estado cuando les he necesitado y no han dudado ni un momento de mí. Ellos más que nadie saben que no siempre ha sido fácil, pero que a base de trabajo y esfuerzo se alcanzan los objetivos.



# ÍNDICE

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN .....	1
1.1 ESTRUCTURA DE LA MEMORIA .....	5
CAPÍTULO 2. OBJETIVOS Y METODOLOGÍA .....	7
2.1 OBJETIVOS .....	7
2.2 METODOLOGÍA .....	8
CAPÍTULO 3. ESTADO DEL ARTE .....	13
3.1 ANTECEDENTES .....	13
3.2 ESTADO ACTUAL .....	14
CAPÍTULO 4. DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO .....	19
4.1 NODO .....	21
4.1.1 Batería.....	22
4.1.2 Módulo de alimentación .....	24
4.1.3 Módulo de comunicaciones .....	31
4.1.4 Módulo de proceso .....	35
4.1.5 Módulo de control de sondas.....	38
4.1.6 Diseño 3D .....	40
4.2 SONDAS .....	41
4.2.1 Sensor de Temperatura y humedad .....	41
4.2.2 Sensor de humedad.....	45
4.2.3 Sensor de presión.....	46
4.2.4 Diseño 3D .....	50
4.3 CABLEADO DE LAS SONDAS.....	51
4.4 NODO CENTRAL HUB .....	52
4.5 DISEÑO DE LAS PCB .....	54
CAPÍTULO 5. SOFTWARE .....	59
5.1 NODO.....	61
5.1.1 Microcontrolador.....	61
5.1.2 Módulo de comunicaciones .....	65
5.2 APLICACIÓN WEB .....	67
5.2.1 Servicio datos .....	68
5.2.2 Interfaz de usuario .....	70

CAPÍTULO 6. EVALUACIÓN .....	75
6.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO .....	75
6.1.1 Voluntario 1 .....	76
6.2 CONSUMO.....	80
6.3 COSTE.....	81
CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES Y PROPUESTAS.....	85
7.1 CONCLUSIONES .....	85
7.2 TRABAJO FUTURO Y POSIBLES AMPLIACIONES.....	87
BIBLIOGRAFÍA .....	89
LIBROS Y ARTÍCULOS .....	89
ENLACES INTERNET .....	90
CONTENIDO DEL DVD.....	91
ANEXO A. PRINCIPALES ESCALAS UPP.....	93
ANEXO B. DATOS DE EVALUACIÓN .....	97
ANEXO C. MANUAL DE USUARIO.....	109
ANEXO D. PARTES DEL PROTIPO.....	113
ANEXO E. ESQUEMAS ELÉCTRICOS.....	115
ANEXO F. FOTOLITO PCB NODO PRINCIPAL .....	119
ANEXO G. FOTOLITO PCB NODO SECUNDARIA.....	121
ANEXO H. FOTOLITO PCB SONDA .....	123
ANEXO I. PLANOS CARCASA NODO.....	125
ANEXO J. SOPORTE SONDA.....	127

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Diagrama de flujo de la metodología.....	9
Figura 3.1: Cojín anti-escaras.....	14
Figura 3.2: Posturas habituales en pacientes encamados. ....	15
Figura 3.3: Silla desarrollada por el Instituto de Biomecánica de Valencia. ....	16
Figura 3.4: Captura de pantalla de Pressure Ulcer Guide para iOS. ....	16
Figura 3.5: Captura de Preassure Ulcer para Android.....	17
Figura 4.1: Diagrama de bloques del sistema.....	20
Figura 4.2: Diseño 3D de los nodos (izquierda) frente a imagen real. ....	21
Figura 4.3: Batería con PCM.....	23
Figura 4.4: Batería hinchada por sobrecarga. ....	24
Figura 4.5: Imagen de la BAT532.....	24
Figura 4.6: Detalle del LTC3440 en el módulo de alimentación. ....	26
Figura 4.7: Diagrama de flujo del MCP73831. ....	26
Figura 4.8: Detalle del conector micro USB de carga. ....	28
Figura 4.9: Detalle del MCP73831 en el módulo de carga. ....	29
Figura 4.10: LiPo Fuel Gauge de Sparkfun.....	30
Figura 4.11: Detalle del LiPo Fuel Gauge en la PCB principal del nodo. ....	31
Figura 4.12: nRF24L01+ de Nordic Semiconductor.....	32
Figura 4.13: Módulo ZigBee XBee Pro de Digi International. ....	32
Figura 4.14: Tipologías de red ZigBee.....	33
Figura 4.15: Detalle del ESP8266 en la PCB principal del nodo.....	34
Figura 4.16: Conexión de FTDI a ESP8266 para su reprogramación. ....	35
Figura 4.17: Conexión del programador a la placa principal. ....	38
Figura 4.18: Detalle de los transistores de selección de sonda. ....	40
Figura 4.19: Diseño de la carcasa del nodo.....	40
Figura 4.20: Vista 3D de los componentes del nodo.....	41
Figura 4.21: 17 LM35. ....	42
Figura 4.22: DS18B20.....	42
Figura 4.23: SHT21.....	43
Figura 4.24: Filtro SF2 de Sensirion. ....	44
Figura 4.25: Detalle del SHT21 en la PCB de la sonda. ....	45
Figura 4.26: DHT22. ....	45
Figura 4.27: HDC1010.....	46
Figura 4.28. Galgas extensiométricas.....	47
Figura 4.29: Puente de Weathstone.....	47
Figura 4.30: Diagrama de sensor FSR.....	48
Figura 4.31: FSR402 Short de Interlink Electronics. ....	49
Figura 4.32: Detalle del FSR 402 Short en la PCB de la sonda. ....	50

Figura 4.33: Diseño 3D de las sondas. ....	50
Figura 4.34: Diseño 3D del apantallamiento del cableado de las sondas. ....	51
Figura 4.35: Acabado final de las sondas. ....	52
Figura 4.36: Odroid C2. ....	53
Figura 4.37: Raspberry Pi 3. ....	53
Figura 4.38: Ruteo cara superior placa principal nodo. ....	54
Figura 4.39: Ruteo cara inferior placa principal nodo. ....	55
Figura 4.40: Ruteo cara superior placa secundaria nodo. ....	55
Figura 4.41: Ruteo cara inferior placa secundaria nodo. ....	56
Figura 4.42: Ruteo PCB sonda. ....	56
Figura 5.1: Proceso de conmutación de modos. ....	61
Figura 5.2: Diagrama de flujo de la inicialización del microcontrolador. ....	62
Figura 5.3: Diagrama de flujo del bucle principal del microcontrolador. ....	63
Figura 5.4: Diagrama de flujo de la lectura de sensores. ....	64
Figura 5.5: Diagrama de flujo de la inicialización del ESP8266. ....	65
Figura 5.6: Diagrama de flujo del bucle principal del ESP8266. ....	66
Figura 5.7: Diagrama de casos de uso. ....	67
Figura 5.8: Diagrama de flujo del servicio de datos. ....	69
Figura 5.9: GUI de la aplicación de usuario. ....	70
Figura 5.10: Detalle de los datos de un sensor. ....	71
Figura 5.11: Detalle de la gráfica de humedad. ....	71
Figura 5.12: Diagrama de clases de la aplicación. ....	73
Figura 5.13: Captura con Wireshark de la comunicación aplicación-servidor. ....	74
Figura 6.1: Colocación del prototipo en el voluntario. ....	76
Figura 6.2: Gráfica de humedad del voluntario 1. ....	77
Figura 6.3: Gráfica de temperatura del voluntario 1. ....	78
Figura 6.4: Gráfica de presión del voluntario 1. ....	79
Figura 6.5: Reparto de la presión del voluntario 1. ....	79
Figura B.0.1: Gráfica de humedad del voluntario 1. ....	98
Figura B.0.2: Gráfica de temperatura del voluntario 1. ....	98
Figura B.0.3: Gráfica de presión del voluntario 1. ....	99
Figura B.0.4: Reparto de presión del voluntario 1. ....	99
Figura B.0.5: Gráfica de humedad del voluntario 2. ....	101
Figura B.0.6: Gráfica de temperatura del voluntario 2. ....	101
Figura B.0.7: Gráfica de presión del voluntario 2. ....	102
Figura B.0.8: Reparto de presión del voluntario 2. ....	102
Figura B.0.9: Gráfica de humedad del voluntario 3. ....	104
Figura B.0.10: Gráfica de temperatura del voluntario 3. ....	104
Figura B.0.11: Gráfica de presión del voluntario 3. ....	105
Figura B.0.12: Reparto de presión del voluntario 3. ....	105

Figura B.0.13: Gráfica de humedad del voluntario 4. ....	107
Figura B.0.14: Gráfica de temperatura del voluntario 4. ....	107
Figura B.0.15: Gráfica de presión del voluntario 4. ....	108
Figura B.0.16: Reparto de presión del voluntario 4. ....	108
Figura C.0.17: Conexión de las sondas. ....	111



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Gasto anual en España para el tratamiento de las UPP.....	3
Tabla 2.1: Tareas de desarrollo. ....	11
Tabla 4.1 Características principales del LTC3440. ....	25
Tabla 4.2 Estados de pin STAT en MCP73831 .....	28
Tabla 4.3: Características del Microchip 16F886 .....	36
Tabla 4.4: Características del Atmel Atmega 328P .....	36
Tabla 4.5: Fuse Bytes del Atmega 328P .....	37
Tabla 4.6: Resultados del test AEC-Q1000 del SHT21. ....	43
Tabla 6.1: Datos de referencia de los voluntarios. ....	75
Tabla 6.2: Datos medios obtenidos del voluntario 1. ....	76
Tabla 6.3: Tabla de consumos principales en modo espera .....	80
Tabla 6.4: Tabla de consumos principales en modo lectura de sensores .....	80
Tabla 6.5: Tabla de consumos principales en modo lectura y transmisión .....	81
Tabla 6.6: Desglose de precios de componentes .....	83
Tabla B.0.1: Datos del voluntario 1. ....	97
Tabla B.0.2: Datos del voluntario 2. ....	100
Tabla B.0.3: Datos del voluntario 3. ....	103
Tabla B.0.4: Datos del voluntario 4. ....	106



# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN

La definición clásica de las úlceras por presión (UPP) o escaras es la siguiente: "lesión de origen isquémico producida por el daño tisular debido a una compresión prolongada de la piel entre una prominencia ósea y un plano duro" [\[1\]](#).

Las personas con movilidad reducida, sobre todo las personas que permanecen encamadas, tienen una alta probabilidad de sufrir ulceraciones en múltiples zonas de su cuerpo a causa de varios parámetros, sobre todo la presión ejercida y sostenida en el tiempo, debido a la propia fisionomía del paciente en áreas muy reducidas de su cuerpo.

Estas patologías producen una merma significativa en la calidad de vida del paciente, complicando su situación a través de infecciones, que al mismo tiempo complican su cuadro médico, pudiendo llegar a producir sepsis, y en casos extremos provocando incluso la muerte. Se ha cuantificado que cuando un paciente desarrolla una úlcera por presión, su estancia hospitalaria puede aumentar hasta cinco veces, que a su vez incrementa el riesgo de sufrir otras complicaciones derivadas como puede ser una infección nosocomial, que en muchos casos se muestran resistentes a los antibióticos y a otros tratamientos. Estas afecciones pueden incrementar hasta 4 veces el riesgo de muerte del paciente y hasta 6 veces si se presentan complicaciones [\[2\]](#) [\[3\]](#).

En 1994, se crea el Grupo Nacional para el Estudio y Asesoramiento en Úlceras por Presión y Heridas Crónicas (GNEAUPP) y desde entonces se pretende dar la importancia necesaria a este problema a través de diferentes estudios epidemiológicos llevados a cabo en España durante los años 2001, 2005, 2009 y 2013, con el principal objetivo de que se vean las UPP como un problema de salud pública que precisa la necesidad de medios y recursos necesarios para poder combatir esta epidemiología.

Atendiendo a los datos recogidos en el 4º estudio nacional de prevalencia de la úlceras por presión en España[4], llevado a cabo en 2013, concretamente entre el 1 de marzo y el 31 de mayo de 2013, el cual puede considerarse uno de los últimos llevados a cabo, cuyo principal objetivo fue obtener indicadores epidemiológicos actualizados sobre la prevalencia de UPP en España y determinar la tendencia temporal de ésta, estableciendo dicha prevalencia tanto en los centros hospitalarios, centros socio sanitarios y de atención primaria en España, determinando la frecuencia de las UPP generadas durante sus estancias en centros hospitalarios y de atención temprana. Se describen también las principales características de pacientes y lesiones.

Entre las principales conclusiones que se aprecian según el estudio, cabe destacar que la prevalencia de las úlceras por presión en España no se ve reducida teniendo en cuenta estudios anteriores a 2013, llegando incluso a duplicarse en los centros socio-sanitarios, destacando también que existe una mayor prevalencia en los centros privados que en los públicos. Nos indica también que existen fallos en la prevención de este tipo de lesiones el hecho de que casi dos tercios son de origen nosocomial, es decir, generadas durante la estancia en hospitales o centros sociosanitarios. Podemos por tanto vislumbrar, que las úlceras por presión, constituyen un grave problema de salud con un gran impacto a nivel sanitario.

En el ámbito económico estas ulceraciones tienen un gran impacto en el presupuesto sanitario. En concreto, el presupuesto de enfermería de los centros sanitarios es el que más recursos debe invertir para el tratamiento y prevención de las úlceras por presión. Según estudios (Javier Soldevilla, Grupo Nacional para el Estudio y Asesoramiento en Úlceras por Presión y heridas crónicas, GNEAUPP), en España, entre 57.000 y 100.000 personas son atendidas diariamente por padecer una UPP, la mayoría de ellas generadas en los hospitales y centros socio-sanitarios [5]. Aunque en términos generales en los últimos años hay una ligera tendencia a ir disminuyendo su presencia, se mantiene vigente que las úlceras por presión siguen siendo un importante problema de salud pública. En cifras absolutas se estima que el 5% del gasto sanitario anual se dedica a esta patología aunque se piensa que el 95% de los casos de UPP son evitables [6].

En términos absolutos, el gasto anual en España dedicado al tratamiento de las UPP en 2007 superó los 450 millones de euros [3], desglosados según la tabla 1.1 en base a su gravedad y al tipo de atención:

<b>Estadio de Gravedad</b>	<b>Atención Primaria</b>	<b>Atención Hospitalaria</b>	<b>Atención Socio-sanitaria</b>
<b>I</b>	7,18	2,8	1,98
<b>II</b>	23,97	15,75	101,62
<b>III</b>	34,68	62,9	87,87
<b>IV</b>	38,74	39,59	44,32
<b>Todas</b>	104,57	121,04	235,79
<b>461 Mill. de €</b>	(22,7%)	(26,2%)	(51,1%)

Tabla 1.1: Gasto anual en España para el tratamiento de las UPP.

En la actualidad no existe un consenso claro entre los expertos y profesionales sobre la mejor forma de valorar el riesgo de los pacientes a sufrir úlceras por presión y cuantificar su gravedad [5], aunque existen unas escalas que proporcionan una valoración objetiva mucho más fiable que la valoración subjetiva del personal que atiende al paciente. Sin embargo, muchas de ellas se encuentran en estudio para determinar su fiabilidad con muestras poblacionales cada vez mayores como por ejemplo la Escala Norton, Waterlow, Braden, entre otras (Anexo A). En lo que coinciden todos los expertos es que la prevención es la medida más eficaz para afrontar el problema de las UPP.

Por ello, la valoración es clave a la hora de prevenir las UPP y se recomienda que ésta se haga a todas las personas en un primer contacto con el sistema sanitario, ya sea en centros hospitalarios, centros socio-sanitarios o incluso a pacientes que son atendidos en sus propio domicilio, para determinar el riesgo de estos pacientes de padecer úlceras por presión.

Según Eisenbach: “La eSalud es un campo emergente en la intersección de la informática médica, la salud pública y los negocios, referido a los servicios sanitarios y la información transmitida o mejorada a través de Internet y las tecnologías relacionadas. En un sentido más amplio, el término representa no sólo un desarrollo técnico, sino también un estado mental, una forma de pensar, una actitud, y un compromiso con un pensamiento conectado, global, para mejorar la sanidad local, regional y globalmente a través del uso de las tecnologías de la información y la comunicación.” [7]

Como se puede comprobar, en la actualidad la tecnología va irrumpiendo en todos los aspectos de la vida y existe una clara tendencia hacia la conectividad total. Conceptos como la domótica, las smart cities, o los coches inteligentes han aparecido en la vida cotidiana y cada vez más se demanda que todo lo que nos rodea se encuentre conectado. El campo de la medicina no es ajeno a esta tendencia y, aunque más lentamente, los profesionales de la salud son conscientes de las ventajas que todas estas tecnologías pueden aportar tanto a su mejor desempeño, como a la mejora en la calidad de vida del paciente y al mejor aprovechamiento de los recursos.

Esta evolución en el campo de la salud, junto al enorme abaratamiento que ha sufrido la tecnología en los últimos años y la irrupción de tecnologías como el cloud computing, ha propiciado que conceptos como el internet de las cosas (Internet of Things) haya llegado también a la medicina. Es lo que se ha denominado como mHealth o mSalud, que según la Organización Mundial de la Salud se define como: “La práctica de la medicina y la salud pública soportada por dispositivos móviles como teléfonos móviles, dispositivos de monitorización de pacientes, asistentes personales digitales y otros dispositivos inalámbricos” [8].

Estos abarcan desde dispositivos utilizados por los profesionales médicos hasta dispositivos personales como pulseras deportivas o monitores de actividad. Su gran potencial es su reducido coste ya que suelen ser dispositivos muy sencillos, con unas funciones muy específicas y limitadas, y una baja capacidad de proceso. Normalmente se limitan a la adquisición y envío de los datos, siendo en la parte cloud del servicio donde se procesan y analizan dichos datos o se realizan las tareas que requieren mayor capacidad de cómputo. No se entendería por tanto el dispositivo sin el servicio ni el servicio sin el dispositivo [9].

Los beneficios de los sistemas de monitorización conectados son obvios. En primer lugar, estos sistemas permiten realizar un seguimiento continuado de los parámetros de medición del paciente y crear, por ejemplo, sistemas de alerta temprana en base a ciertos criterios. Además, el personal médico y/o de enfermería no tiene que encontrarse físicamente en el mismo lugar que el paciente y en muchos casos dejarán de ser necesarios ingresos hospitalarios para el seguimiento de ciertas dolencias, que al mismo tiempo suponen un riesgo para la salud de los pacientes y un mayor coste de recursos para el sistema sanitario. De hecho, según datos de la Comisión Europea, se estima que la mSalud podría reducir los costes médicos en un 25% [10].

Todo esto, unido al hecho de que en los últimos años desde el punto de vista del diseño y el desarrollo están apareciendo cada vez más productos y plataformas de desarrollo de bajo coste y con respaldo de amplias comunidades muy activas, están facilitando enormemente el estudio y el diseño de nuevos productos y servicios y creando las condiciones idóneas para la proliferación de nuevos modelos de negocio centrados en un campo que hasta hace muy poco dominaban grandes empresas del sector.

Como hemos visto, uno de los principales inconvenientes de las escalas de valoración es que no tienen en cuenta los cambios continuos producidos en el tiempo de los factores de riesgo en el paciente y requieren de una constante evaluación por parte de los profesionales médicos y/o de enfermería. Por ello, el principal objetivo de este proyecto es el de complementar el uso de dichas tablas de valoración con una adquisición autónoma de datos que, además de permitir una valoración remota y continua del riesgo de sufrir una UPP, aporte a los profesionales una herramienta más para el estudio del problema de las úlceras por presión.

En definitiva, este Trabajo Fin de Grado es fruto, por un lado, de la necesidad de dar una respuesta a las UPP a través de las posibilidades que nos ofrece la tecnología actual, monitorizando parámetros estrechamente relacionados como la presión, temperatura y humedad que puedan ofrecer datos de interés para su prevención o tratamiento; y por otro a la colaboración entre la Escuela Superior de Ingeniería Informática y el Servicio de Geriátrica del Complejo Hospital General Universitario de Albacete, del que surgió el interés para realizar un estudio de estas características.

## 1.1 ESTRUCTURA DE LA MEMORIA

En esta sección se indica la estructura de esta memoria, sirviendo de guía al lector.

- **Capítulo 1: Introducción y Motivación.** El capítulo incluye una introducción a este Trabajo Fin de Grado y se indican las razones que han llevado a su realización.
- **Capítulo 2: Objetivos y Metodología.** En este capítulo se señalan los objetivos del proyecto y la metodología seguida para lograrlos.
- **Capítulo 3: Estado del Arte.** En este capítulo se indican los orígenes de la problemática de las úlceras por presión y los dispositivos y medios actuales para su prevención y estudio.
- **Capítulo 4: Descripción del Prototipo.** En este capítulo se describen todos los detalles de la parte hardware del prototipo desarrollado.
- **Capítulo 5: Software.** En este capítulo se indican los detalles y particularidades de los componentes software del prototipo.
- **Capítulo 6: Evaluación.** En este capítulo se evalúa la funcionalidad del prototipo mediante diversas pruebas de funcionamiento.
- **Capítulo 7: Conclusiones y Propuestas.** En este capítulo se exponen las conclusiones finales más relevantes en base al trabajo realizado y las posibles modificaciones realizables al prototipo.



---

# CAPÍTULO 2. OBJETIVOS Y METODOLOGÍA

## 2.1 OBJETIVOS

El objetivo principal de este Trabajo Fin de Grado es realizar un prototipo basado en microcontrolador capaz de monitorizar a un paciente, recoger cierta información requerida por los especialistas médicos, y transmitirla de manera inalámbrica a un dispositivo central donde se almacenará para su posterior tratamiento y análisis.

Este prototipo debe cumplir una serie de requisitos técnicos pero también, dado que su finalidad es ser colocado en pacientes que pueden padecer de úlceras por presión y otras patologías, se deberán tener en consideración otros aspectos no menos importantes.

De acuerdo a todo lo anterior se establecen los siguientes sub-objetivos, que deben llevarnos al objetivo principal del trabajo:

- Desarrollo de las sondas.
  - Desarrollo de la electrónica e integración de los sensores de temperatura, humedad y presión.
  - Diseño 3D de encapsulado para sondas.
  - Diseño de comunicaciones sonda-nodo.
  
- Desarrollo de los nodos.
  - Desarrollo del módulo de procesamiento y de adecuación de señales.
  - Diseño del módulo de alimentación.
  - Integración del módulo de comunicación inalámbrica.
  - Desarrollo de software del módulo de procesamiento.

- Desarrollo de software del módulo de comunicación inalámbrica.
- Diseño 3D de carcasa para nodos.
- Desarrollo de nodo central (HUB)
  - Diseño de base de datos de sistema.
  - Implementación de servicio WEB para recepción de datos.
  - Desarrollo de aplicación de usuario.

Para abordar las tareas que permitan alcanzar estos sub-objetivos se deberán tener en cuenta no sólo los requisitos funcionales, sino también las siguientes características relativas al prototipo:

- **Tamaño final:** Dado que el sistema se pretende usar en pacientes reales deberá ser lo más reducido posible. Aunque se trata de un prototipo, esto no nos exime de realizar todos los esfuerzos posibles para minimizar su tamaño.
- **Apariencia:** Intentaremos que la apariencia final del dispositivo, sin poder compararse con un producto terminado, sea aceptable para su uso con personas ajenas al proyecto.
- **Confortabilidad:** Esta característica, relacionada estrechamente con el tamaño, es la que más esfuerzos requerirá, obviando las características funcionales, ya que el uso del prototipo deberá tener el menor impacto posible en el confort de los pacientes.
- **Coste:** El prototipo deberá tener un coste contenido que facilite su implantación.

## 2.2 METODOLOGÍA

El método de desarrollo de este TFG se ha estructurado en cuatro grandes fases, análisis (A), diseño (D), implementación (I) y pruebas (P) que, como puede comprobarse a continuación por las características del trabajo, pueden estar entrelazadas en función de los objetivos que se estén intentando alcanzar, ya que algunas de estas tareas obligan a trabajar de manera concurrente:

- **Análisis:** Englobará todas las tareas que requieran un trabajo de estudio y adquisición de información para la toma de decisiones en los diferentes problemas que plantea el proyecto.

- **Diseño:** En este bloque se incluyen todas las tareas que ayuden a diseñar las diferentes partes del prototipo.
- **Implementación:** Aquí quedan englobadas todas las tareas que finalmente conduzcan a la construcción física del prototipo.
- **Pruebas:** En este bloque se incluyen todas las tareas que permitan comprobar que el dispositivo funcione como se espera.

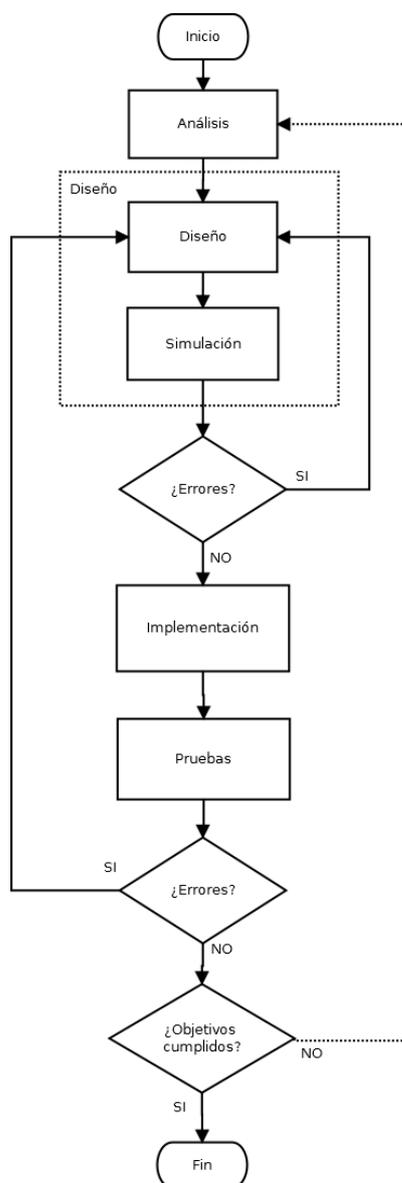


Figura 2.1: Diagrama de flujo de la metodología.

En base a este método de trabajo, siguiendo el flujo de trabajo definido en la figura 2.1 y a los objetivos definidos anteriormente, a continuación se especifican las tareas llevadas a cabo:

<b>Tarea</b>	<b>Descripción</b>
<b>A-01</b>	Evaluación de diferentes fabricantes y familias para la elección del microcontrolador más apropiado en cuanto a características y coste del proyecto (Atmel, Microchip, etc.).
<b>A-02</b>	Valoración de diferentes opciones de encapsulado de los sensores, en función de las capacidades de producción del prototipo y buscando la mayor reducción de tamaño del dispositivo final.
<b>A-03</b>	Evaluación de diferentes soluciones comerciales para los diferentes sensores de las sondas (presión, temperatura y humedad).
<b>A-04</b>	Selección de la plataforma de desarrollo y entrenadora en base a la selección del microcontrolador.
<b>A-05</b>	Análisis de diferentes módulos de comunicación para las comunicaciones inalámbricas buscando un compromiso entre precio, consumo energético y tamaño.
<b>D-01</b>	Diseño del módulo de procesamiento de los nodos (unidad mínima funcional de proceso).
<b>D-02</b>	Simulación del módulo de procesamiento.
<b>D-03</b>	Diseño del sensor de presión y electrónica auxiliar.
<b>D-04</b>	Simulación del sensor de presión y validación de datos.
<b>D-05</b>	Diseño del sensor de humedad y electrónica auxiliar.
<b>D-06</b>	Simulación del sensor de humedad y validación de datos.
<b>D-07</b>	Diseño del sensor de temperatura y electrónica auxiliar.
<b>D-08</b>	Simulación del sensor de temperatura y validación de datos.
<b>D-09</b>	Diseño de comunicaciones sonda-nodo.
<b>D-10</b>	Simulación de comunicaciones sonda-nodo.
<b>I-01</b>	Diseño de esquemático de las sondas.
<b>I-02</b>	Diseño de PCB de las sondas.
<b>I-03</b>	Fabricación de PCB de sonda.
<b>P-01</b>	Test eléctricos y funcionales de la sonda.
<b>D-11</b>	Diseño 3D del encapsulado de las sondas y comunicaciones sonda-nodo.
<b>I-04</b>	Impresión 3D del encapsulado.
<b>P-02</b>	Verificación del encapsulado e inserción del PCB.
<b>A-06</b>	Evaluación de tipos, tecnologías y encapsulados comerciales de baterías para los nodos buscando un compromiso entre seguridad, autonomía y tamaño.
<b>D-12</b>	Diseño del software del módulo de comunicaciones.
<b>D-13</b>	Simulación del módulo de comunicaciones.
<b>A-07</b>	Análisis de las necesidades del módulo de alimentación en base a tipología de batería elegida.
<b>D-14</b>	Diseño del sub-módulo de adecuación de tensiones (si fuese necesario).

<b>D-15</b>	Simulación y test eléctricos del sub-módulo de adecuación de tensiones (si fuese necesario).
<b>D-16</b>	Diseño del sub-módulo de control de batería.
<b>D-17</b>	Simulación y pruebas del sub-módulo de control de batería.
<b>D-18</b>	Diseño del módulo de control y adecuación de señales de sondas.
<b>D-19</b>	Simulación y validación del módulo de control y adecuación de señales de sondas.
<b>I-05</b>	Diseño de esquemático de los nodos.
<b>I-06</b>	Diseño de PCB de los nodos.
<b>I-07</b>	Fabricación de PCB de los nodos.
<b>P-03</b>	Test eléctricos de los nodos.
<b>D-20</b>	Diseño del software de microcontrolador de nodos.
<b>P-04</b>	Pruebas funcionales de los nodos.
<b>A-08</b>	Análisis de diferentes plataformas de micro-computadores de bajo coste buscando unas capacidades suficientes para el proyecto.
<b>A-09</b>	Análisis de diferentes sistemas gestores de bases de datos de acuerdo con a las capacidades del nodo central (HUB).
<b>D-21</b>	Diseño de la base de datos del proyecto.
<b>I-08</b>	Implementación del servicio de recepción de datos.
<b>P-05</b>	Pruebas funcionales del envío y recepción de datos Nodo-HUB.
<b>D-21</b>	Diseño de la aplicación de usuario.
<b>I-09</b>	Implementación de la aplicación de usuario.
<b>P-06</b>	Pruebas funcionales y usabilidad de la aplicación de usuario.

Tabla 2.1: Tareas de desarrollo.

En relación a las herramientas usadas para la realización de este trabajo se indican a continuación las más importantes:

**Arduino IDE:** Se trata de un software de código abierto utilizado en sus orígenes para la programación, con un lenguaje basado en C++, de las placas Arduino, aunque en la actualidad ofrecen la posibilidad de programar muchos más dispositivos. Ofrece la posibilidad de programar a alto nivel el fichero hexadecimal con las instrucciones a bajo nivel que ejecutará el microcontrolador.

**Arduino UNO:** Es el modelo de Arduino más utilizado en la actualidad. Incorpora un microcontrolador Atmega 328P de Atmel.

**Raspberry Pi 3:** Se trata de un ordenador de placa reducida (SBC) ampliamente conocido y muy popular por ser pionero entre los SBC de bajo coste. Es de muy reducido tamaño y puede ejecutar sistemas operativos basados, por ejemplo, en Debian.

**Programador AVRISP mkII:** Programador para todos los microcontroladores Atmel de la familia AVR de 8 bits y arquitectura RISC que poseen, entre otras interfaces de

programación, In System Programming (ISP) la cual usaremos para la carga del programa en el microcontrolador.

**USB to serial UART (FTDI):** Conocidos coloquialmente sólo por FTDI por la compañía que desarrolla el integrado adaptador, este módulo permite convertir un puerto USB a la tecnología TTL (Transistor-Transistor Logic), y de esta forma permite comunicar directamente con la UART del microcontrolador y del módulo de comunicaciones, además de poder cargarle a éste su nuevo firmware.

**Simulador Proteus:** Es un software de código privativo con el que se pueden simular una gran cantidad de componentes electrónicos, tanto analógicos como digitales.

**Eagle:** Es un software privativo, aunque dispone de una versión freeware, para el diseño de esquemas electrónicos y de sus placas de circuito impreso (PCB).

**SketchUP:** Es un software de diseño gráfico privativo, aunque dispone de versión freeware, para el modelado en tres dimensiones basado en caras.

**Impresora 3D:** Es un dispositivo capaz de construir desde un diseño 3D la pieza real en diferentes materiales, como por ejemplo: PLA (ácido poliláctico), ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), Fila Flex (elastómero termoplástico TPE con base de poliuretano, un material extremadamente flexible), en incluso algunos modelos materiales metálicos. En este proyecto se usará una BQ Witbox.

**Osciloscopio:** Con esta herramienta, imprescindible en los laboratorios de electrónica, se representan de forma visual señales eléctricas. Será de gran ayuda para la depuración del prototipo. En concreto en este proyecto se usará un Rigol DS1204B de 200MHz 2GSa/s.

**Multímetro:** Esta herramienta, también esencial, combina múltiples dispositivos para medir diversas magnitudes eléctricas. En nuestro caso se usará un UNI-T UT71B, que incorpora voltímetro, amperímetro, ohmímetro, capacitímetro, frecuencímetro y termómetro.

---

## CAPÍTULO 3. ESTADO DEL ARTE

### 3.1 ANTECEDENTES

La preocupación por las UPP no es nueva, y a lo largo de la historia aparecen diversas referencias a este problema. Ya Wilhelm Fabry (1560-1634), considerado el padre de la cirugía alemana, decía:

*“No sólo la piel o la dermis, sino también la carne, venas, arterias y los nervios se queman y se secan produciendo una escara. Cuando esto se cae una profunda úlcera sigue siendo.”*

En el año 1593 ya determinó que las UPP estaban ocasionadas por factores naturales externos e internos, ya que hasta ahora eran consideradas por algunos como una imposición divina que no tenía cura. Esto demuestra que esta patología ha sido estudiada a lo largo del tiempo por científicos y médicos [11].

Más recientemente, hacia el año 1959, se determinó que una presión de suficiente intensidad y duración puede producir una isquemia y necrosis de los tejidos blandos que contribuye al desarrollo de úlceras por presión [12].

Diversos autores además determinan como un factor de especial vigilancia en pacientes encamados la humedad, ya sea por incontinencia, exudado de la herida, fluidos de ostomía o sudoración profusa [13].

Los estudios realizados también tienen en cuenta otros factores. Es el caso de la temperatura de la piel, ya que en los primeros estadios pueden aparecer diferencias de temperatura entre las zonas sometidas a la presión y las adyacentes u opuestas, que en personas con tonos de piel oscura es difícil detectar el enrojecimiento [14].

### 3.2 ESTADO ACTUAL

La tecnología no ha podido dar soluciones para medir los parámetros anteriormente indicados, como la presión, temperatura y humedad, en esta patología hasta hace relativamente poco tiempo con la aparición de pequeños sensores y la miniaturización de la electrónica.

El principal problema al que nos enfrentamos para medir estos parámetros es la monitorización en zonas del paciente que se encuentran en contacto con la zona de apoyo, por lo que los dispositivos deben ser lo más reducidos posibles pues de otro modo éstos podrían agravar el problema. Normalmente, el personal que atiende al paciente aplica las tablas de referencia y en función de la valoración procede a reubicarlo para aliviar las zonas donde se detecta mayor probabilidad de ulceración o donde éstas son de mayor gravedad, ya que normalmente no se suelen utilizar dispositivos de monitorización.

Los cojines anti-escaras son quizás el medio de prevención más usado en la actualidad. Están diseñados para prevenir la aparición de escaras, y están elaborados de diferentes materiales con la finalidad de liberar la presión, como geles, espumas, aire, etc. De la misma forma, existen colchones anti-escaras para cuando el paciente se encuentre en cama.



Figura 3.1: Cojín anti-escaras.

Otros medios de prevención utilizados actualmente están basados en el control postural del paciente, cuidados de la piel y cuidados nutricionales, entre otros.

Los cambios de postura en pacientes que no tienen movilidad deben realizarse con una frecuencia de entre 2 o 3 horas como norma general, registrando este movimiento para garantizar una continuidad en los cuidados y evitar repeticiones innecesarias.

Los cambios de posición deben seguir una planificación para cada paciente, siempre asegurando el alineamiento corporal, la distribución del peso y el equilibrio del paciente, prestando especial atención a las prominencias óseas aliviando la presión en estas zonas mediante almohadas, cojines o colchones anti-escaras.

Las posiciones utilizadas en dicha rotación postural para los pacientes encamados son (figura 3.2):

- Decúbito supino o dorsal: En esta posición, las zonas de mayor riesgo para la aparición de estas lesiones son talones, sacro, codos, omóplatos y cabeza.
- Decúbito prono: La posibilidad de aparición de las úlceras por presión es mayor en la zona del malcolo, cóndilo, trocánter, costillas, acromion y oreja.
- Decúbito lateral: En esta postura, las partes afectadas serán los dedos de los pies, las rodillas, los genitales en el caso de los hombres o los pechos en el caso de las mujeres, acromion y mejillas.

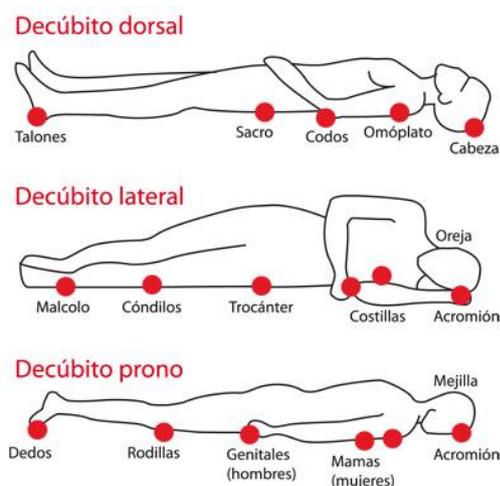


Figura 3.2: Posturas habituales en pacientes encamados.

La miniaturización y evolución de la electrónica junto al desarrollo de las redes inalámbricas, propician la aparición de sistemas que en mayor o menor medida intentan dar una solución al grave problema de las úlceras por presión.

Están apareciendo soluciones y prototipos basados en sensores que ayudan a personas con lesiones medulares en sillas de ruedas a realizar cambios posturales, como la silla desarrollada por el Instituto de Biomecánica de Valencia (figura 3.3) que, a través de un teléfono móvil, permite controlar cambios posturales asistidos.



Figura 3.3: Silla desarrollada por el Instituto de Biomecánica de Valencia.

Por otro lado, el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo cuenta con un sistema informático que permite identificar puntos de riesgo y aconsejar el cojín más adecuado a cada lesionado medular. Además, la información recogida por este sistema servirá de base para realizar un estudio científico y estadístico sobre las úlceras por presión.

Para el ámbito más doméstico existen también aplicaciones móviles para teléfonos inteligentes que pretenden servir de guía para prevenir los factores de riesgo y aconsejar sobre los mejores cuidados para el tratamiento de éstas como Pressure Ulcer Guide para iOS (figura 3.4) o Pressure Ulcer para Android.

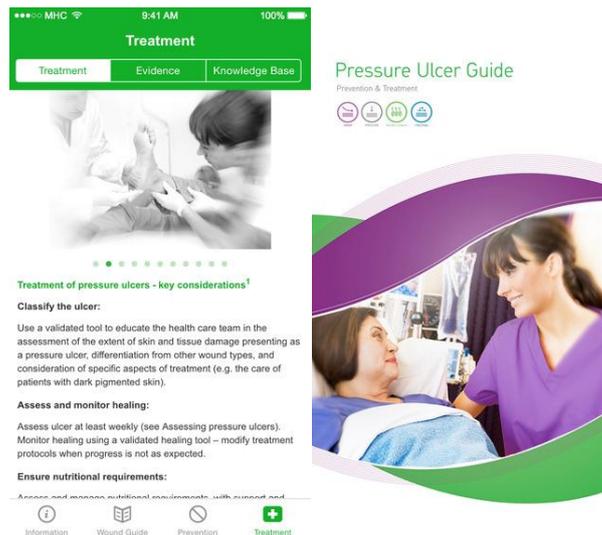


Figura 3.4: Captura de pantalla de Pressure Ulcer Guide para iOS.

Pressure Ulcer Guide está desarrollada por la empresa Mölnlycke Health Care y está más enfocada al uso de sus productos aunque también dispone de una guía para el seguimiento de las etapas de las úlceras por presión e instrucciones para el uso de productos para su tratamiento y recomendaciones para su prevención.

Preassure Ulcer para Android es una guía que ofrece información integral sobre las estrategias de prevención de úlceras por presión, evalúa el riesgo de sufrir una escara mediante la escala de Braden (Anexo B).

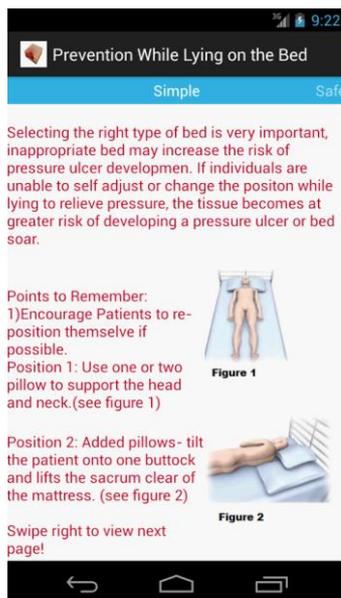


Figura 3.5: Captura de Preassure Ulcer para Android

En la actualidad y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, para pacientes encamados, no se encuentran dispositivos que pretendan recoger información continuada en el tiempo que ayuden al estudio y prevención de esta patología en este tipo de pacientes, con el objetivo de ayudar a elaborar un protocolo de actuación no tan general, sino más individualizado, que atiende más a las características particulares de cada paciente.



---

# CAPÍTULO 4. DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO

En este capítulo se describe el prototipo desarrollado, mostrando los detalles más significativos de los diferentes componentes que lo forman. Se da una visión general del prototipo y a continuación se incluyen los aspectos de diseño e implementación de aquellos componentes desarrollados parcial o totalmente para este trabajo.

Se ha realizado un diseño 3D de esos componentes o partes del prototipo para comprobar su viabilidad de producción (figura 4.2). Este proceso que en un primer momento requiere una gran inversión de tiempo, nos produce rápidamente un retorno de inversión al evitar errores en la fabricación. Al poder ver el proyecto mucho antes de tener físicamente construida ninguna de las piezas que lo componen, se evita tener que producir un prototipo para validar su diseño y sucesivamente sus correcciones o modificaciones.

De igual forma, gran parte de la electrónica necesaria que se ha diseñado ha sido simulada previamente mediante software consiguiendo de esta manera un ahorro significativo tanto económico como de tiempo, ya que muchos de los errores han sido detectados en esta fase, evitando pasar a la fase de prototipado. Hay que tener en cuenta que la inversión temporal y de recursos para producir una PCB, incluso en fase de prototipado es muy alta como puede verse en los videos adjuntos a este TFG, donde se muestra un ciclo completo de producción de una de las PCB que forman este proyecto.

Todas las PCB diseñadas se han modelado en 3D para comprobar junto con los componentes pasivos (carcasas, soportes, etc.) que todo encaja a la perfección y en consecuencia que el proyecto era físicamente viable.

En definitiva, se ha realizado un prototipo completo, fabricando todas las PCB necesarias y se han impreso todas las piezas auxiliares, mediante una impresora 3D.

El prototipo está dividido en varias unidades, como puede verse en la figura 4.1. Por un lado se tiene un sistema o nodo central (HUB), encargado de recoger los datos de los diferentes nodos disponibles, almacenarlos y posteriormente procesarlos y presentarlos al usuario.

Por otro lado hay uno o varios nodos, los cuales se encargan de recoger los datos de una o dos sondas en función de la ubicación de éstas en el paciente, procesar y adaptar dichos datos y transmitirlos de manera inalámbrica al nodo central. Además, al ser dichos dispositivos inalámbricos, estos nodos se encargan de controlar la carga de su batería, el estado en que ésta se encuentra y proporcionar las tensiones correctas a los diferentes componentes del nodo y de las sondas.

Las sondas incorporan los sensores para la medición de los diferentes parámetros del paciente, además de proporcionar un alojamiento adecuado para soportar las condiciones a las que estarán sometidos.

Los sensores que incorporan las sondas son: sensor de temperatura, sensor de presión y sensor de humedad.

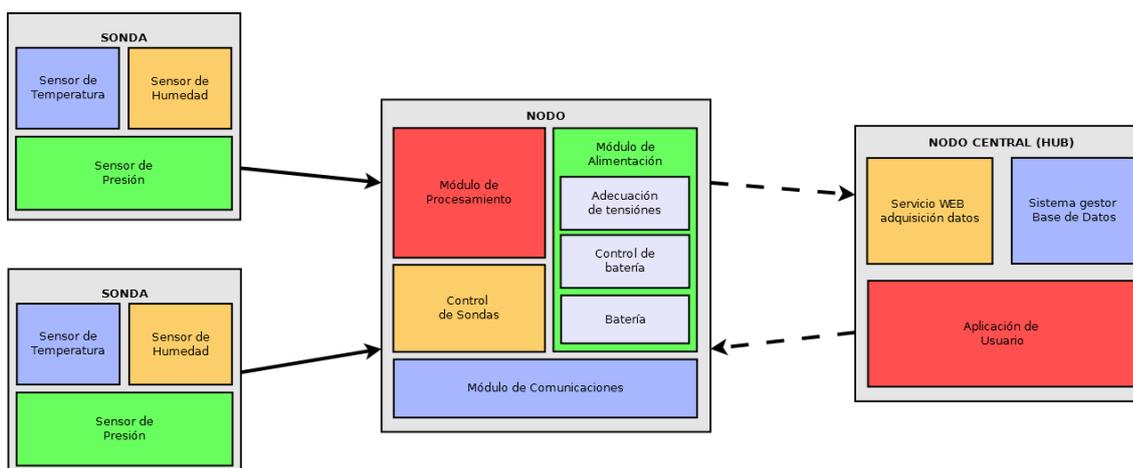


Figura 4.1: Diagrama de bloques del sistema.

## 4.1 NODO

Un nodo es una de las partes más complejas del sistema, ya que además de ser una unidad autónoma, debe realizar la captación, tratamiento y envío de los datos provenientes de las sondas. Por tanto debe englobar no solo la electrónica y componentes necesarios para dicho tratamiento de datos sino toda la electrónica auxiliar para el mantenimiento operativo del sistema.

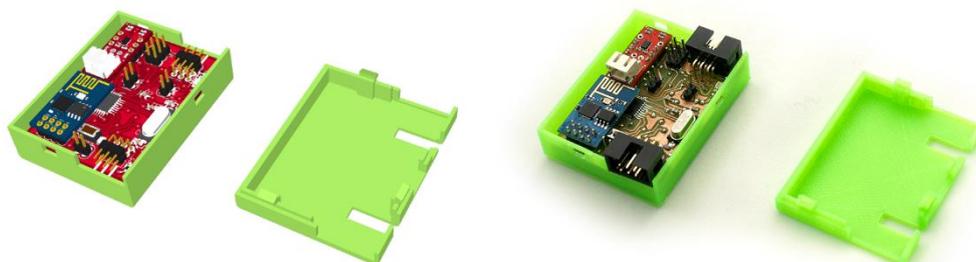


Figura 4.2: Diseño 3D de los nodos (izquierda) frente a imagen real.

Los nodos están diseñados para ser intercambiables entre pacientes, tras un mínimo procedimiento de higienización, ya que no tienen más contacto que cualquier otro dispositivo médico como termómetros, tensiómetros o instrumentación general. Por esta razón se considera interesante que los nodos puedan ser recargados mediante un cargador estándar de teléfono móvil (micro USB) para reducir el coste final de las unidades.

Por el contrario, las sondas sí pueden entrar en contacto con partes sensibles de la fisionomía del paciente, e incluso con heridas abiertas, lo cual requiere que dichas sondas puedan ser substituidas de una forma fácil por el personal médico y/o de enfermería y tras un proceso de esterilización puedan ser reutilizadas.

Dicho proceso, por contener componentes electrónicos sensibles, podría realizarse mediante métodos físicos como calor seco, sometiendo la sonda a temperaturas de entre 121°C y 180°C. Este método a priori podría ser factible ya que los componentes en el rango bajo no deberían verse afectados y no se alcanzaría la temperatura de fusión del material empleado en la impresión 3D (PLA).

Descartaríamos quizás el método del autoclave (calor húmedo y presión) más que por la humedad y el calor, que se podría luego paliar con un lavado de ultrasonidos, por la presión alcanzada que ronda los 40-50 psi.

En cuanto a los métodos químicos, se podría descartar de inicio agentes como el peróxido de hidrógeno ( $H_2O_2$ ) ya que puede causar combustión espontánea al entrar en contacto con algunos metales, entre ellos el cobre (Cu), material usado en la sonda.

Podría resultar interesante el uso de óxido de etileno ( $C_2H_4O$ ), ya usado en el ambiente hospitalario para la esterilización de equipos, aunque se trata de una sustancia química altamente peligrosa y nociva para el medio ambiente.

No obstante, la elección del método de esterilización de estas partes no es objeto de este TFG, dejando esta decisión a profesionales de la Microbiología, pudiéndose barajar, la relación coste beneficio entre la reutilización de estos elementos del sistema o su aplicación de un solo uso con la correcta eliminación y reciclaje de todos sus componentes.

A continuación se detallan todos los elementos y componentes que forman parte los nodos.

### 4.1.1 Batería

La batería es el dispositivo que proporcionará la energía a los nodos y a través de éstos, a las sondas. Por ello, su elección y sus características son vitales para el éxito del prototipo.

Además, debido a las características intrínsecas de cada tipo de batería, tensión, densidad de carga y por tanto volumen final, modo de recarga, etc., determinan en gran medida las necesidades y requisitos de los proyectos, y por tanto es muy importante su correcta elección.

En la actualidad existen muchas tecnologías de batería, cada una con sus ventajas y desventajas, se comentan brevemente algunas de ellas aunque nos centraremos en las basadas en litio ya que buscamos mayores densidades de carga para conseguir reducir al máximo posible el tamaño del dispositivo.

- Batería de níquel-hidruro metálico (Ni-MH): cada celda de una batería de Ni-MH proporciona un voltaje de 1.2VCC y una densidad energética de entre 140-300 Wh/L.
- Batería de níquel cadmio (Ni-Cd): su principal inconveniente es la presencia de sustancias peligrosas y metales pesados como el Cadmio (Cd), altamente tóxico. Su densidad de carga es menor que las Ni-MH y padecen de un alto efecto memoria. Típicamente una celda de Ni-Cd proporciona un voltaje de 1.2VCC y una densidad energética de entre 50-150 Wh/L.

- **Batería de plomo-ácido (Pb):** se trata de baterías húmedas, donde cada celda o célula de una batería proporciona un voltaje de 2VCC, aunque comercialmente lo más habitual es que se encuentren en formato de 6VCC y 12VCC. Aunque no tienen una densidad de carga muy elevada, en torno a 60-110 Wh/L, son muy comunes ya que pueden proporcionar intensidades relativamente grandes, y por ello son muy comunes en automoción, energías renovables, etc.
- **Batería de iones de litio (Li-ion):** cada celda Li-ion proporciona una tensión de 3.2 VCC o 3.7 VCC en función de su tecnología. Son las baterías con menor efecto memoria, una gran densidad energética entre 250-730 Wh/L. Por el contrario, son muy inestables y requieren de ciertas precauciones en su utilización.
- **Batería de polímero de litio (LiPo):** cada celda LiPo proporciona una tensión de 3.7VCC. Tienen una densidad energética de entre 160-300 Wh/L con bajo efecto memoria, y muy ligeras.

Dado el objetivo y la naturaleza del dispositivo donde se aloja la batería, se utiliza una celda de batería de polímero de litio de 3.7VCC con PCM (Protection Circuit Module). Dicho módulo se encarga de proteger dicha batería de sobrecargas, descargas profundas y excesos de drenaje, lo que por la naturaleza del litio puede desembocar en explosiones, incendio o muerte prematura de la batería.

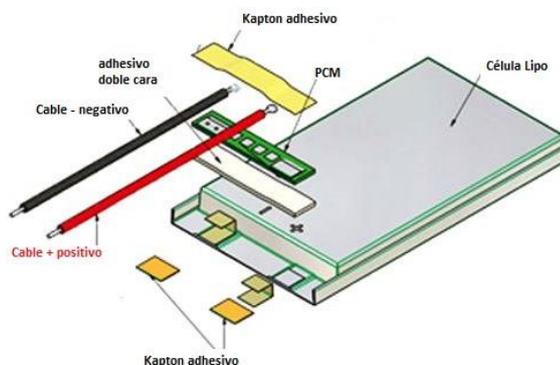


Figura 4.3: Batería con PCM.

Los valores que deben mantener los PCM en las baterías de litio (LiPo) son los siguientes:

- Máximo voltaje: 4.35V +/- 0.025V por célula.
- Mínimo voltaje: 2.4V +/-0.08V por célula.
- Corriente máxima de Protección: +40% de la corriente nominal.
- Respuesta de sobrecarga: <=1 segundo.
- Respuesta de descarga: <=0.1 segundo.

Este circuito a priori no es necesario en este sistema ya que el Módulo de Control de batería incorporará otro sistema de protección contra sobrecargas y descargas profundas, pero no obstante, dada la gravedad y las consecuencias que puede ocasionar un malfuncionamiento de este tipo de baterías (figura 4.4) incorporamos redundancia en este sentido, manteniendo un PCM en el cuerpo de la batería y la protección adicional que introducimos en el módulo de control de batería.



Figura 4.4: Batería hinchada por sobrecarga.

Nuestro prototipo usará una BAT532, que como puede verse en la figura 4.5 es batería de polímero de litio protegida (con PCM) de 720mAh y 3.7 VCC nominales cuyo tamaño es de 30 mm x 48 mm x 5,0 mm que irá alojada en la parte inferior de la PCB principal y conectada a la PCB secundaria, donde se encuentran el módulo de carga y el módulo de adecuación de tensiones.



Figura 4.5: Imagen de la BAT532.

### 4.1.2 Módulo de alimentación

Dada la complejidad del módulo de alimentación, éste se ha dividido en tres sub-grupos para facilitar su desarrollo. Por un lado tenemos el sub-módulo de adecuación de tensiones, el cual será el encargado de entregar una tensión estabilizada de 3.3VCC al sistema para su correcto funcionamiento, el módulo de carga que se encargará de controlar los procesos de carga de la batería evitando su sobrecalentamiento y sobretensión, y por último el módulo de monitorización del nivel de la carga.

A continuación se indican las características de cada uno:

### Adecuación de tensiones

Como se ha comentado anteriormente, el voltaje de la celda de litio puede oscilar desde los 4.35VCC en máxima carga hasta los 2.4VCC en carga mínima. Esto nos complica la alimentación de los dispositivos digitales, sobre todo el módulo de comunicaciones que como veremos posteriormente tiene un rango de tensión muy reducido y debería ser lo más cercano posible a 3.3VCC. Es obvio que aunque esta tensión se encuentra dentro del rango de la celda de litio no siempre será la ideal, y tendremos un flanco superior en la que nos acercamos a una tensión crítica de destrucción de dicho módulo y un flanco inferior en la que el módulo tendría un comportamiento impredecible y errático.

Por todo esto usaremos un circuito “booster” capaz de entregar 3.3VCC tanto si la tensión de salida de la batería es inferior como si es superior a la de referencia, funcionando en modo regulador de tensión cuando ésta es superior a la de salida, y en modo “bomba de carga” cuando ésta se encuentra por debajo de dicha tensión.

El circuito desarrollado está basado en el integrado LTC3440 de Linear Technology y es capaz de entregar hasta 600mA de manera continua a 3.3VCC con una eficiencia en torno al 96%. En la tabla 1 se detallan algunas de sus características principales:

Característica	Valor
VIN, VOUT Voltage	-0.3 to 6V
Operating Temperature Range	-40°C to 85°C
Continuous Output Current	Up to 600mA
Oscillator Frequency	from 300kHz to 2MHz

Tabla 4.1 Características principales del LTC3440.

Señalar que otro integrado valorado para esta tarea ha sido el TPS61200 de Texas Instruments, aunque ha sido descartado por entregar únicamente 300mA de corriente con una tensión de salida de 3.3VCC ya que tendremos picos sensiblemente mayores en momentos de transmisión de datos, lo cual deriva en un calentamiento excesivo del booster y la probabilidad de llegar en algún momento a la intensidad de corte del mismo.

### Implementación

El LTC3440 requiere de una cierta circuitería auxiliar para funcionar correctamente, aunque el fabricante proporciona el esquema y los valores de los componentes que se deben utilizar. Cabe destacar que es necesaria la conexión de un inductor externo de 10 uH que admita corrientes de más de 600 mA (puede verse en la figura 4.8 el inductor L1). El fabricante da la opción de operar en modo de frecuencia fija o por el contrario en modo “burst” mediante el pin MODE/SYNC poniéndolo a GND o VCC respectivamente. En nuestro caso operaremos en dicho modo donde la frecuencia de salida depende de la carga que tenga que suministrar el integrado.

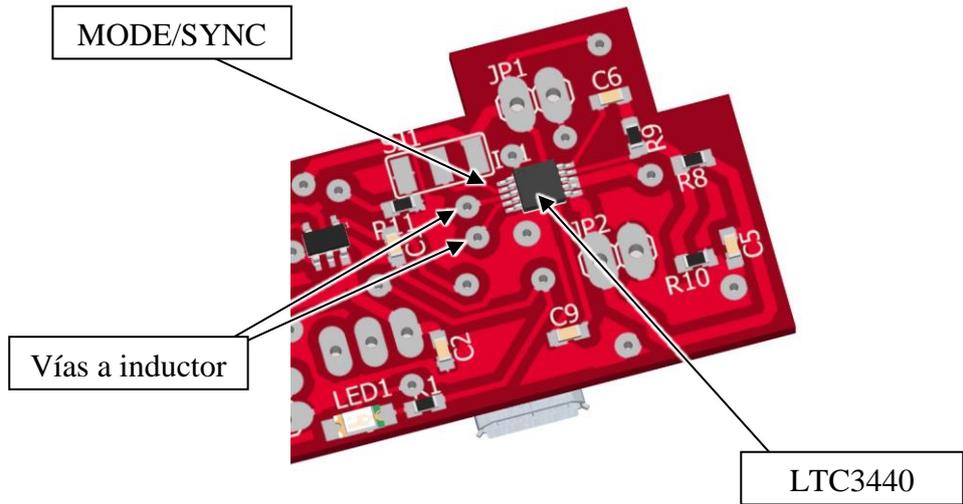


Figura 4.6: Detalle del LTC3440 en el módulo de alimentación.

**Módulo de carga**

Este módulo está basado en el integrado MCP73831 de Microchip el cual es un controlador de carga lineal altamente avanzado. Incorpora protección contra altas temperaturas, cortando la carga de la batería si la temperatura excede de 150°C. Dispone de 5 modos de funcionamiento en base a las condiciones en las que se encuentra la batería y su lógica decide el modo más adecuado en cada momento en base al diagrama de flujo mostrado en la figura 4.7.

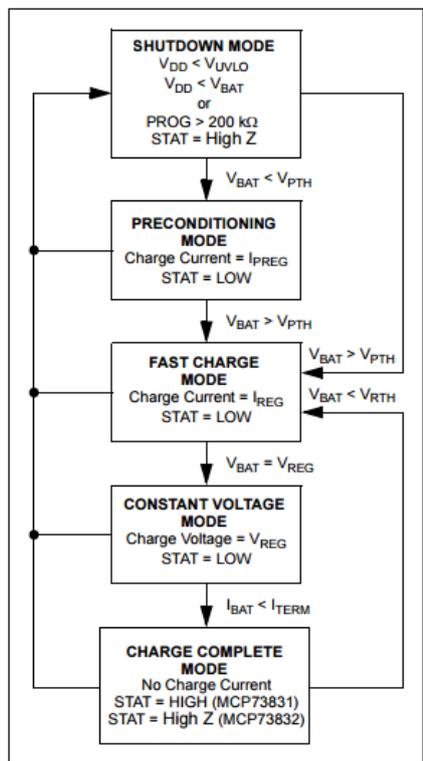


Figura 4.7: Diagrama de flujo del MCP73831.

En dicho diagrama de flujo pueden observarse los 5 modos de funcionamiento de este integrado:

- Shutdown mode: En este modo, el MCP73831 se encontrará cuando no haya conectado el cargador o la batería no esté presente.
- Preconditioning mode: El MCP73831 incorpora de fábrica un voltaje límite para el pre acondicionamiento de la batería ( $V_{PTH}$ ). Si el voltaje de la batería baja de dicho límite se activará el modo de pre acondicionamiento. En este modo se suministra un porcentaje de la intensidad de carga, definido por el valor de la resistencia conectado a pin PROG, en nuestro caso dicho porcentaje es del 10%.
- Fast charge mode o constant current mode: Cuando el voltaje de la batería aumenta por encima del  $V_{PTH}$ , se pasa a este modo, donde se aplicará la intensidad de carga programada por la resistencia en el pin PROG, que en nuestro caso será de 500 mA
- Constant voltage mode: Una vez se alcanza la tensión de regulación  $V_{REG}$ , que para este integrado es 4,20 V, se pasa a este modo donde irá bajando la intensidad de carga y se mantiene la batería en dicho voltaje. Este proceso completa la carga de la batería y viene a suponer el último 20% del proceso.
- Charge complete mode: El MCP73831 detecta el final de la carga cuando la media de la intensidad de carga disminuye un porcentaje que también depende de la resistencia en el pin PROG, en nuestro caso un 5% aproximadamente.

### Implementación

Como se ha comentado, la corriente de carga será suministrada por un cargador de teléfono móvil (micro USB) cuya tensión de salida nominal es de 5VCC. Por tanto se ha elegido un conector micro USB, en concreto el MOLEX 47346-0001. Se ha elegido el fabricante Molex por una cuestión de continuidad de producto, ya que muchos conectores de este tipo rápidamente desaparecen del mercado y no tienen rotación. De este modo, nos aseguraremos que al pasar a fase de producción tengamos disponibilidad en este componente dado que su footprint no está estandarizado.

De este conector únicamente nos interesan los dos pines de alimentación (VCC y GND) que se encuentran en los dos extremos ya que no utilizaremos las líneas de datos del USB, y por motivos de seguridad y evitar inversiones de polaridad, colocaremos un diodo

rectificador a la entrada VCC. Además, de esta forma evitaremos que un problema eléctrico en el nodo se transmita al cargador.

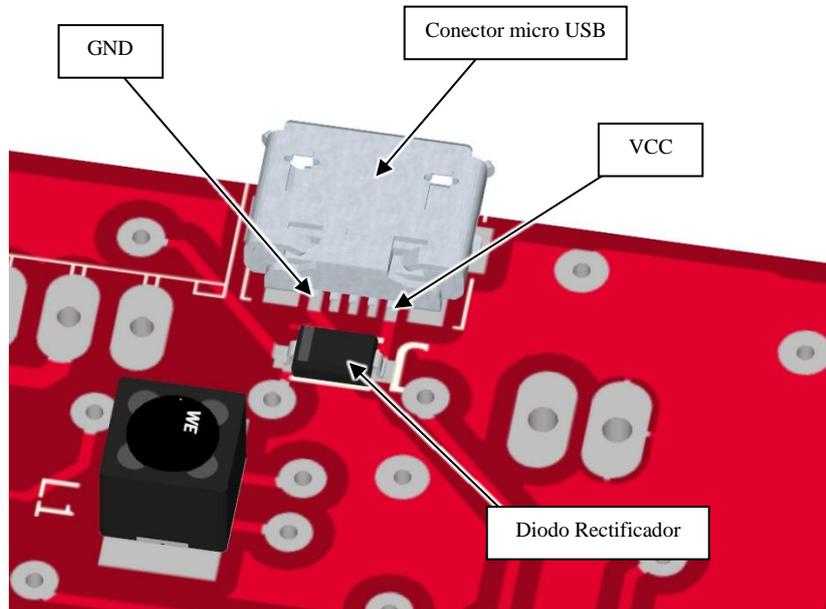


Figura 4.8: Detalle del conector micro USB de carga.

El integrado MCP73831 únicamente requiere conectar la tensión de entrada (micro USB) al pin VDD, el pin VSS a GND y el pin VBAT al positivo de la batería para la corriente de carga. Existen otros dos pines opcionales que nosotros también hemos utilizado. Por un lado STAT, que es una salida con lógica tri-estado (tabla 4.2):

Se conecta STAT al cátodo de un led de estado y su ánodo a la tensión de entrada, con esto y en base a la tabla proporcionada por Microchip, se consigue que el led permanezca encendido durante el proceso de carga y se apague cuando ésta finalice, de forma que el usuario pueda estar informado de cuándo debe desconectar el cargador. Además llevaremos esta línea también al microcontrolador para que pueda conocer también cuando está siendo recargada la batería.

Estado del ciclo de carga	Nivel
Shutdown	High Z
No Battery Present	High Z
Preconditioning	Low
Constant-Current Fast Charge	Low
Constant Voltage	Low
Charge Complete – Standby	High

Tabla 4.2 Estados de pin STAT en MCP73831

Por otro lado, usaremos la línea PROG, con la cual podemos regular, entre otras cosas, la intensidad de carga como hemos visto anteriormente, a través de una resistencia puesta a masa. En nuestro caso usaremos  $2\text{ k}\Omega$  (dos resistencias en paralelo de  $10\text{ k}\Omega$  y  $2.5\text{ k}\Omega$ ) para una intensidad de carga de  $500\text{mA}$ .

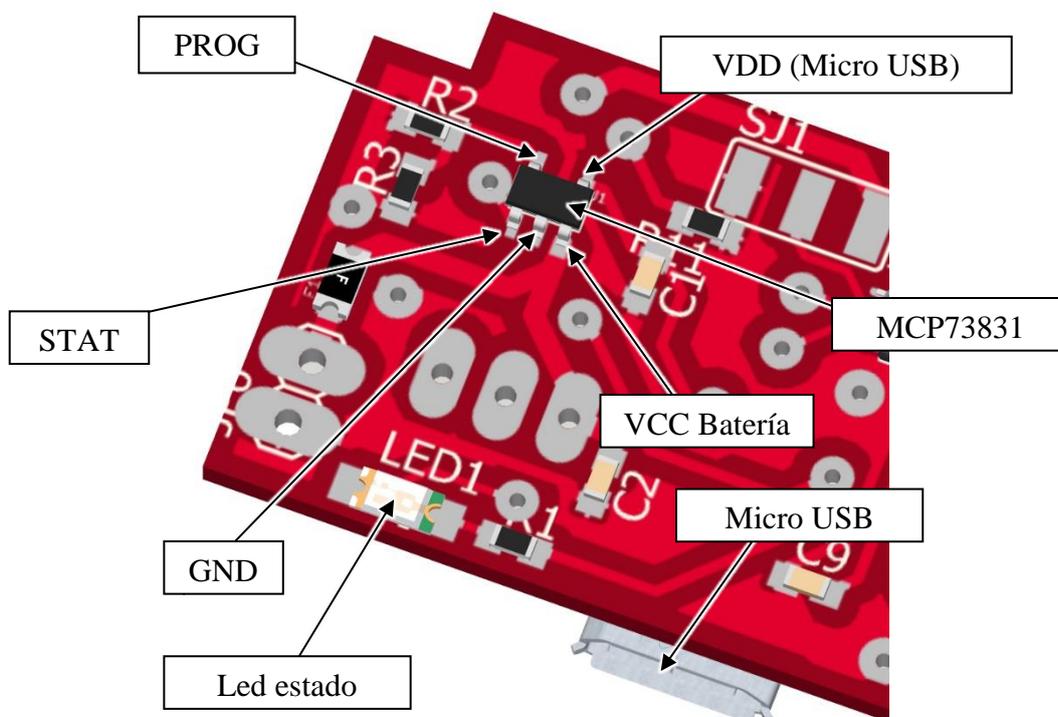


Figura 4.9: Detalle del MCP73831 en el módulo de carga.

### Módulo de monitorización de carga

Para monitorizar la carga de la batería se usa un integrado de Microchip, el MAX17043, el cual incorpora un convertor analógico-digital (ADC) calibrado para medir la tensión de la batería. Una vez hecha la medición, el integrado compara el valor obtenido con el modelo y a través de sus algoritmos, el MAX17043 puede producir un estado de carga estimado (state-of-charge SOC).

Este integrado además tiene la ventaja de que provee la información a través del bus I<sup>2</sup>C el cual ya se usa en el prototipo para la lectura de otros sensores de las sondas y no implica usar nuevos pines del microcontrolador del nodo.

Otra de las ventajas de medir el estado de la batería con dicho integrado es que, frente a otros integrados con funciones similares, evita la necesidad de realizar ciclos de aprendizaje y añadir resistencias externas para monitorizar la corriente.

Debido al encapsulado de este integrado TDFN (3x3 mm), se integra dentro del nodo en una placa comercial, ya que su soldado en una placa de prototipo sin máscara anti-soldante es altamente complicado. En concreto usaremos el módulo de la empresa Sparkfun LiPo Fuel Gauge (TOL-10617) y posteriormente al pasar el prototipo a fase de producción se puede integrar junto al resto de la electrónica en la PCB ya que únicamente requiere unos pocos componentes pasivos (resistencias y condensadores), El propio fabricante (Maxim Integrated) facilita el esquema de conexión.



Figura 4.10: LiPo Fuel Gauge de Sparkfun.

### Implementación

Este módulo es muy sencillo de incorporar en nuestro prototipo ya que únicamente necesitamos unirlo a la batería a través de dos de sus pines (V+, GND) y por otro lado lo uniremos al bus I<sup>2</sup>C (líneas SCL y SDA) para hacer las lecturas del estado de carga de la batería. Adicionalmente hemos conectado también su salida ALRT a una interrupción externa del microcontrolador, ya que este pin producirá un flanco de bajada en caso de que el nivel de carga en la batería alcance un valor crítico. Esto puede resultar de gran interés para realizar tareas de protección, como poner todos los sistemas en modo de “sleep” hasta que la carga de la batería alcance un nivel adecuado.

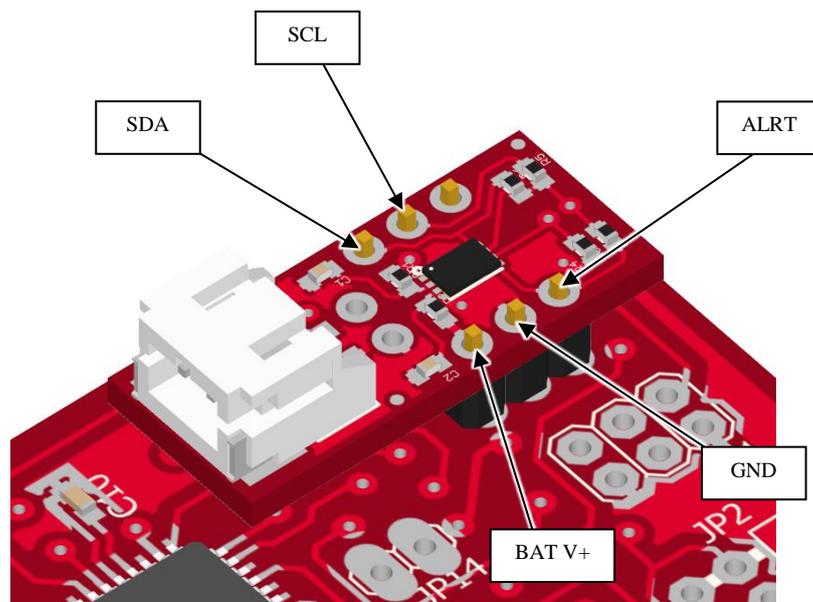


Figura 4.11: Detalle del LiPo Fuel Gauge en la PCB principal del nodo.

### 4.1.3 Módulo de comunicaciones

El sistema transmite la información a través de una red WiFi (802.11 b/g/n) incluida en la banda ISM (Industrial, Scientific and Medical) aprovechando la infraestructura disponible en los centros médicos ya que en la actualidad la mayoría de éstos ya disponen de redes inalámbricas WiFi al igual que en la mayoría de residencias, y muchos hogares. Por el contrario, haber elegido otros estándares o protocolos obligaría a realizar un despliegue de infraestructura o el uso de bandas licenciadas que implicaría incrementar el coste de implantación del sistema.

Aunque con este estándar ganemos en compatibilidad, se penaliza el consumo energético del dispositivo, ya que existen diversos estándares de comunicación mucho más eficientes energéticamente que el WiFi que se emplean ampliamente en redes de sensores y el internet de las cosas.

Ejemplos de otros estándares que se han valorado para realizar las comunicaciones de este proyecto han sido:

- nRF24L01+ de Nordic Semiconductor (figura 4.12). Al igual que el estándar WiFi, este transceptor opera en la banda de 2.4 GHz pero con un consumo mucho más reducido, del orden de 14mA en picos de envío/recepción. Su tensión de operación está en el rango de 1.9VCC a 3.6VCC y su tasa de transferencia es de hasta 2Mbps.

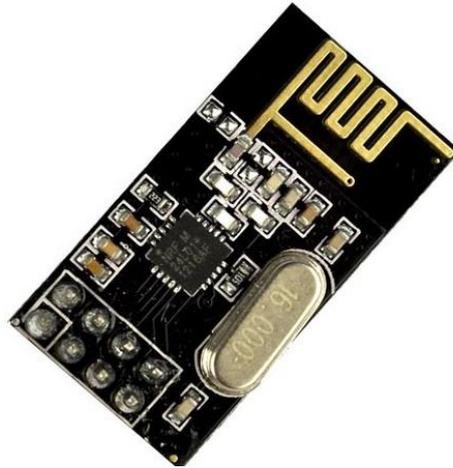


Figura 4.12: nRF24L01+ de Nordic Semiconductor.

- ZigBee. Este protocolo se basa en el nivel 1 de modelo OSI y MAC (capa física y subcapa más baja de la capa de enlace de datos) y está definido en el estándar IEEE 802.15.4. Al igual que WiFi, utiliza la banda ISM y se caracteriza por su bajo consumo energético, ya que frente a otros protocolos, en ZigBee los dispositivos permanecen durante gran parte del tiempo en modo latente despertándose periódicamente para informar a la red de su presencia. Por el contrario dispone de una tasa de transferencia limitada en comparación con WiFi o Bluetooth por ejemplo, de unos 250 kb/s.



Figura 4.13: Módulo ZigBee XBee Pro de Digi International.

Además, aporta cierta complejidad a la red por su topología, ya que ZigBee requiere un nodo coordinador, el cual se encarga de controlar la red y las rutas que deben seguir los nodos para su comunicación (figura 4.14).

También se requieren nodos router, para interconectar dispositivos separados en la topología y ofrecer un nivel de aplicación para la ejecución de código de usuario.

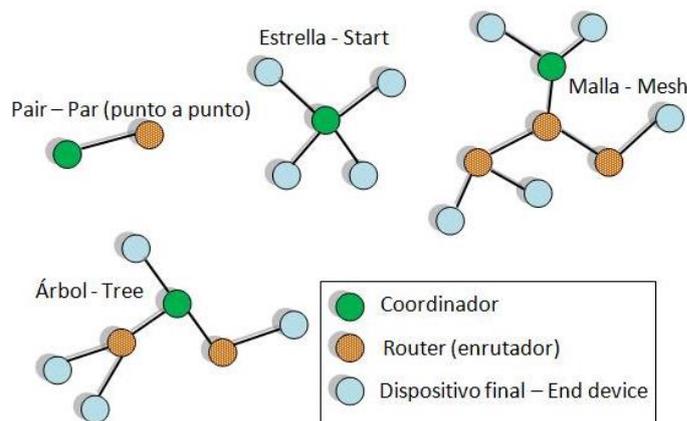


Figura 4.14: Tipologías de red ZigBee.

Y por último los dispositivos finales, los cuales tienen la capacidad para comunicarse con sus nodos padres (coordinador o router).

- Bluetooth: Este protocolo ampliamente conocido, se valora en su versión 4.0 por su bajo consumo de energía pero se descarta por su reducido alcance.

Debido a que uno de los objetivos de este proyecto es que el coste de los componentes del prototipo sea lo más bajo posible se integran las comunicaciones con el integrado ESP8266 cuyo precio en el momento de diseño se encuentra en torno a 2,3 €.

El módulo ESP8266 de AI-Thinker incorpora además un microcontrolador que gestiona toda la comunicación con el transductor. Por defecto este microcontrolador incorpora un firmware que provee una gran cantidad de comandos AT para realizar todas las operaciones de comunicaciones WiFi habituales (escaneo de redes, asociación de estaciones, comunicaciones IP, etc.).

Estos comandos pueden ser ejecutados por un microcontrolador externo gracias a la interfaz UART que incorpora el módulo.

Este tiene dos modos de operación, modo estación y modo punto de acceso. En el primero de ellos el módulo habilita todas las operaciones habituales de las estaciones WiFi mientras que en el segundo, el módulo habilita un SSID en el que acepta asociaciones de estaciones y habilita un servidor web básico.

### Implementación

En nuestro prototipo incorporaremos el transceptor WiFi a través del módulo comercial ESP8266-01. Su conexión es sencilla, básicamente debemos conectar los pines de alimentación VCC y GND, además el pin CH\_PD debe ser puesto a nivel alto (VCC) para que el integrado se habilite (a nivel bajo se usa para cambios de firmware o para deshabilitar el integrado). En nuestro caso conectaremos los pines TX y RX a dos pines digitales del microcontrolador, pero no a los de la UART física, los cuales reservaremos con motivos de depuración del sistema, y por tanto utilizaremos un serial por software para comunicarnos con el ESP8266.

Por último, el pin RST lo conectaremos a la línea de RESET general del circuito que puede ser accionada por un micro switch, a la que también está conectado el microcontrolador, de forma que con la pulsación de dicho switch se reinicien todos los integrados simultáneamente.

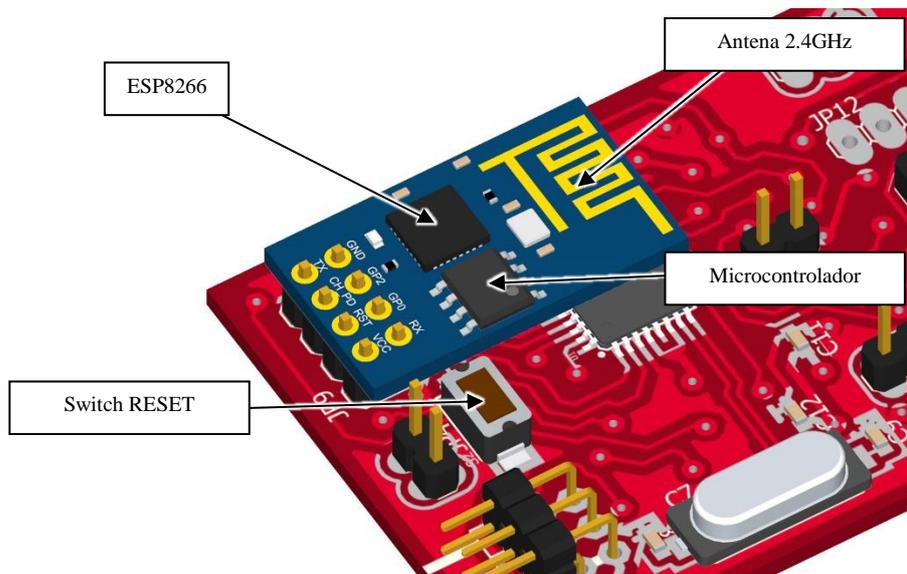


Figura 4.15: Detalle del ESP8266 en la PCB principal del nodo.

En nuestro caso no utilizaremos el firmware original del módulo, sino que crearemos uno propio mediante el cual conectaremos a una red WiFi predefinida y crearemos un pequeño servidor web mediante el cual la aplicación web de visualización se comunicará con el nodo.

Este firmware lo crearemos con el IDE de Arduino, ya que gracias al administrador de placas descargaremos los módulos ESP8266 y nos permitirá la programación como si de una placa Arduino se tratase.

Para cambiar el firmware de dicho módulo requeriremos también un módulo adaptador USB a serie FTDI y realizar las conexiones pertinentes como aparecen en la figura 4.16.

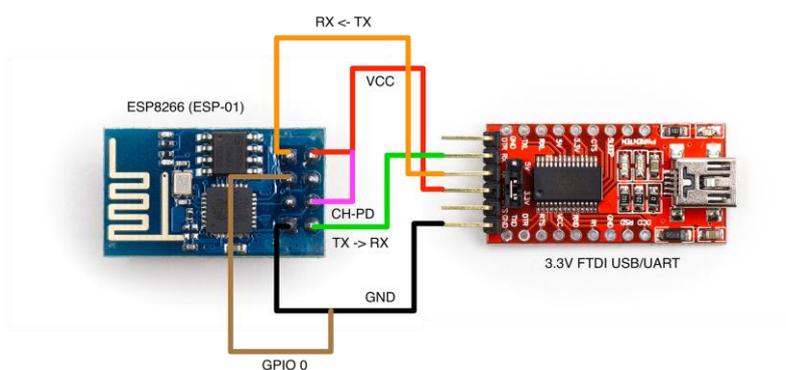


Figura 4.16: Conexión de FTDI a ESP8266 para su reprogramación.

Una vez conectado al FTDI se seleccionará como placa dentro del IDE de Arduino ‘Generic ESP8266 Module’ y como puerto serie, el puerto COM virtual correspondiente al FTDI.

#### 4.1.4 Módulo de proceso

Para la elección del microcontrolador de los nodos se han tenido en cuenta varios factores:

- Numero de E/S (entradas/salidas) estimado.
- Disponibilidad de ADC (Convertor analógico-digital).
- Disponibilidad de UART hardware para comunicaciones.
- Disponibilidad de protocolos de comunicación (SPI, I<sup>2</sup>C, etc.).
- Interrupciones disponibles (cantidad de ellas, pines, activación por flancos, etc.).
- Consumo en modo idle (modo normal de operación).
- Posibilidad de cambio a modo “sleep” o de bajo consumo.

Teniendo en cuenta estos factores seleccionamos dos microcontroladores de dos de los mayores fabricantes de microcontroladores como son Microchip y Atmel.

Por parte de Microchip hemos seleccionado el 16F886 el cual es un potente microcontrolador con un coste muy contenido y que cumple con todos los requisitos para desarrollar el proyecto. En la tabla 4.3 se detallan las características más significativas de este microcontrolador.

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Velocidad CPU	5 MIPS
Arquitectura	RISC
Voltaje operacional	2VCC a 5.5VCC
Pines digitales E/S	28
Salidas PWM	2
Entradas analógicas	11 canales de 10 bit
Corriente máxima salida pin	25 mA
Memoria flash	14 Kbyte
RAM	368 Bytes
EEPROM	256 Bytes
Número de UART	1
Número de interrupciones externas	1
Número de puertos SPI	1
Numero de puertos I <sup>2</sup> C	1
Programación en placa (ISP)	Si
Consumo idle (a 4 MHz, Vin 2V)	220 $\mu$ A
Consumo stand by (Vin 2V)	50 nA

Tabla 4.3: Características del Microchip 16F886

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Velocidad CPU	1 MIPS por MHz
Arquitectura	RISC
Voltaje operacional	1.8VCC a 5.5VCC
Pines digitales E/S	32
Salidas PWM	6
Entradas analógicas	8 canales de 10 bit
Corriente máxima salida pin	40 mA
Memoria flash	32 Kbyte
RAM	2 Kbyte
EEPROM	1 Kbyte
Número de UART	1
Número de interrupciones externas	24
Número de puertos SPI	1
Numero de puertos I <sup>2</sup> C	1
Programación en placa (ISP)	Si
Consumo idle (a 1 MHz, Vin 1.8V)	0.2 mA
Consumo stand by (Vin 1.8V)	0.75 $\mu$ A

Tabla 4.4: Características del Atmel Atmega 328P

Por parte de Atmel hemos seleccionado el microcontrolador Atmega 328P, el cual, al igual que el 16F886 tiene un coste reducido pero dispone también de todas las características necesarias para las funciones requeridas. Además este integrado se ha hecho muy popular en los últimos tiempos por ser el microcontrolador de la placa de desarrollo libre Arduino UNO, una de las más vendidas de toda la familia Arduino. Se incluyen en la tabla 4.4 las características más importantes de este microcontrolador.

Como podemos comprobar, el Atmega 328P es un microcontrolador más potente aunque el consumo energético es también significativamente mayor, siendo no obstante bastante contenido.

En este proyecto nos decantamos por el uso del Atmega 328P, ya que sus características están bastante ajustadas a las necesidades del sistema, además al compartir microcontrolador con la plataforma Arduino UNO nos permitirá usar ésta como placa de desarrollo, montando todos los componentes previamente en dicha placa y facilitándonos en gran medida el diseño.

Además, para poder programar directamente con el IDE de Arduino nuestro proyecto, prepararemos un puerto especial de servicio, mediante el estándar ISP (In System Programming), de forma que podamos cargar los archivos compilados de Arduino en nuestro microcontrolador.

Otro factor que tenemos en cuenta es que para que el programa compilado con Arduino funcione correctamente en nuestro integrado, deberemos configurar correctamente los ‘fuses’ con los parámetros necesarios (frecuencia de reloj, dirección de inicio de programa, etc.) como veremos posteriormente. En el Atmega 328P son básicamente 2 bytes, Fuse HIGH Byte y Fuse LOW Byte de la memoria del microcontrolador que configura sus parámetros de funcionamiento según la tabla 4.5.

Fuse High Byte			Fuse Low Byte		
bit	Nombre	Descripción	bit	Nombre	Descripción
7	RSTDISBL	External reset disable	7	CKDIV8	Divide clock by 8
6	DWEN	DebugWire Enable	6	CKOUT	Clock output
5	SPIEN	Enable SPI	5	SUT1	Start-up time
4	WDTON	Watchdog timer always on	4	SUT0	Start-up time
3	EESAVE	No chip erase	3	CKSEL3	Clock Source
2	BOOTSZ1	Boot size	2	CKSEL2	Clock Source
1	BOOTSZ0	Boot size	1	CKSEL1	Clock Source
0	BOOTRST	Reset vector	0	CKSEL0	Clock Source

Tabla 4.5: Fuse Bytes del Atmega 328P

En nuestro caso usaremos la configuración 0xD9 para High Byte y 0xFF para Low Byte que de acuerdo con la información técnica facilitada por el fabricante establecerá, entre otras cosas el reloj externo a 16MHz.

Cabe destacar la importancia de dejar habilitado la interfaz SPI, ya que si por error la deshabilitáramos no se podría reprogramar el microcontrolador en placa y habría que desoldarlo.

Por último, para cargar el firmware creado con el IDE de Arduino haremos uso del programador Atmel AVRISP mkII, el cual se conectará a la interfaz ISP de la placa principal (figura 4.17) para cargarle el archivo hexadecimal generado.

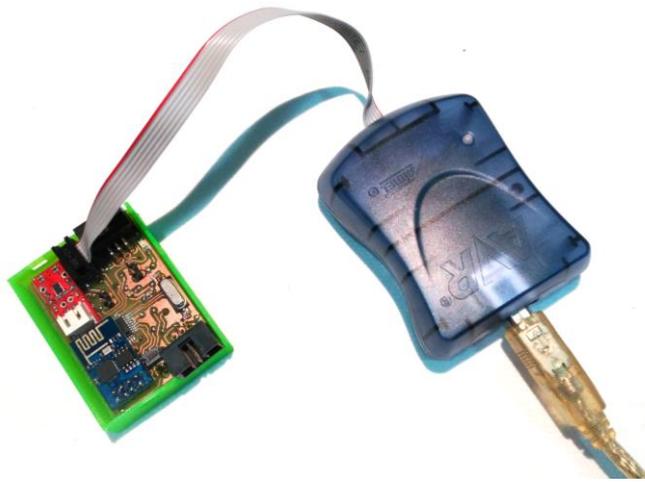


Figura 4.17: Conexión del programador a la placa principal.

### 4.1.5 Módulo de control de sondas

Para controlar las sondas necesitamos un sistema que arbitre el acceso al bus I<sup>2</sup>C que comparten los sensores de temperatura y humedad de las sondas. Este sensor tiene una dirección de dispositivo en el bus común y no puede ser modificada por el usuario, por tanto cuando ambas sondas se encuentra conectadas se produciría un conflicto en el bus. Para resolver este problema se implementan dos sistemas:

- **Detección de presencia:** con este sistema se detecta qué sondas están conectadas en cada momento, de modo que no se produzcan peticiones de datos a sensores no presentes, lo que provocaría bloqueos en el ciclo normal del programa del microcontrolador. Este sistema se implementa con una línea de nivel alto que retorna de cada una de las sondas cuando ésta se encuentra conectada (puede verse en Anexo E, líneas S\_PRESION\_A y

S\_PRESION\_B), esta línea se conecta mediante una resistencia de pull-down a masa para evitar estados indefinidos en el bus.

- Conmutador de bus: mediante este sistema aseguramos que en el bus haya únicamente una sonda activa en cada momento para evitar conflictos entre ambas, especialmente en las lecturas de los sensores de humedad y temperatura, con la misma dirección de dispositivo en el bus I<sup>2</sup>C. Este sistema se implementa mediante dos sencillos transistores NPN (figura 4.16) a modo de interruptores (líneas ENABLE\_A y ENABLE\_B), y así desconectamos físicamente la sonda de la alimentación, por lo que solventamos dichos conflictos en el bus.

### Implementación

La implementación de este sistema es relativamente sencilla, se usa un transistor para desconectar o conectar la masa de la alimentación de las sondas. Para ello utilizamos dos transistores NPN, en concreto el BC847, conectando el emisor a masa, el colector al GND de la sonda y la base a través de una resistencia para limitar la corriente a un pin de habilitación del microcontrolador (figura 4.18). El único cálculo que debemos hacer es el de las resistencias, usando la fórmula

$$R = \frac{VCC - 0,7}{\frac{corriente}{hFe}}$$

Como sabemos  $VCC$  será 3.3VCC (tensión de alimentación del circuito) y *corriente* será la intensidad requerida por nuestra sonda. Ésta se resume en el máximo consumo del SHT21, 330 $\mu$ A. Para la intensidad del sensor de presión sabemos que libre de carga tiene una resistencia de 100 K $\Omega$  aproximadamente, por lo que la corriente será de aproximadamente otros 330 $\mu$ A.

Por otro lado  $hFe$  es la ganancia de corriente (current gain) de nuestro transistor, que para el BC847 es 110, con lo que nos quedaría la fórmula:

$$R = \frac{3.3 - 0,7}{\frac{6,6 \times 10^{-4}}{110}} = 35,81 \Omega$$

Por lo que el valor de la resistencia comercial (tolerancia del 10%) es 39  $\Omega$ .



Figura 4.18: Detalle de los transistores de selección de sonda.

#### 4.1.6 Diseño 3D

Para contener toda la electrónica y facilitar la colocación en el paciente se diseña una carcasa en 3D, como puede verse en la figura 4.19 (Anexo I), usando el software SketchUp que posteriormente imprimiremos con una impresora 3D en plástico PLA.

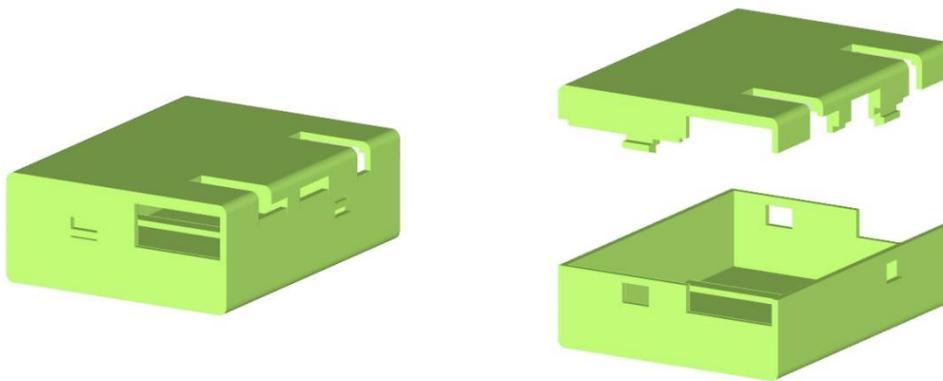


Figura 4.19: Diseño de la carcasa del nodo.

A continuación en la siguiente figura 4.20 puede observarse el despiece completo de los nodos.

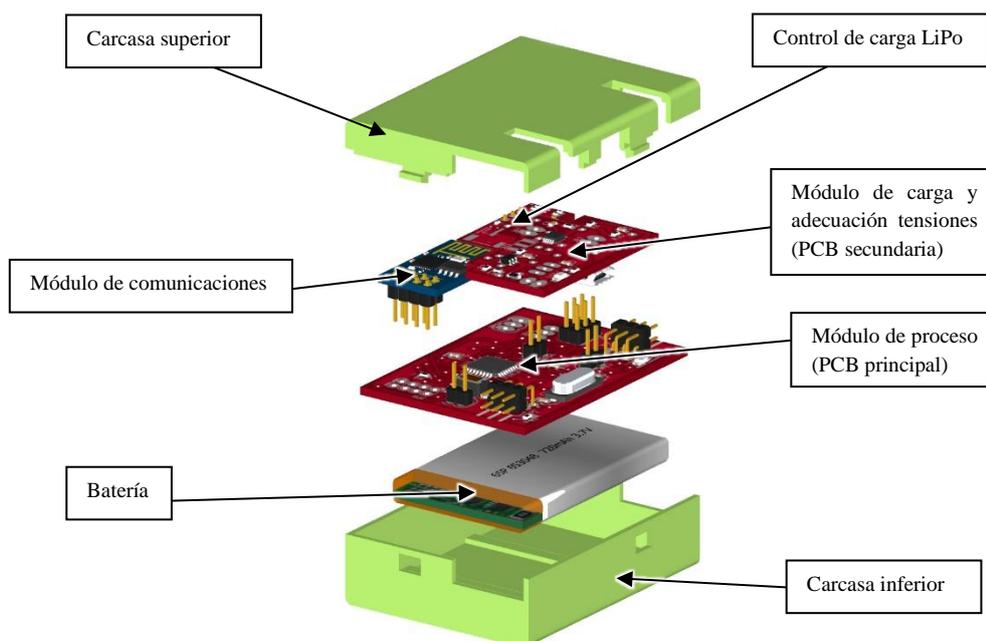


Figura 4.20: Vista 3D de los componentes del nodo.

## 4.2 SONDAS

Como se podía observar en la figura 4.1, cada sonda contiene tres sensores: sensor de temperatura, sensor de humedad y sensor de presión.

Se indican a continuación las principales características de cada uno de ellos.

### 4.2.1 Sensor de Temperatura y humedad

Para medir la temperatura se han analizado varios sensores comerciales. Los más importantes son.

- LM35. (figura 4.21). Este sensor proporciona una tensión de salida proporcional a la temperatura captada. Tiene una precisión calibrada de  $1^{\circ}\text{C}$  que equivale a  $10\text{mV}$ . Para su medición por tanto necesitaríamos utilizar un convertor analógico digital del microcontrolador. Su salida es lineal y tiene un bajo factor de auto calentamiento,  $0,08^{\circ}\text{C}$  en aire estático ya que únicamente necesita  $60\mu\text{A}$  para funcionar. Este sensor es descartado por varias razones: principalmente por su precisión, ya que vamos a medir la temperatura superficial de la piel y nos interesa poder captar las décimas de temperatura; pero también por su encapsulado, ya que el más reducido es SO-8 ( $5\text{mm} \times$



Ambiente	Estándar	Resultado
HTOL(High Temperature Operating Lifetime)	125°C, 408 hours	Pasado
TC	-50°C - 125°C, 1000 cycles	Pasado
UHST	130°C / 85%RH / $\approx$ 2.3bar, 96h	Pasado
THB	85°C / 85%RH, 1000h	Pasado
HTSL	150°C, 1000h	Pasado
ELFR	125°C, 48h	Pasado
ESD Immunity	HBM $\pm$ 4kV, MM $\pm$ 200V, CDM	Pasado
Latch-up	force current of $\pm$ 100mA with Tamb = 125°C	Pasado

Tabla 4.6: Resultados del test AEC-Q1000 del SHT21.

Su voltaje de entrada está en el rango de 2.1VCC y 3.6VCC. Cabe destacar además su bajo consumo energético ya que dispone de un modo sleep que puede ser activado cuando no se están realizando mediciones, y en el cual consumiría únicamente 0.15 $\mu$ A frente a los 300 $\mu$ A que consume mientras se encuentra realizando una medición.

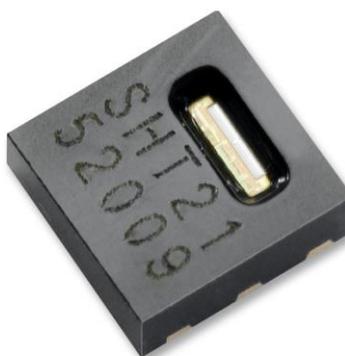


Figura 4.23: SHT21.

Otra característica muy importante es que este sensor incorpora en el mismo encapsulado un sensor de humedad, que es otro de los parámetros a medir por las sondas, lo cual nos aporta una importante reducción de superficie.

En cuanto a la humedad, este sensor tiene una resolución de 0.04 %RH en el modo 12 bits y de 0.7 %RH en el modo 8 bit, con una tolerancia de  $\pm$ 2 %RH.

Dado que la humedad está muy relacionada con la temperatura, este sensor está térmicamente compensado para alcanzar una alta fiabilidad.

Como todos los sensores, el SHT21 tiene un pequeño grado de auto calentamiento por la potencia disipada, que para este sensor, según el fabricante, es menor a  $0.1^{\circ}\text{C}$  siempre y cuando el sensor no se mantenga activo más del 10% del tiempo. Por ejemplo, siempre que no se realicen más de 2 medidas por segundo con 12 bits de precisión.

Dadas las ventajas que nos aporta este sensor, como incluir en el mismo encapsulado tanto el sensor de temperatura como el de humedad y no necesitar de ninguna electrónica auxiliar más que un condensador de desacople a la entrada de alimentación, nos decantamos por este sensor para las sondas a pesar de tener un coste algo más elevado, aunque se verá compensado al no necesitar incorporar otro sensor de humedad.

Para la protección del sensor le incorporaremos el filtro SF2 (figura 4.24) de Sensirion, lo que le otorga un grado de protección IP67 y una eficiencia de filtración del 99,99% de las partículas mayores de  $0,1\mu\text{m}$ .



Figura 4.24: Filtro SF2 de Sensirion.

### Implementación

El SHT21 dispone de 4 pines activos que debemos conectar, VCC que lo conectaremos a la alimentación, GND conectado a masa y las dos líneas del bus I<sup>2</sup>C, la señal de reloj SCL y la línea de datos SDA.

Como a cualquier integrado, y especialmente éste que se encontrará relativamente lejos de la alimentación, le conectaremos un condensador de desacople entre las dos líneas de alimentación lo más cerca posible, para mantener la inductancia lo más baja posible (figura 4.25).

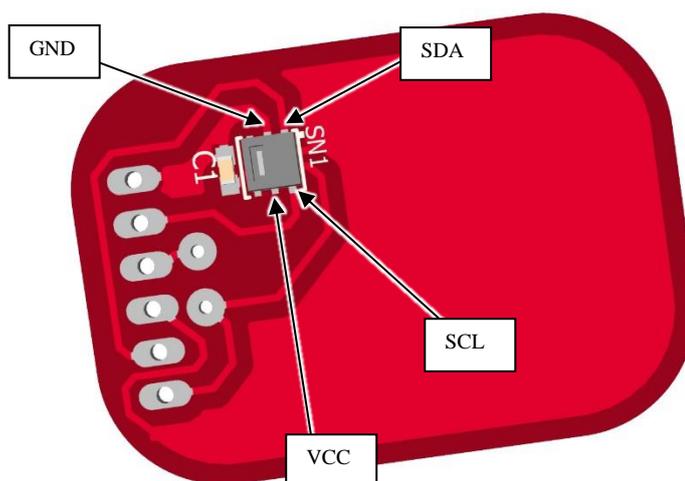


Figura 4.25: Detalle del SHT21 en la PCB de la sonda.

#### 4.2.2 Sensor de humedad

A pesar de haber seleccionado el SHT21 como sensor de temperatura y humedad, se han barajado otras opciones como sensor de humedad con el fin de verificar que no compensase incorporar otro sensor distinto en detrimento del SHT21. A continuación se detallan otros sensores valorados para acometer esta función.

- DHT22. (figura 4.26). Este sensor al igual que el SHT21 está compensado térmicamente, su voltaje de operación está en el rango de 3,3VCC a los 6VCC. Su salida es digital, basada en el protocolo 1-wire. Su precisión es de  $\pm 2\%$  RH con una resolución de 0,1%RH. Este sensor se ha descartado principalmente por su tamaño, ya que en su versión más reducida mide 14 mm x 18 mm x 5,5 mm.

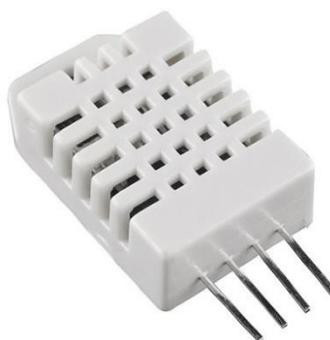


Figura 4.26: DHT22.

- HDC1010. (figura 4.27). Este sensor, fabricado por Texas Instruments, combina en el mismo encapsulado, como el SHT21, un sensor de temperatura y otro de humedad con una precisión de  $\pm 2\%$  RH. Su salida es digital mediante el protocolo I<sup>2</sup>C. Su voltaje de operación va desde los 2,7 VCC hasta los 5,5VCC y su encapsulado es el más reducido de todos los valorados, 8DSBGA (2,04 mm x 1,59 mm) con 7 pines activos y uno no conectado. Hemos descartado este sensor por haber sido muy complicado localizarlo en los distribuidores especializados y no haber podido evaluar un funcionamiento en una placa de pruebas.



Figura 4.27: HDC1010.

### 4.2.3 Sensor de presión

Este sensor ha sido el más complejo de seleccionar por sus particularidades. Se han valorado diferentes tecnologías pero por motivos de tamaño y ya que no necesitamos una alta precisión en la medida nos hemos terminado decantando por los FSR (Force Sensing Resistor), ya que cualquier otro tipo analizado ha resultado inviable para el propósito requerido por sus dimensiones. A continuación veremos los principales tipos de sensores para la medición de fuerzas y presión:

- Galgas extensiométricas. (figura 4.28). Este tipo de sensores tienen la particularidad de variar la resistencia eléctrica cuando se les aplica una fuerza como presión, tensión, peso, deformación. Para ello, se basan en el efecto piezorresistivo de ciertos materiales, los cuales varían su resistencia eléctrica cuando son sometidos a ciertos esfuerzos y/o deformaciones.

Al aplicar una fuerza externa sobre un objeto se produce estrés, que son las fuerzas internas de resistencia de dicho objeto y tensión que es la deformación y desplazamiento producidos.

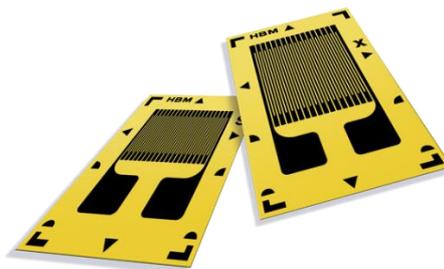


Figura 4.28. Galgas extensiométricas.

Las galgas podrían clasificarse en dos tipos en base al material con el que están construidas. Por un lado están las galgas metálicas, constituidas por una base muy delgada y fina a la que se adhiere un hilo metálico fino de alguna aleación con propiedades piezoeléctricas, como el constantán (Níquel-Cobre), nicrom (Níquel-Cromo), aleaciones de platino, etc. Cada aleación tendrá sus particularidades y le conferirá otras propiedades a la galga, como resistencia a altas temperaturas, factor de la galga (sensibilidad), etc.

Por otro lado tenemos las galgas semiconductoras, donde se reemplaza el hilo metálico por un material semiconductor. Con ello se consigue una importante reducción de tamaño. Los materiales más utilizados son el silicio y el germanio.

Las galgas extensiométricas son sensores de precisión y por tanto requieren una cuidadosa medida. Para ello, al poder observarlas como una resistencia variable de la cual queremos conocer su valor pueden ser medidas mediante un puente de Wheatstone (figura 4.29) teniendo en cuenta ciertos aspectos como la resistencia de los cables a los que está unida la galga. Es un escenario parecido a la medición de sensores de temperatura como las PT100, por tanto hay que equilibrar y calibrar el puente para tener una medida correcta.

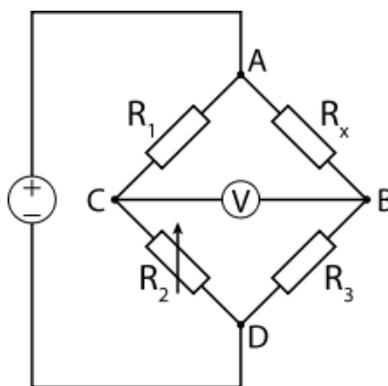


Figura 4.29: Puente de Weathstone.

- FSR. (figura 4.30). Las FSRs no son células de carga o galgas extensiométricas aunque tengan propiedades similares. Estos sensores únicamente modifican su resistencia cuando se les aplica presión.

Fueron inventados y patentados en 1977 por Franklin Eventoff, el cual fundó la empresa Interlink Electronics y posteriormente Sensitronics. Dicha invención proporcionó a Eventoff prestigiosos premios.

Las FSR consisten en un polímero conductivo que modifica su resistencia de una manera predecible al aplicarles la presión. Este polímero puede estar presente como una lámina o como tinta aplicada mediante técnicas de serigrafía.

La película captadora consiste en partículas conductivas y no conductivas que se encuentran suspendidas en una matriz, de forma que al aplicarle una fuerza o presión las partículas conductivas entren en contacto, cambiando de esta forma la resistencia eléctrica de la película.

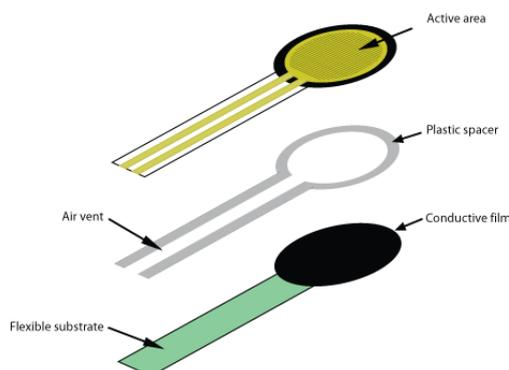


Figura 4.30: Diagrama de sensor FSR.

Un inconveniente de este tipo de sensores es que no son adecuados en aplicaciones donde se requiera una gran precisión, siendo en estos casos más conveniente el uso de galgas extensiométricas.

Tanto las galgas extensiométricas como las FSR requieren una superficie o estructura acondicionada que efectúe la fuerza en la zona activa o de captación, independientemente del tamaño o forma del objeto o cuerpo que la genere. En el mercado existen galgas con estructuras para múltiples aplicaciones, pero las FSR carecen de dicha estructura y son extremadamente frágiles a la flexión y a la torsión, por lo que en este proyecto se ha diseñado un soporte adecuado (figura 4.33 y Anexo J).

Hemos elegido para las sondas el sensor FSR 402 Short de Interlink Electronics (figura 4.31). Este sensor es de los más cortos en el mercado y dispone de un área de captación de 12,70 mm de diámetro con una linealidad de su resistencia bastante aceptable para este tipo de sensores.

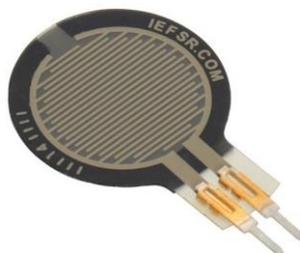


Figura 4.31: FSR402 Short de Interlink Electronics.

### Implementación

Para efectuar la medición de este sensor únicamente hemos realizado un divisor resistivo con una resistencia de valor conocido (10 K $\Omega$ ) de forma que obtengamos una tensión entre 3.3VCC (tensión de referencia) y 0VCC (GND) dependiente de la fuerza captada por el sensor.

Esta tensión la mediremos mediante un conversor analógico digital (ADC) del microcontrolador y dado que no es totalmente lineal, y que su valor depende de otros factores como la carcasa donde se encuentra embebido, se ha decidido calibrarlo de la siguiente manera: en primer lugar se han tomado unas lecturas en laboratorio con pesos conocidos en tramos de 500g y posteriormente el valor será producido por interpolación lineal con los dos valores más cercanos según la ecuación:

$$y_2 = \frac{(x_2 - x_1)(y_3 - y_1)}{(x_3 - x_1)} + y_1$$

Cabe destacar que se ha decidido realizar este proceso en el lado del servidor para liberar al microcontrolador de estas operaciones y así ahorrar tiempo de CPU y por tanto consumo de energía.



Figura 4.32: Detalle del FSR 402 Short en la PCB de la sonda.

#### 4.2.4 Diseño 3D

En la figura 4.33 podemos observar el despiece completo de las sondas.

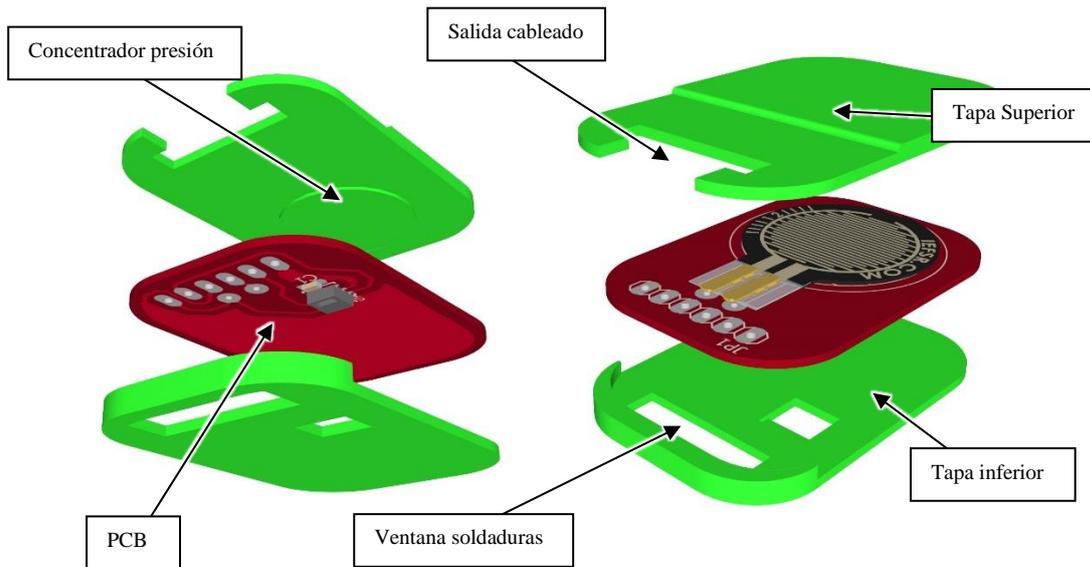


Figura 4.33: Diseño 3D de las sondas.

### 4.3 CABLEADO DE LAS SONDAS

El cableado de las sondas es una parte crítica del proyecto, ya que por un lado necesitamos que sea lo más confortable posible para el paciente y al mismo tiempo que sea lo más inmune al ruido posible. No olvidemos que por ellos se transmitirán datos digitales y serán en sí mismos una extensión del bus I<sup>2</sup>C, el cual en principio está diseñado para comunicaciones en la misma placa. Estos cables se comportarán como una antena y podrían perturbar todo el bus, no solo en las sondas, si su inmunidad frente a interferencias externas no fuese la adecuada.

Aunque el cable más inmune es el trenzado, ya que rompen el efecto antena del cable anulando las interferencias de fuentes externas y diafonía de los cables adyacentes, no lo hemos considerado apropiado por el aumento del espesor y la incomodidad que ocasionaría al paciente.

Hemos preferido usar cable plano y realizarle un apantallado para mitigar en la medida de lo posible las interferencias externas. Para ello hemos recubierto el cable plano con cinta de cobre adhesiva de 0,02mm de espesor y para reducir todavía más la resistencia del blindaje hemos incorporado un drenaje con cable multihilo de cobre desnudo, como puede verse en la figura 4.34.

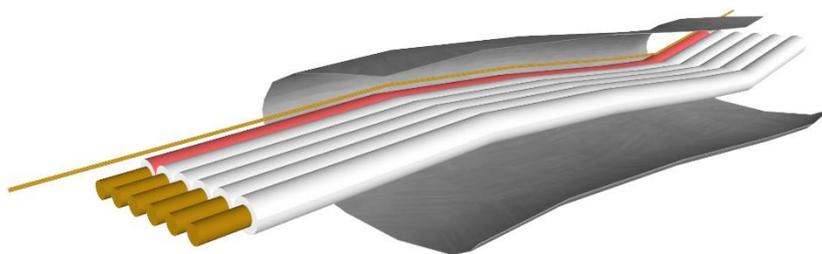


Figura 4.34: Diseño 3D del apantallamiento del cableado de las sondas.

Para proteger el cableado contra la tracción y las tensiones generadas por el movimiento del paciente, se ha realizado una funda textil con cinta de poliéster de 18mm de ancho que le confiere una alta resistencia mecánica.

Para la protección de la sonda se crean también unas fundas de elastano unidas al cableado para reforzar el soporte de las sondas y al mismo tiempo hacerlas más confortables, en la figura 4.35 puede apreciarse tanto estas fundas como la protección del cable.



Figura 4.35: Acabado final de las sondas.

#### 4.4 NODO CENTRAL HUB

Para el nodo central usaremos un mini ordenador de placa reducida SBC (Single Board Computer). En la actualidad estos equipos disponen de todas las funcionalidades esperadas en un ordenador personal y hay multitud de soluciones en función de las necesidades del proyecto, ya que cada una tiene su hueco en el mercado. Algunos modelos interesantes que se han valorado en el proyecto han sido:

- **ODROID-C2:** (figura 4.36). Se trata de una de las SBC con más capacidad de proceso en la actualidad. En su reducido tamaño incorpora un procesador de 64 bits con cuatro núcleos funcionando a 2 GHz, Amlogic ARM Cortex-A53 (ARMv8) y 2 GB de memoria DDR3 SDRAM, una de las más altas del mercado en la actualidad. Además, en cuanto a conectividad dispone de un puerto Gigabit Ethernet, puerto de infrarrojos y un chip gráfico Mali-450 GPU con el que puede renderizar vídeo 4K H.265 hasta a 60 FPS.

En cuanto al software compatible existen distribuciones de Linux disponibles como Ubuntu o Debian y otros sistemas operativos como Android 5.1 Lollipop.

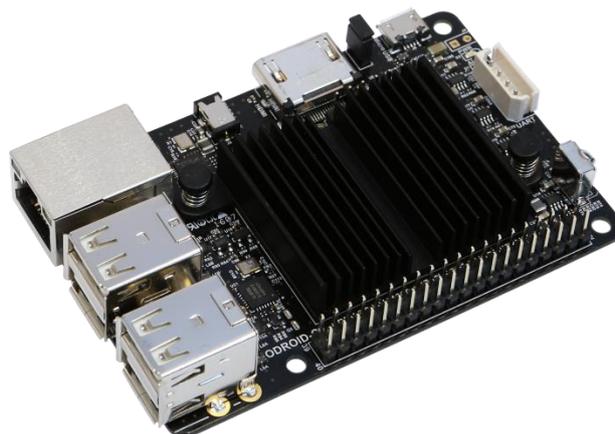


Figura 4.36: Odroid C2.

- **Raspberry Pi 3:** (figura 4.37). Es sin duda la referencia del sector, comenzó siendo desarrollada por la Fundación Raspberry Pi (Universidad de Cambridge) con el objetivo de estimular la enseñanza de la Informática en las escuelas pero ha acabado revolucionando el sector.

Resulta especialmente interesante para la realización de prototipos, ya que tenemos acceso a un completo puerto GPIO que podemos controlar vía software y tener acceso por ejemplo al bus I<sup>2</sup>C del sistema.

En su última versión hasta la fecha, la Raspberry Pi 3, cuenta con un procesador de 64 bits ARM Cortex A53 con cuatro núcleos funcionando a 1,2 GHz y 1 GB de LPDDR2-900 SDRAM.

En lo referente a la conectividad, este modelo ha dado un salto cuantitativo, ya que además de la conexión Ethernet incorpora de serie Bluetooth 4.1, Bluetooth Low Energy (BLE) y conectividad WiFi 802.11n.

En cuanto a los sistemas operativos disponibles, existen múltiples distribuciones basadas en Linux, como Raspbian o Ubuntu, pero también hay otros sistemas como Android o la gran novedad para la plataforma Raspberry, Windows 10 IoT.



Figura 4.37: Raspberry Pi 3.

Existen muchísimos más SBC, aunque nosotros hemos elegido entre estos dos por motivos de disponibilidad y dado que computacionalmente ambas son más que suficientes para nuestro propósito, finalmente nos hemos decantado por la Raspberry Pi por motivos de conectividad, ya que como hemos mencionado incorpora de serie conectividad WiFi 802.11n y se conectará directamente al mismo punto de acceso que los nodos.

Como sistema operativo instalaremos Raspbian, una distribución GNU/Linux basada en Debian Wheezy (Debian 7) por motivos de estabilidad, ya que sólo usaremos la consola de comandos y no instalaremos ningún sistema de ventanas.

La parte software de este proyecto consiste en un servicio web que se encarga de recoger los datos provenientes de los nodos y almacenarlos en una base de datos de MySQL el cual instalaremos en la Raspberry junto con un servidor web, Apache y PHP5.

#### 4.5 DISEÑO DE LAS PCB

Los nodos se componen de dos placas de circuito impreso (PCB) propias. En primer lugar tenemos la placa principal que contiene el módulo de proceso, de selección de sondas y sobre la que se conectan todos los demás componentes del nodo.

En la figura 4.38 (color rojo) podemos ver el ruteo de pistas de la cara superior de la PCB. Pueden observarse dos grosores distintos de pista, uno de 0,3 mm para las líneas de datos y otro de 0,6 mm para las líneas de alimentación.

También se ha generado un plano de masas con el fin de mejorar la inmunidad al ruido del dispositivo, teniendo una referencia "fuerte" y blindando el resto de las líneas.

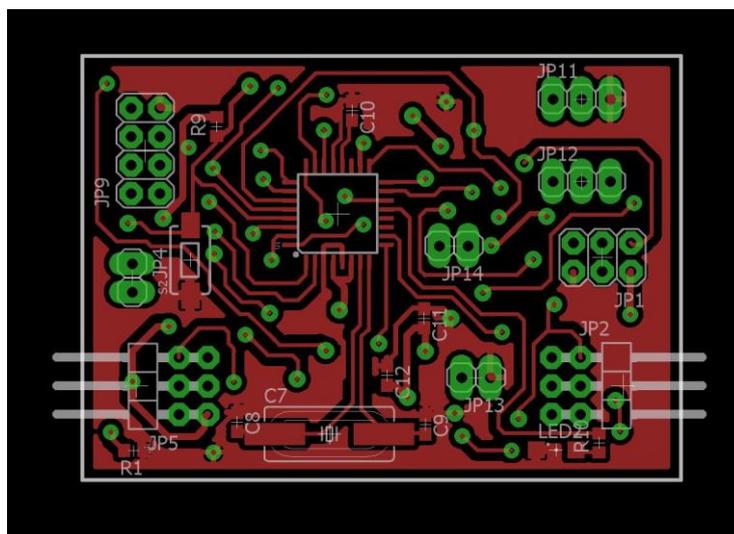


Figura 4.38: Ruteo cara superior placa principal nodo.

En ella puede observarse el microcontrolador, el cristal de cuarzo en la parte inferior, los conectores de las sondas a ambos lados de la placa, componentes discretos (resistencias, condensadores, etc.) y los pads de conexión del resto de placas del nodo.

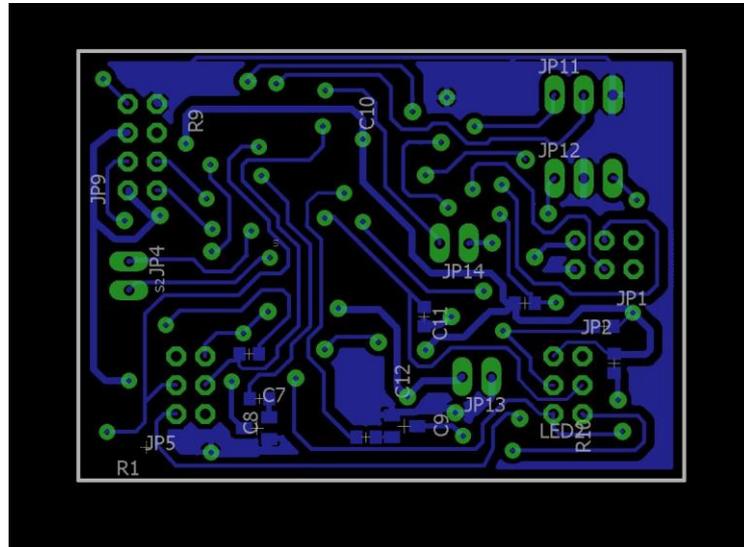


Figura 4.39: Ruteo cara inferior placa principal nodo.

En la figura 4.39 (color azul) podemos ver la cara inferior de la placa principal del nodo. Esta cara principalmente se ha usado con fines de ruteo, aunque por motivos de espacio se han posicionado algunos componentes. Cabe destacar los transistores del módulo de selección de sondas en la esquina inferior derecha.

En la placa secundaria se encuentran el módulo de control de carga y el de regulador de tensiones. Ambos integrados se encuentran en la cara superior (figura 4.40).

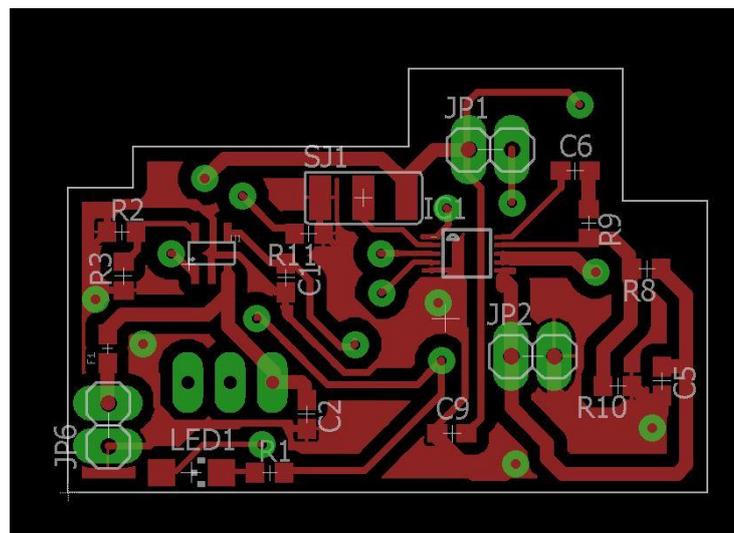


Figura 4.40: Ruteo cara superior placa secundaria nodo.

En la cara inferior, figura 4.41, podemos encontrar el conector micro USB de carga del dispositivo, el interruptor deslizante de apagado/encendido del dispositivo y el inductor necesario para el LTC3440.



Figura 4.41: Ruteo cara inferior placa secundaria nodo.

En la PCB de las sondas (figura 4.42) podemos encontrar las conexiones del cable, a la izquierda, y la colocación de los sensores.

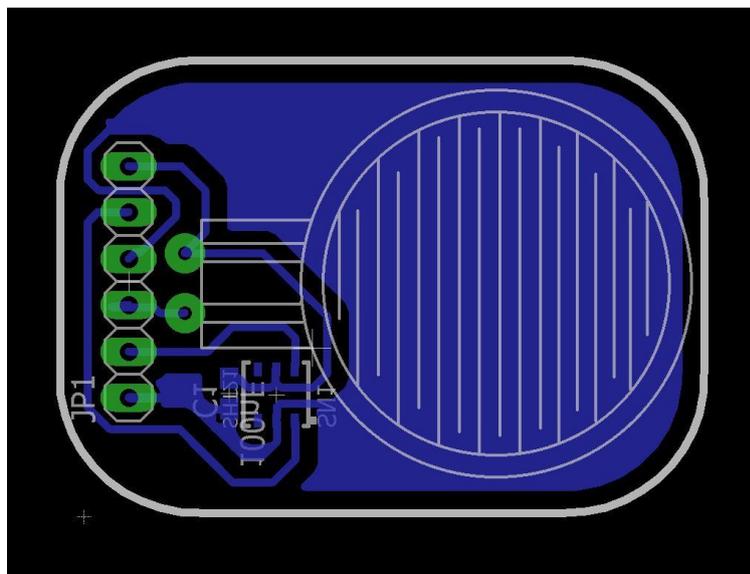


Figura 4.42: Ruteo PCB sonda.

Estas placas se han diseñado usando el software Eagle. En primer lugar se han desarrollado los esquemas electrónicos, disponibles en el anexo E y posteriormente se ha realizado el ruteo de las PCB.

La fabricación de las PCB del prototipo se ha realizado mediante el método del insolado (vídeo adjunto en DVD del proyecto). Para ello hemos requerido de una insoladora de doble cara con 300 led en el ultravioleta cercano de alta intensidad (2000 mcd cada uno) en la longitud de onda de los 390 nm.

Las placas que hemos usado han sido placas de fibra de vidrio de 1,6mm con cobre de 35 micras con emulsión fotosensible positiva excepto en las de las sondas donde se han usado placas de espesor especial de 0,8mm para conseguir reducir el grosor final del modelo.

Una vez impresos los fotolitos en papel vegetal, hemos centrado ambas caras y expuesto la placa a la radiación ultravioleta. Al ser la placa positiva, se fijan las partes de la emulsión que estén cubiertas por el fotolito, mientras que las partes de la emulsión que reciban radiación UV son eliminadas en el proceso de revelado.

Cuando finaliza el proceso de insolado, introducimos la placa en una disolución de hidróxido de sodio (sosa cáustica) y agua para eliminar las partes de la emulsión expuestas a la luz UV y dejar el cobre expuesto. Este proceso es muy importante ya que un revelado insuficiente derivará con total seguridad en una placa defectuosa ya que el ácido no será capaz de eliminar el cobre en las zonas que no estén bien definidas.

Con el revelado de la placa cuidadosamente hecho, preparamos el ácido atacador que será el encargado de eliminar el cobre expuesto tras el proceso de revelado. En nuestro caso se ha realizado con una mezcla de agua, peróxido de hidrógeno a 110 volúmenes y ácido clorhídrico que, tras unos minutos, elimina todo el cobre no protegido por la emulsión.

Tras este proceso se realiza el mecanizado de la placa con broca de 0,6mm de diámetro para las vías y de 1,2mm para los componentes THT (Through-Hole) y el soldado de los mismos.



---

## CAPÍTULO 5. SOFTWARE

En esta sección detallaremos el esquema básico de funcionamiento del prototipo desarrollado y sus modos de operación. Para hacerlo más visual utilizaremos diagramas de flujo que nos proporcionarán una visión clara del funcionamiento de los diferentes firmwares y aplicaciones que componen el proyecto.

La programación de un microcontrolador tiene sus particularidades, siendo diferente a la programación para computadores convencionales. Por ejemplo, en los microcontroladores no disponemos de hilos ni capacidad de concurrencia, limitándose la ejecución al hilo principal, pudiendo ser alterada únicamente por interrupciones externas.

Cuando el microcontrolador se inicia ejecuta una función llamada *setup()*. En ella se realiza toda la inicialización de los componentes, periféricos, interrupciones y se establece el modo de operación de los puertos, ya sean como entradas o como salidas. Es en definitiva la configuración inicial de los registros del microcontrolador.

Una vez ejecutadas todas las tareas de la función de inicialización, el microcontrolador entra en el bucle principal, el cual no es más que un bucle infinito que incluye las tareas que debe realizar el microcontrolador, el cual sólo será interrumpido cuando se genere una interrupción habilitada o pongamos el microcontrolador en modo *sleep*, interrumpiéndose la ejecución de instrucciones hasta que un evento desencadene la vuelta al modo idle.

Con el fin de prolongar al máximo la vida de la batería, los nodos disponen de dos modos de funcionamiento que involucran al microcontrolador, al ESP8266 y a la aplicación WEB en función de si un usuario está visualizando la aplicación en un momento determinado (modo RAW) o no (modo normal). A continuación se comentan las particularidades de cada modo y la transición de uno a otro:

- **Modo normal:** este es el modo en el que se encontrarán los nodos la mayor parte del tiempo. Este modo se activa cuando ningún usuario esté consultando en pantalla la información de dicho nodo. El microcontrolador se “dormirá” durante 10 segundos y al despertarse realizará una lectura de los sensores de las sondas, almacenando dichos valores en su memoria interna para a continuación volver a dormirse.

Este proceso se repetirá cinco veces y en el último ciclo se calcularán los valores medios de las lecturas obtenidas por los sensores y se transmitirán al nodo central (HUB). Se tendrá así una muestra por minuto de los datos de los sensores, que al ser un valor medio, se mitigan las posibles lecturas.

- **Modo RAW:** Se ha considerado que aunque realizar las lecturas cada minuto es suficiente para realizar un estudio de la evolución del paciente, podría resultar poco útil para, por ejemplo, buscar la mejor postura del paciente o como aliviar la presión en una determinada zona. Por ello se integra este modo que aporta cierta complejidad e involucra un gran número de agentes.

El detonante de este modo es el usuario que, al acceder a los datos del paciente que tiene asignado dicho nodo, provoca que la aplicación WEB genere una petición HTTP a ‘dirección\_IP\_nodo/rawmode’. Esto provocará que el ESP8266 ponga a nivel alto una salida de su GPIO que se encuentra conectada a la INT1 del microcontrolador, lo que hará que éste salga del modo sleep.

Una vez reactivado el microcontrolador, se empezarán a realizar lecturas de los sensores y se comenzará a transmitirlos de manera continuada hasta que se salga de dicho modo.

Como no se puede confiar en que el cierre de la aplicación se haga siempre de una manera correcta (corte luz, fallo comunicaciones, cierre incorrecto por parte del usuario, etc.), no se puede realizar la salida de dicho modo en base a otra petición HTTP de la aplicación WEB, ya que de no llegar esta petición, el nodo quedaría en este modo indefinidamente con el consiguiente gasto de batería que esto provocaría. Por lo tanto, debe ser el nodo el que detecte de una manera autónoma este hecho. Para ello la aplicación debe “refrescar” la petición HTTP de entrada en modo RAW al menos una vez cada cinco minutos ya que si no se produce una nueva petición, el ESP8266 pondrá a bajo nivel la salida conectada a la INT1 provocando que el microcontrolador conmute a modo normal.

En la figura 5.1 se puede observar más gráficamente este proceso, donde el sombreado rojo claro representa las acciones dentro del modo RAW y las sombreadas en verde claro las acciones en modo normal.

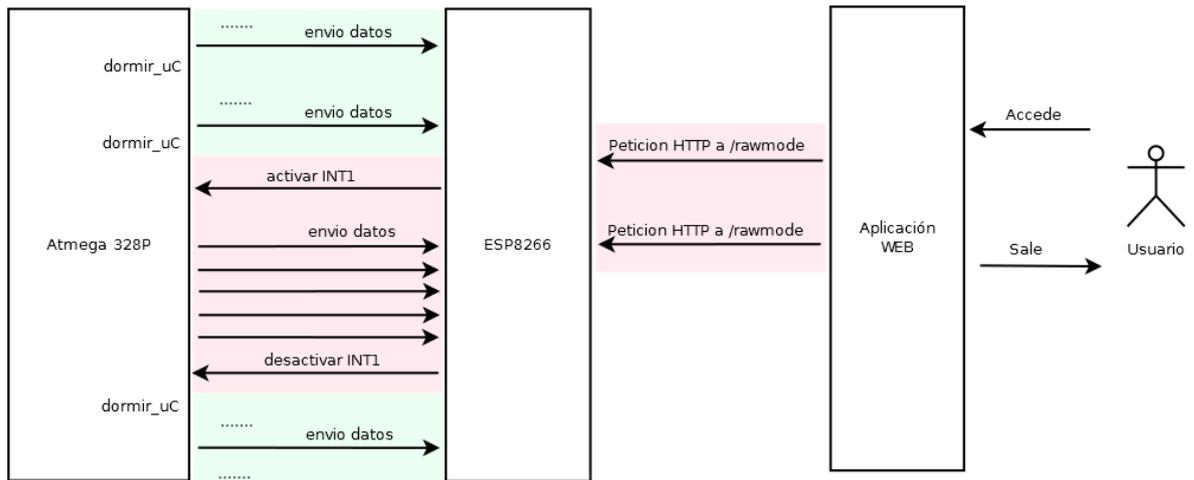


Figura 5.1: Proceso de conmutación de modos.

A continuación se incluyen los diagramas de flujo más importantes de todos los programas del proyecto separados por unidades funcionales. En cada caso, aunque muchas de las tareas tienen un nombre muy descriptivo se realizan las aclaraciones pertinentes.

## 5.1 NODO

En este apartado detallaremos los programas utilizados en los nodos, tanto el programa principal del microcontrolador, como el programa del módulo ESP8266 para las comunicaciones.

### 5.1.1 Microcontrolador

La inicialización del microcontrolador principal es muy sencilla como se puede comprobar en la figura 5.2; básicamente se inicia el bus I<sup>2</sup>C en modo maestro y con una frecuencia de reloj de 100KHz. Posteriormente se inicializa la UART física del microcontrolador con funciones de depuración y servicio, y una UART por software para las comunicaciones con el módulo de comunicaciones (ESP8266) ya que, como se indicó en capítulos anteriores, este microcontrolador solamente dispone de una UART física. Por último, se inicializa la interrupción INT1 por cambio de nivel (flanco de subida y de bajada) para la conmutación de modos RAW y normal.

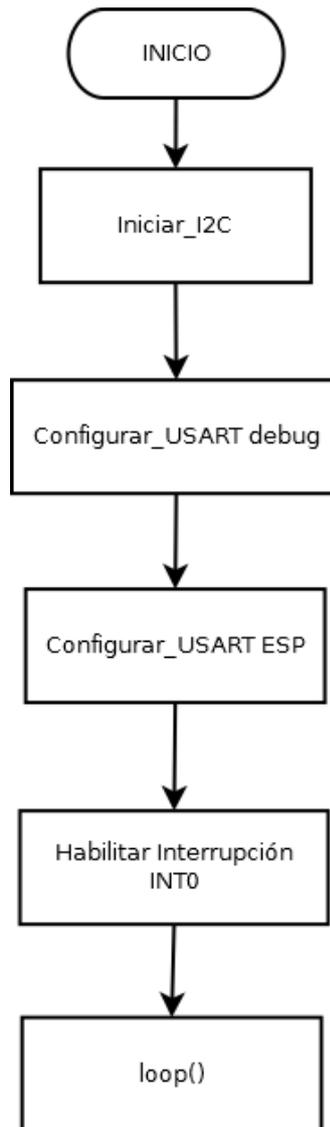


Figura 5.2: Diagrama de flujo de la inicialización del microcontrolador.

A continuación en el bucle principal del programa (figura 5.3) se realiza la lectura de los sensores, manteniéndose un contador que indicará si es o no el momento de realizar la transmisión de datos al nodo central (HUB). Dado que la GPIO del ESP8266 debe mantenerse a nivel alto para permanecer en modo RAW, se comprueba su estado. Se pasa a enviar los datos de forma continuada en caso de estar en nivel alto o al modo normal en su defecto, donde se dormirá el microcontrolador en caso de no ser el ciclo de envío o se enviarán los datos por la UART software al ESP8266 para su transmisión.

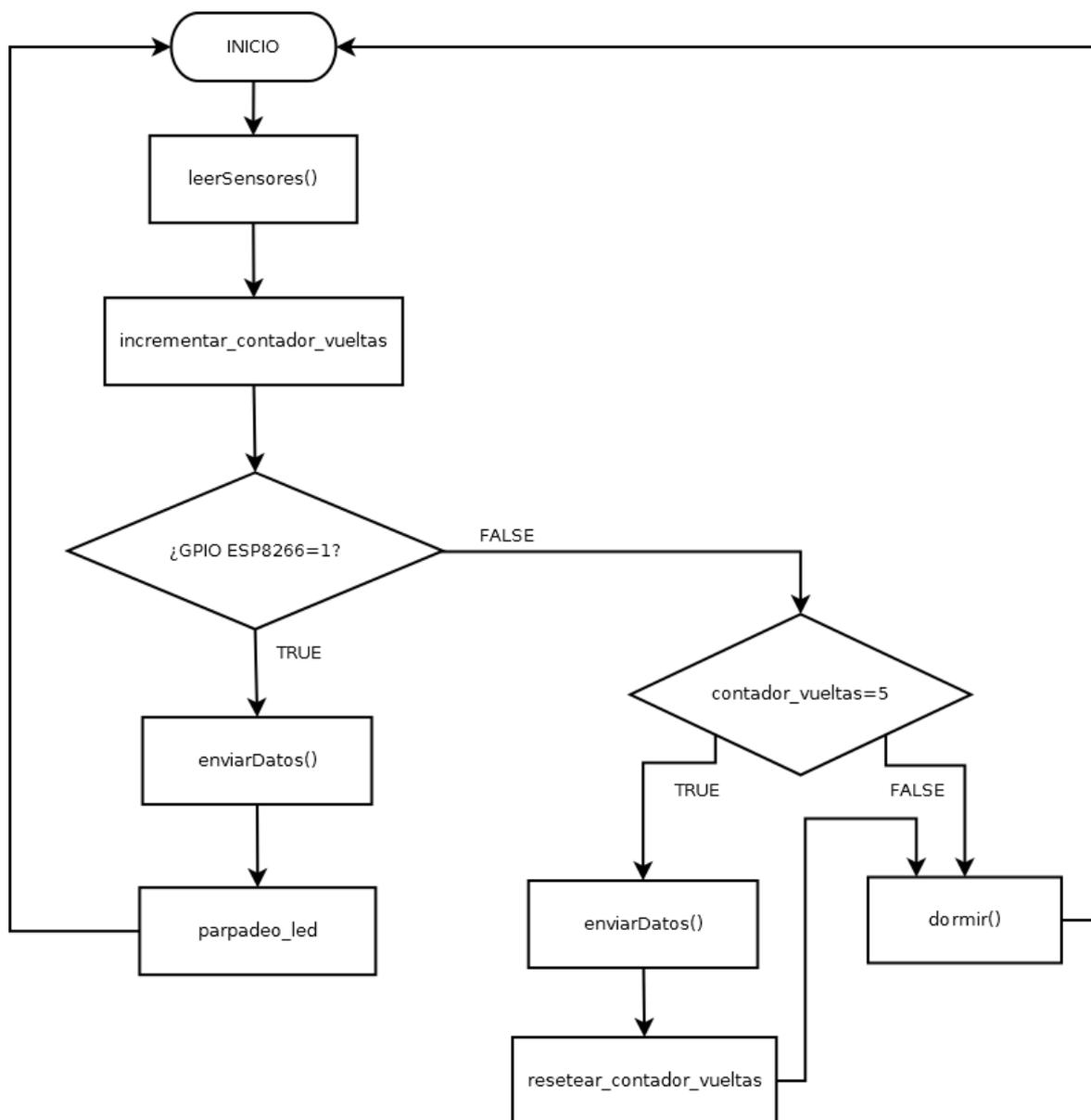


Figura 5.3: Diagrama de flujo del bucle principal del microcontrolador.

La figura 5.4 muestra el diagrama de flujo del método *leerSensores()*. En ésta se lee en un primer momento el nivel de carga de la batería y una vez hecho esto, se activa la sonda A, poniendo a nivel alto la base del transistor de habilitación, tal que si existe un retorno por la línea de presencia, se determina que la sonda está presente y tras un pequeño lapso de tiempo para la estabilización de todas las señales se procede a la lectura de sus sensores. De igual forma se procede con la sonda B.

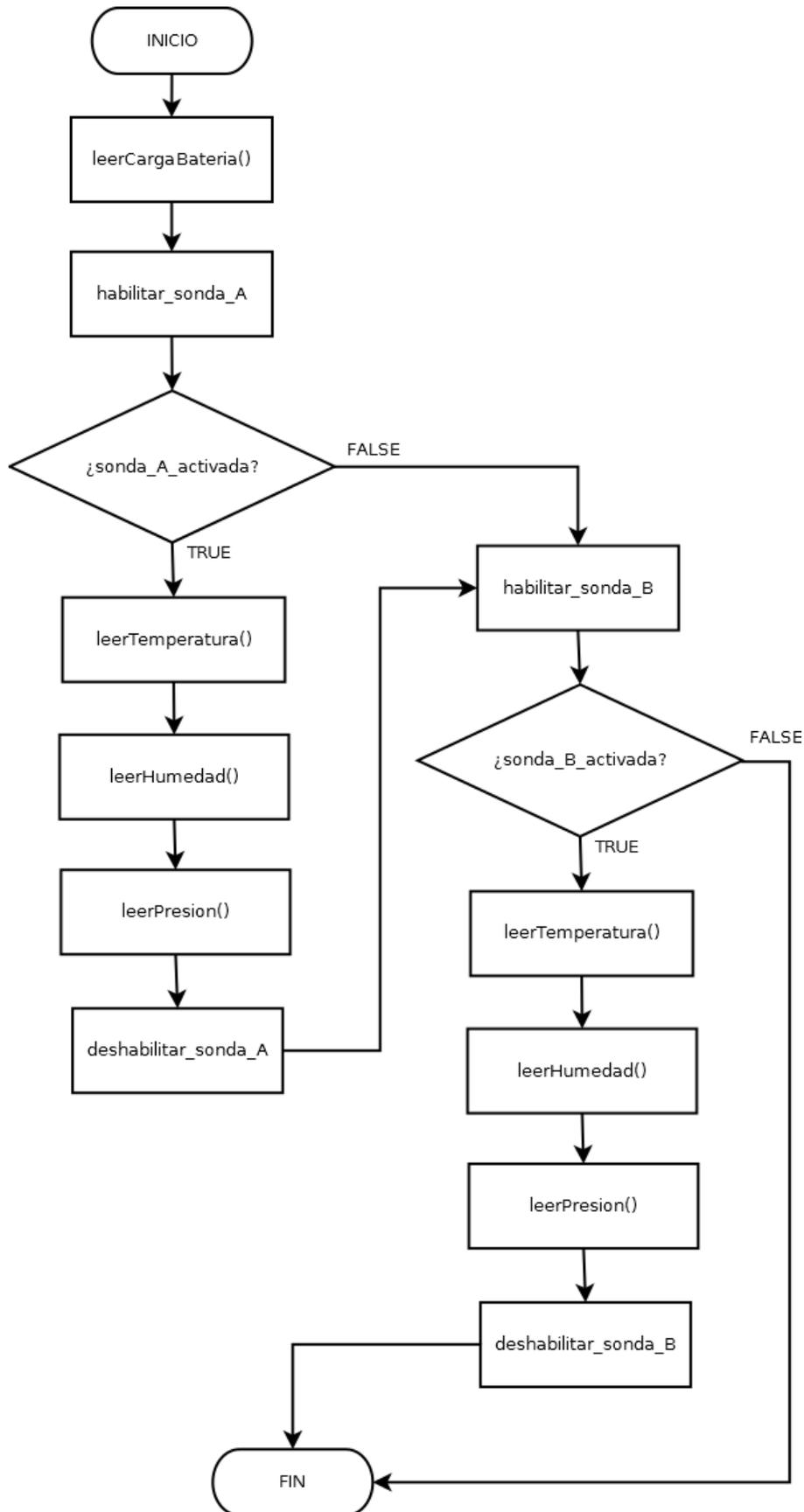


Figura 5.4: Diagrama de flujo de la lectura de sensores.

### 5.1.2 Módulo de comunicaciones

La inicialización del ESP8266 (figura 5.5) consiste principalmente en asegurar la conexión con la red del proyecto, reintentando la conexión tantas veces sea necesario para garantizar la conectividad. Una vez asociado a la red, se establece el nombre del nodo en la red, se establecen los eventos y las rutinas de atención en las rutas IP/ e IP/rawmode y se inicia el servidor.

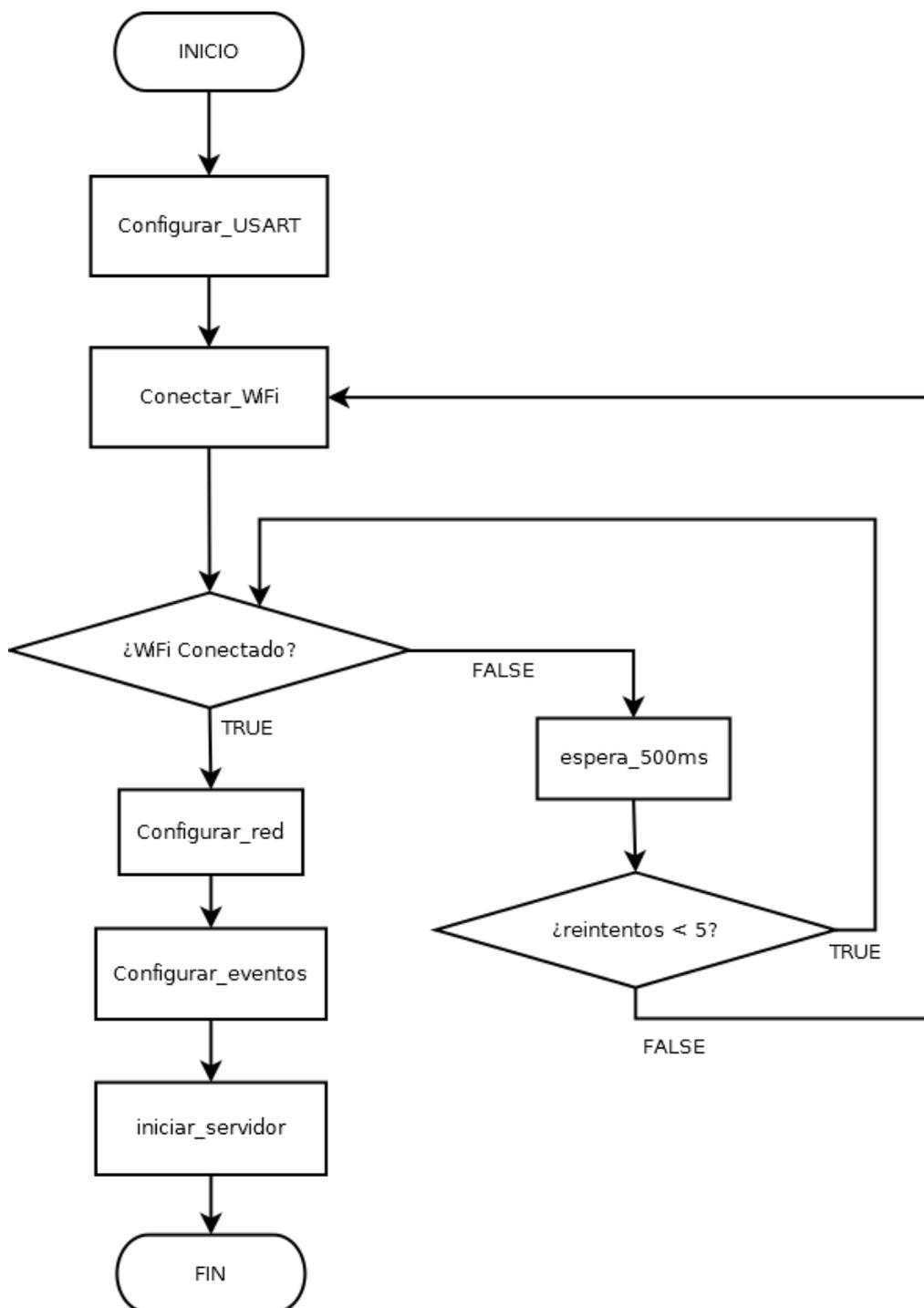


Figura 5.5: Diagrama de flujo de la inicialización del ESP8266.

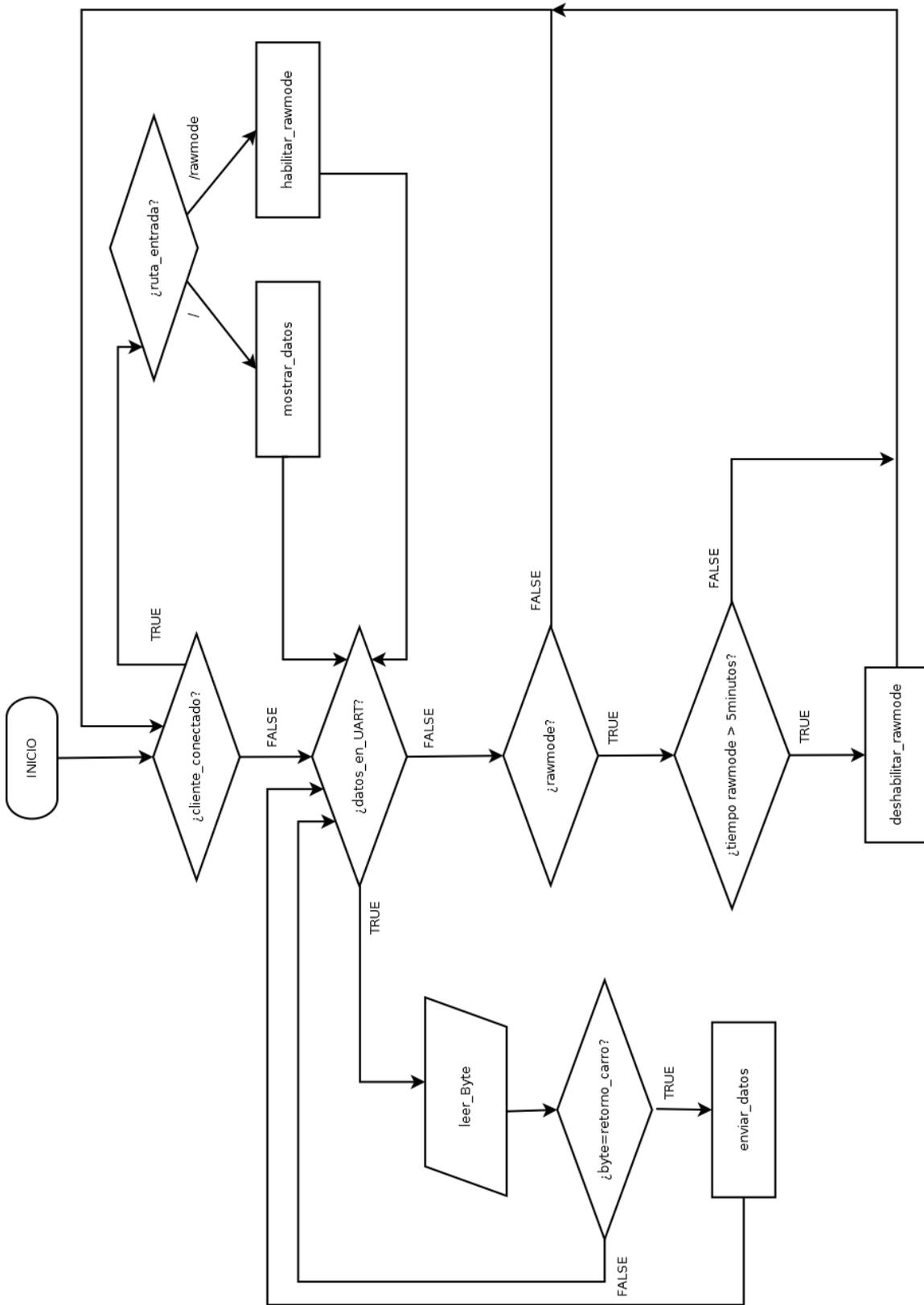


Figura 5.6: Diagrama de flujo del bucle principal del ESP8266.

El bucle principal del módulo de comunicaciones, como puede observarse en la figura 5.6, comprueba si existe algún cliente conectado (aplicación web) en alguna de las dos rutas

habilitadas. En IP/ se dispone de los últimos datos recibidos del microcontrolador para futuros usos, mientras que en IP/rawmode se desencadena todo el proceso de conmutación a modo RAW.

Posteriormente se comprueba el buffer de la UART por si existen datos pendientes de tratar provenientes del microcontrolador, en cuyo caso se leen hasta la lectura de fin de buffer o carácter de nueva línea, procediéndose a la transmisión de los datos.

Una vez que no existan más datos en el buffer, se comprueba si el módulo se encontraba ya en modo RAW para deshabilitarlo en caso de no haber recibido ninguna petición HTTP en los últimos cinco minutos.

## 5.2 APLICACIÓN WEB

La aplicación web se divide en dos partes, por un lado se tiene un servicio web que se encarga de recibir los datos de los nodos y almacenarlos en la base de datos, y por otro lado se dispone de una aplicación con la que puede interactuar el usuario.

Toda la aplicación web del lado del servidor está desarrollada en PHP5 y utiliza una base de datos MySQL para almacenar de datos. Así se consigue que la aplicación esté disponible en cualquier plataforma ya sea Windows, Linux, Android o IOS.

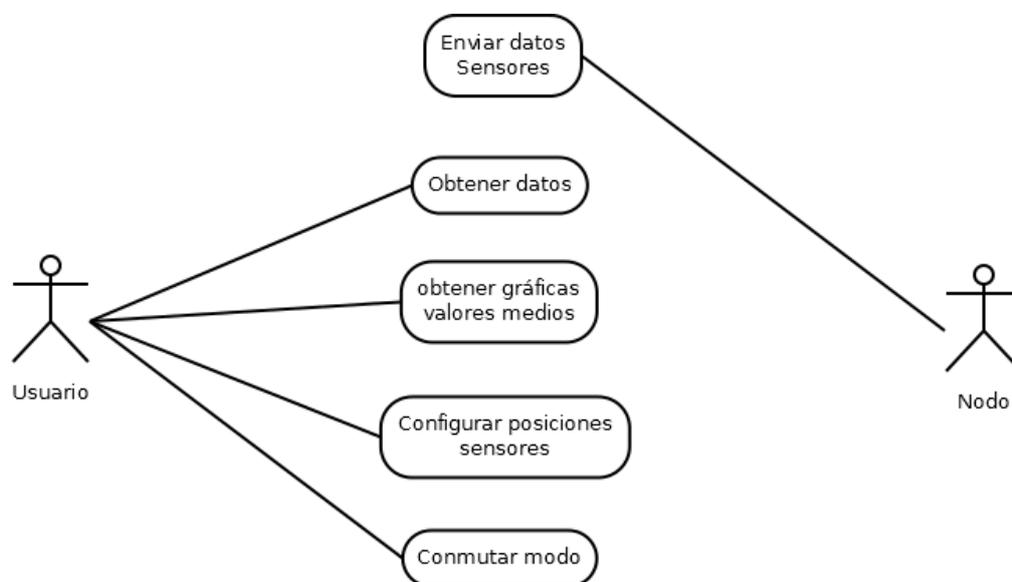


Figura 5.7: Diagrama de casos de uso.

Se han implementado los casos de uso descritos en la figura 5.7, que llevan a una versión reducida de lo que pretende ser la aplicación final del proyecto, pero que proporciona una herramienta gráfica con la que se podrá empezar la adquisición de datos y su posterior análisis en colaboración con el personal médico.

### 5.2.1 Servicio datos

El servicio de datos se encarga de recibir los datos que envían los nodos. Dicho envío se realiza a través del protocolo HTTP mediante el método POST con el formato:

```
key=id_unico_nodo&var=var1|var2|var3|...&valor=valor1|valor2|valor3|...
```

Como se puede observar, se utilizan 3 parámetros en los que ‘key’ es una clave o id único por cada nodo, ‘var’ es la lista de variables que se envían en la cadena, las cuales deben ir separadas por el carácter barra vertical (‘|’, ASCII 124), y por último ‘valor’ que representa los valores de las variables anteriormente mencionadas, separados de igual forma y ocupando el mismo orden para su correcta asignación.

Como se puede ver en la figura 5.8, al iniciarse el proceso se obtienen los datos POST y la dirección IP del nodo que realiza el envío. Esto es muy importante ya que de esta manera el sistema mantendrá actualizada las direcciones IP de todos los nodos, las cuales serán necesarias para conmutarlos a modo RAW cuando se estén visualizando en pantalla, por ejemplo.

Una vez se disponga de una conexión activa con la base de datos, se comprobará si los datos recibidos son consistentes, esto es, si se dispone del mismo número de variables que de valores.

El sensor que envía los datos debe estar emparejado a algún paciente o en su defecto quedará marcado como pendiente de asociación. Este proceso no se ha implementado y se ha dejado como trabajo futuro.

Si el sensor se encuentra emparejado, se actualiza su dirección IP y se comprueba si el dato pertenece a un envío RAW. Esto se detecta mediante un parámetro opcional enviado en la cadena de datos ‘mode=rawmode’. En su caso, se descartan todos los datos ya almacenados en ese mismo minuto, ya que sólo interesan para su visualización en la aplicación, y los valores medios llegarán en un envío en modo normal, los cuales si serán almacenados de manera permanente.

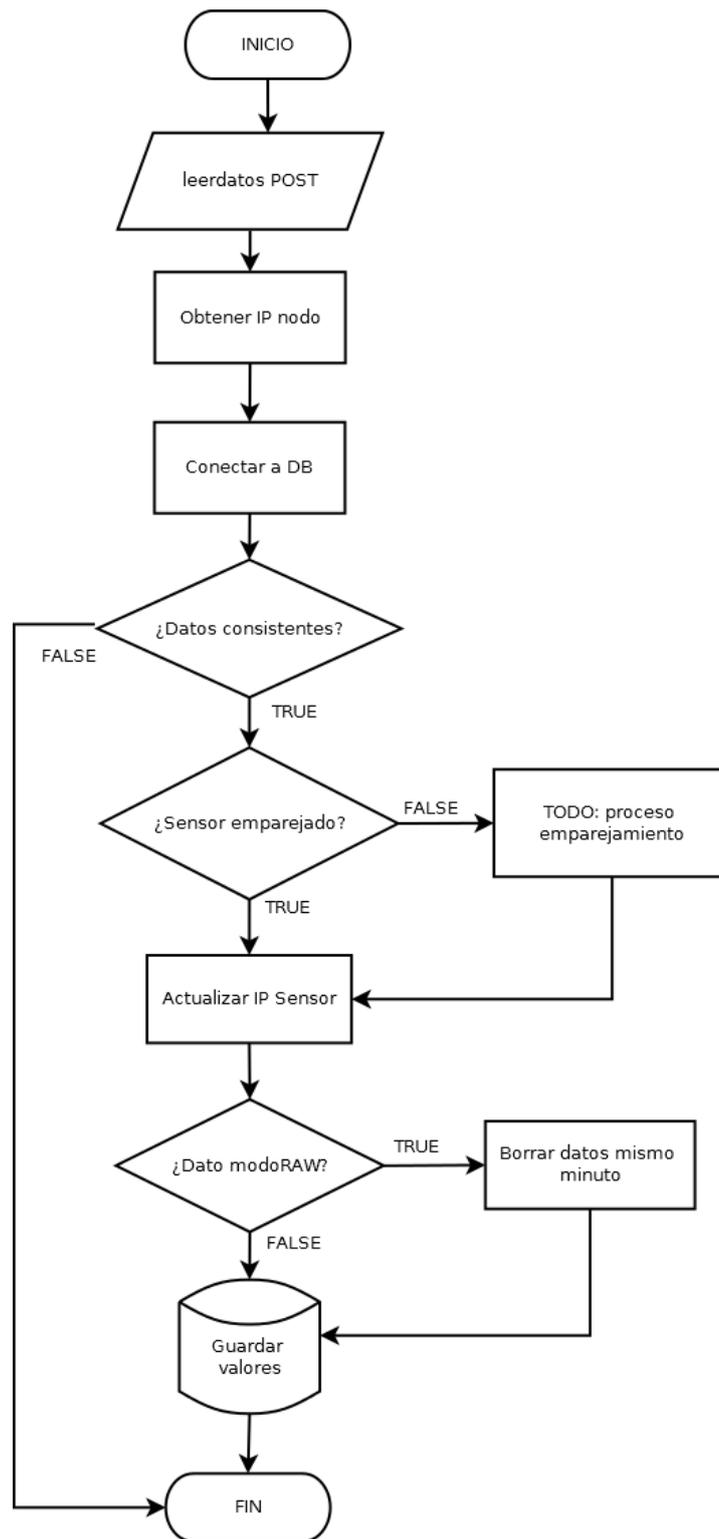


Figura 5.8: Diagrama de flujo del servicio de datos.

### 5.2.2 Interfaz de usuario

La interfaz gráfica de usuario dispone de dos zonas claramente diferenciadas. En la parte superior se visualizan datos en modo RAW. En dicha sección aparecen los sensores asociados al paciente y, unido a ellos, un cuadro con la información recibida.

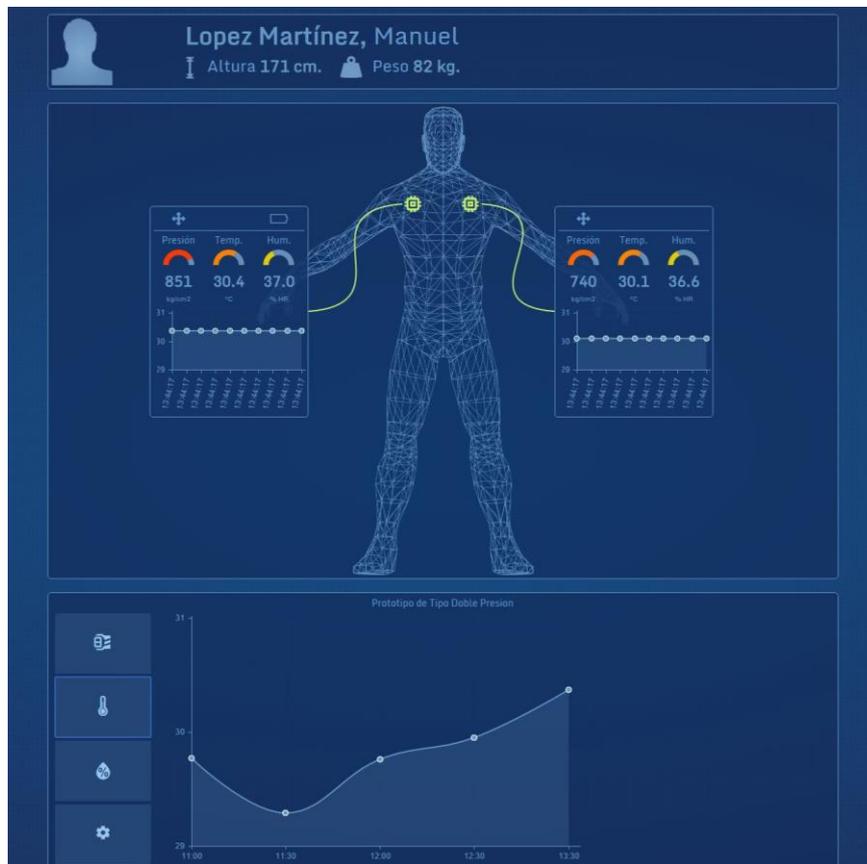


Figura 5.9: GUI de la aplicación de usuario.

Cada variable se representa mediante un medidor gráfico acompañado de su valor real. Dicho medidor va cambiando de color conforme los valores van aumentando, pasando de una tonalidad verde a roja con el fin de facilitar al personal médico y/o de enfermería una rápida visión del estado de la zona.

Todos estos parámetros deberán ser parametrizados conforme se vayan obteniendo datos reales en pacientes y se puedan obtener patrones y umbrales de riesgo. Además, con el fin de ver la evolución a corto plazo, se visualiza una pequeña gráfica que va actualizándose conforme se reciben los datos. Así, el personal puede valorar la mejoría o empeoramiento en el proceso de colocación del paciente. Dicha gráfica representa a una única variable, siendo posible cambiarla pulsando sobre el medidor gráfico de la variable deseada.

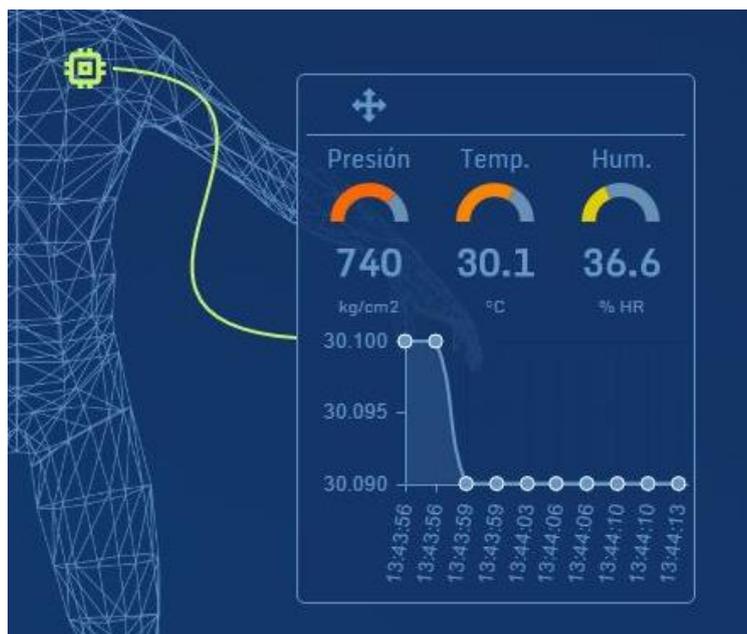


Figura 5.10: Detalle de los datos de un sensor.

Los sensores pueden colocarse en la interfaz en una posición aproximada a la real, teniéndose de esta forma una visión más clara e inequívoca de cada sensor y sus datos. Dado que esta aplicación se ha enfocado para ser multiplataforma, este proceso de colocación de los sensores se ha diseñado mediante ‘drag & drop’ de forma que pueda ser también realizado fácilmente desde dispositivos móviles.

Para tener una perspectiva temporal más alta, se reserva el espacio inferior de la aplicación para una gráfica con los datos medios de los valores en tramos de media hora, pudiéndose de esta forma ver a largo plazo el estado del paciente. Dicha gráfica también podrá ser cambiada de variable pulsando sobre los botones del lateral izquierdo.

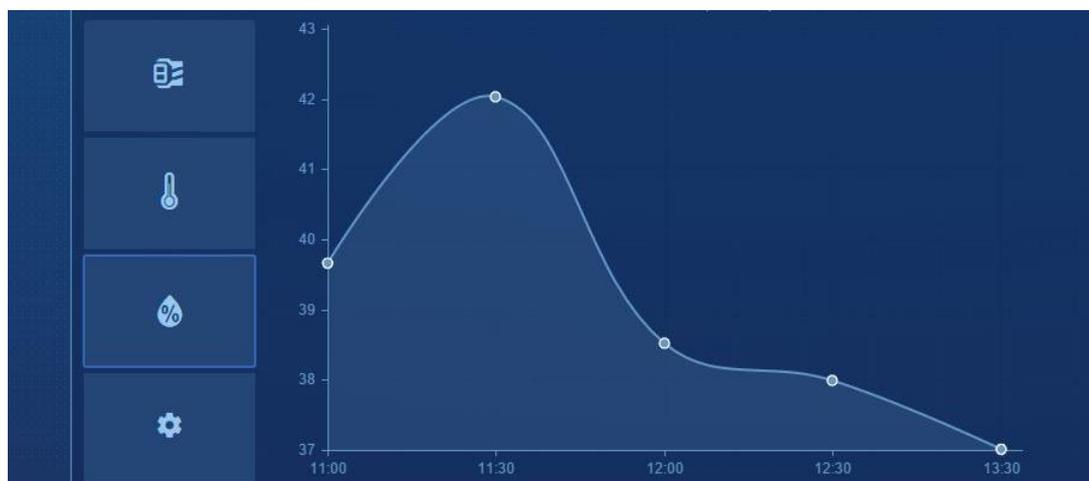


Figura 5.11: Detalle de la gráfica de humedad.

### Implementación

Para la implementación de la aplicación se parte del diagrama de clases de la figura 5.12. Puede observarse una clase singleton ‘Database’, ya que interesa garantizar que esta clase sólo se encuentre instanciada una única vez en la aplicación, la cual nos proporcionará la instancia a más bajo nivel para el uso de la base de datos por parte del resto de clases.

Para realizar este tipo de clases en PHP5, se ha anulado el método constructor para evitar la creación de objetos de dicha clase mediante el método *new()*, y también el método *clone()* para de igual modo evitar la clonación de objetos de la clase.

A continuación se tiene la clase ‘Patient’ que contendrá toda la información relativa al paciente, y el método *fillSensors()* que recupera los sensores asignados a dicho paciente. Dichos sensores se recuperan a través de objetos de la clase ‘Sensor’ la cual contiene los datos del nodo, la posición de colocación en el paciente y otra información adicional como por ejemplo el timestamp del momento de asociación, usada para saber si el nodo está asociado. Además, esta clase proporciona métodos que serán usados por las llamadas asíncronas Ajax de la vista para la visualización de los datos.

La clase ‘Unit’ proporciona la información relativa a las variables medidas por el nodo, las unidades de medida en las que están representadas y una descripción de cada una, así como varios métodos que recuperan los últimos valores o de un determinado rango de tiempo.

Por último, la clase ‘Values’ genera los objetos que representaran los valores de las lecturas de los sensores.

En cuanto a la visualización se utilizan varios componentes JavaScript para el código ejecutado en el lado del cliente, como *jQuery* que se usa para simplificar las relaciones con los elementos HTML y las interacciones con AJAX.

Otro componente que se usa para la interfaz de usuario es *jsPlumb*, que genera las conexiones ‘elásticas’ de los elementos, como entre el pictograma que representa a los sensores y la caja de sus datos.

Para la generación de los medidores y las gráficas se utilizan *Gauge.coffee* y *Chart.js* respectivamente, los cuales tienen buen rendimiento de renderizado ya que sólo utilizan canvas de HTML5 para funcionar.

Para facilitar que la aplicación sea adaptativa al dispositivo se utiliza *Bootstrap*, un framework JS+HTML5+CSS3 desarrollado por Twitter, que simplifica el trabajo con el modelo de cajas de HTML.

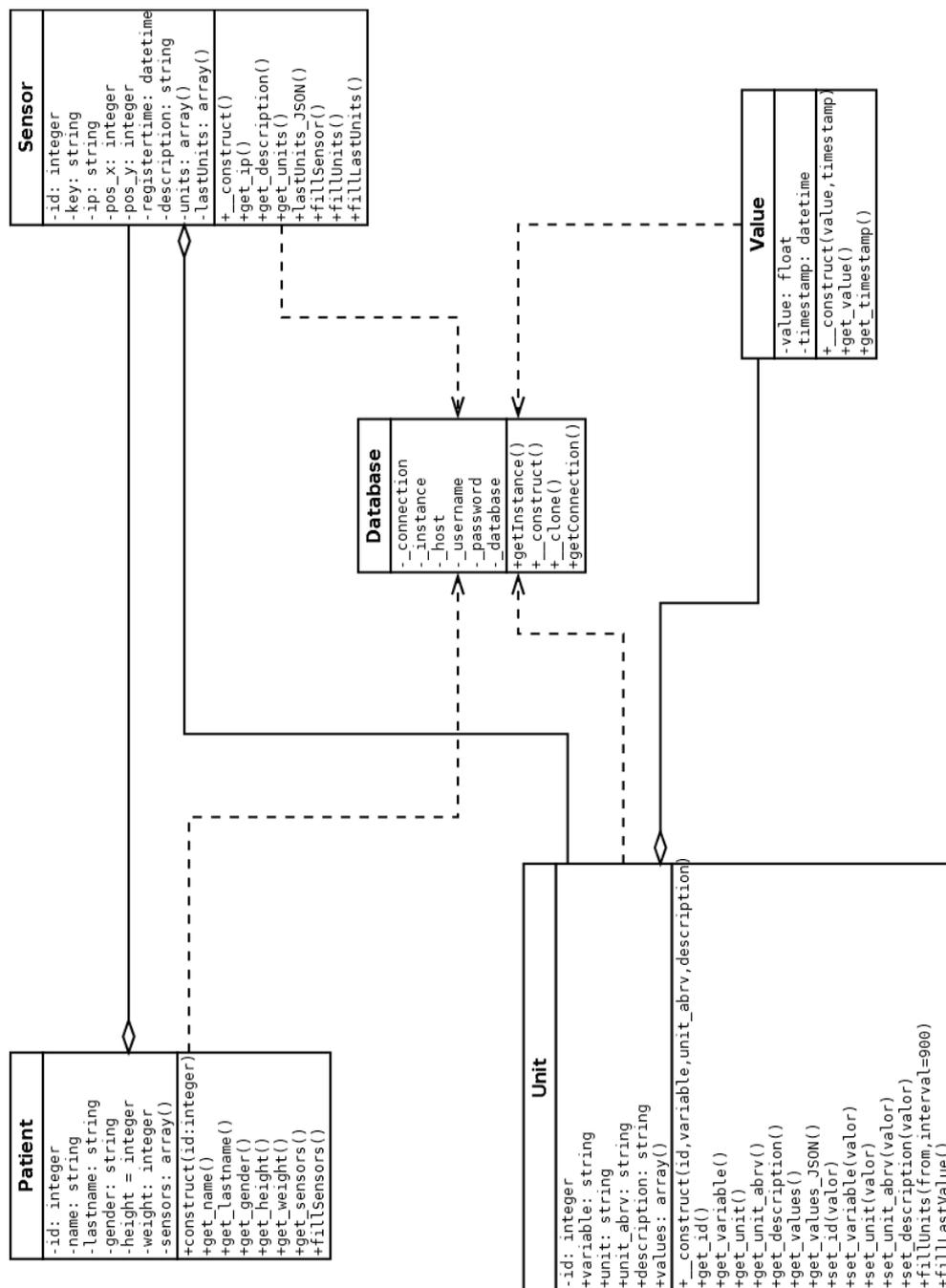


Figura 5.12: Diagrama de clases de la aplicación.

La aplicación lanza dos tareas temporizadas con JavaScript, una de ellas es la encargada de obtener los últimos datos en formato JSON de los sensores para su refresco tanto en los medidores como en las gráficas de corto plazo. Esta tarea se ejecuta cada dos segundos como puede verse en la figura 5.13 y realiza una llamada AJAX al servicio *do-sensor.php* pasando como parámetro el *key* del sensor a actualizar, el cual creará el objeto de la clase Sensor y llamará al método *lastUnits\_JSON()* comentado anteriormente.

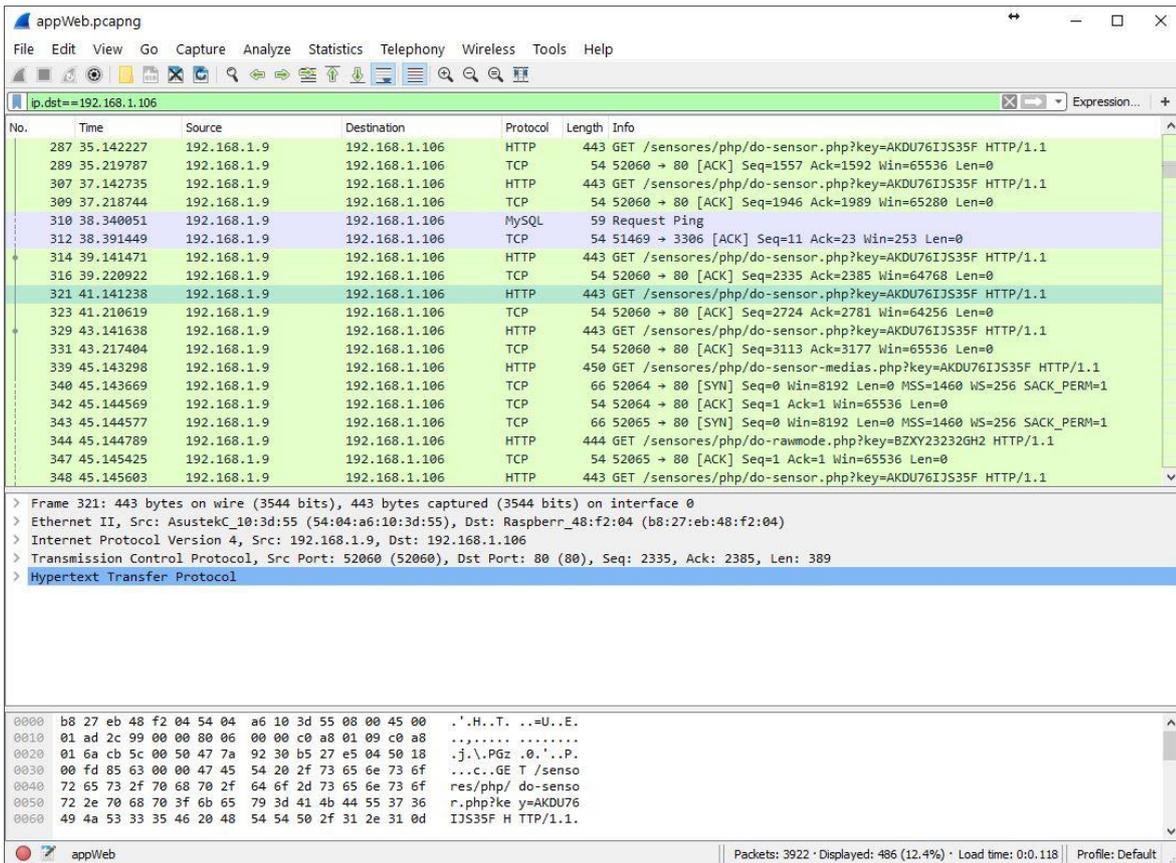


Figura 5.13: Captura con Wireshark de la comunicación aplicación-servidor.

La otra tarea realiza de igual modo una llamada AJAX al servicio *do-sensor-medias.php*, en esta ocasión cada minuto. Se realiza para obtener los valores medios de las variables de cada sensor en rangos de media hora para la actualización de las gráficas acumuladas que se encuentran en la parte inferior de la aplicación (figura 5.11).

A modo de curiosidad, puede observarse en la figura 5.13 cómo la aplicación reenvía la petición de modo RAW, mediante el servicio *do-rawmode.php*, periódicamente para mantener al nodo activo y enviando datos.

## CAPÍTULO 6. EVALUACIÓN

En este capítulo se evaluará la funcionalidad del prototipo. Para ello se cuenta con la participación de varios voluntarios, algunos de cuyos datos se han incluido en la tabla 6.1 donde, concretamente sus edades, pesos, estaturas y sexos. Hay que destacar que ninguno de estos voluntarios padece ni ha padecido úlceras por presión y en la actualidad se encuentran en perfecto estado de salud.

<b>Voluntario</b>	<b>Sexo</b>	<b>Edad</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Estatura (cm)</b>
1	Varón	64	82	165
2	Mujer	37	72	155
3	Varón	34	81	173
4	Mujer	33	55	160

Tabla 6.1: Datos de referencia de los voluntarios.

### 6.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Para realizar las pruebas de funcionamiento se ha monitorizado a los voluntarios durante 30 minutos. Para ello se les ha colocado las sondas en los omoplatos, como se puede observar en la figura 6.1, colocándolos en posición decúbito supino sobre una cama. Una vez se ha completado el tiempo de monitorización se generan las gráficas con los datos obtenidos, y así ofrecer una visión más detallada de los resultados. En todas las gráficas, el eje de abscisas siempre representa el minuto de monitorización.

A continuación se muestran los datos obtenidos para el voluntario 1 junto a su representación gráfica. Los datos del resto de voluntarios junto a sus correspondientes gráficas pueden encontrarse en el Anexo B.

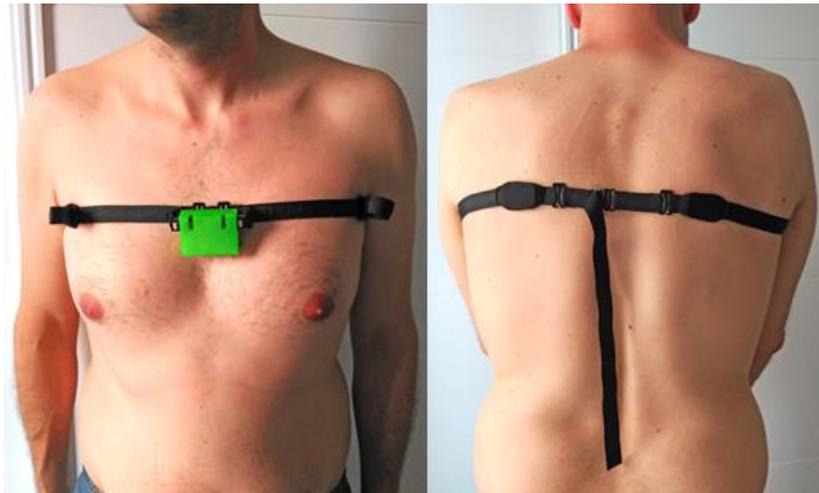


Figura 6.1: Colocación del prototipo en el voluntario.

### 6.1.1 Voluntario 1

Minuto	T(°C) A	T(°C) B	HR(%) A	HR(%) B	Presión A (gf)	Presión B (gf)
1	30,10	30,19	97,56	98,53	249	248
2	30,31	30,34	97,58	98,24	274	276
3	30,45	30,50	97,39	98,04	248	243
4	30,65	30,66	97,25	97,84	242	240
5	30,82	30,80	97,07	97,64	246	245
6	30,99	30,96	96,87	97,38	246	246
7	31,29	31,23	96,37	96,87	242	239
8	31,43	31,33	96,07	96,52	241	242
9	31,57	31,46	95,64	96,22	244	242
10	31,69	31,58	95,26	95,92	245	244
11	31,81	31,69	94,78	95,54	245	246
12	31,92	31,79	94,29	95,22	245	243
13	32,03	31,89	93,79	94,81	246	245
14	32,23	32,10	92,74	93,99	247	246
15	32,33	32,18	92,27	93,64	325	306
16	32,59	32,45	90,48	92,27	263	250
17	32,66	32,54	89,98	91,85	304	300
18	32,73	32,62	89,34	91,46	279	253
19	32,82	32,70	88,71	90,99	265	247
20	32,89	32,77	88,10	90,56	250	260
21	32,96	32,85	87,43	90,20	250	252
22	33,02	32,91	86,86	89,79	250	245
23	33,09	32,99	86,22	89,44	250	245
24	33,15	33,06	85,69	89,05	252	255
25	33,27	33,18	84,58	88,31	269	281
26	33,33	33,25	84,04	87,99	309	285
27	33,40	33,33	83,52	87,70	297	268
28	33,45	33,38	82,99	87,28	297	304
29	33,50	33,45	82,51	86,96	287	292
30	33,56	33,49	82,02	86,61	334	319

Tabla 6.2: Datos medios obtenidos del voluntario 1.

Cada dato obtenido (tabla 6.2) es el resultado de la media aritmética de 6 muestreos realizados en cada minuto por el nodo, uno cada 10 segundos. Con ellos, para cada voluntario y cada variable, se han generado las gráficas de las figuras 6.2, 6.3, 6.4 y 6.5.

### Humedad

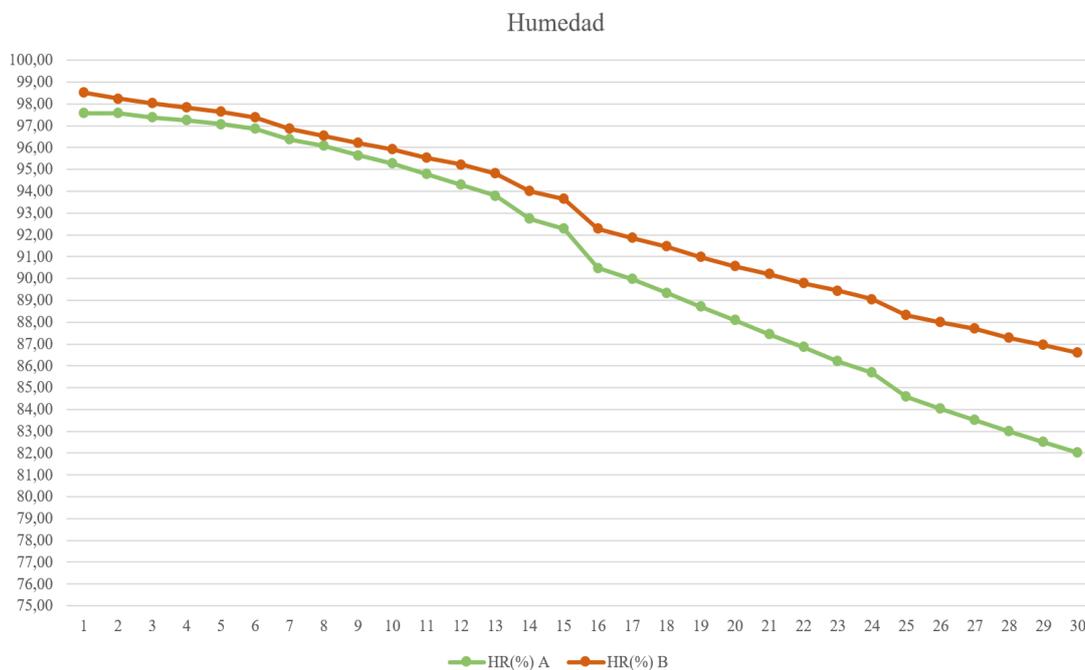


Figura 6.2: Gráfica de humedad del voluntario 1

En la figura 6.2 se puede observar la representación gráfica de la humedad captada por cada una de las dos sondas, en color verde la sonda A (derecha en figura 6.1) y en color rojo la sonda B (izquierda en figura 6.1). En ella se encuentra representado en minutos el tiempo en el eje de las abscisas y el porcentaje de humedad relativa en el eje de las ordenadas.

Como se puede comprobar, la humedad no es un valor estable en este voluntario sino que tiene una clara tendencia decreciente sin llegar a estabilizarse durante la prueba, cosa que sí ocurría con los voluntarios 2 y 4. Este parámetro está estrechamente relacionado con la transpiración de la piel por lo que sus valores dependerán en gran medida de la fisiología del voluntario. Cabe destacar que este voluntario había realizado actividad física minutos antes de la prueba.

### Temperatura

Al igual que en la gráfica anterior, en la figura 6.3, se representa el tiempo en minutos sobre el eje de abscisas y sobre las ordenadas la temperatura superficial de la piel representada en grados centígrados. En este caso, con línea azul se representan los datos de la sonda A (derecha en figura 6.1) y en color naranja la sonda B (izquierda en figura 6.1).

Se puede observar como la gráfica tiene una tendencia claramente creciente que tiende a converger con la temperatura periférica del cuerpo, viéndose más claro este hecho en la gráfica de temperatura del voluntario 3, que puede variar por diversos factores, entre ellos la humedad, la convección, etc., pero que según fuentes consultadas en condiciones normales de confort oscila entre los 33,5°C y los 36,9°C. [15]

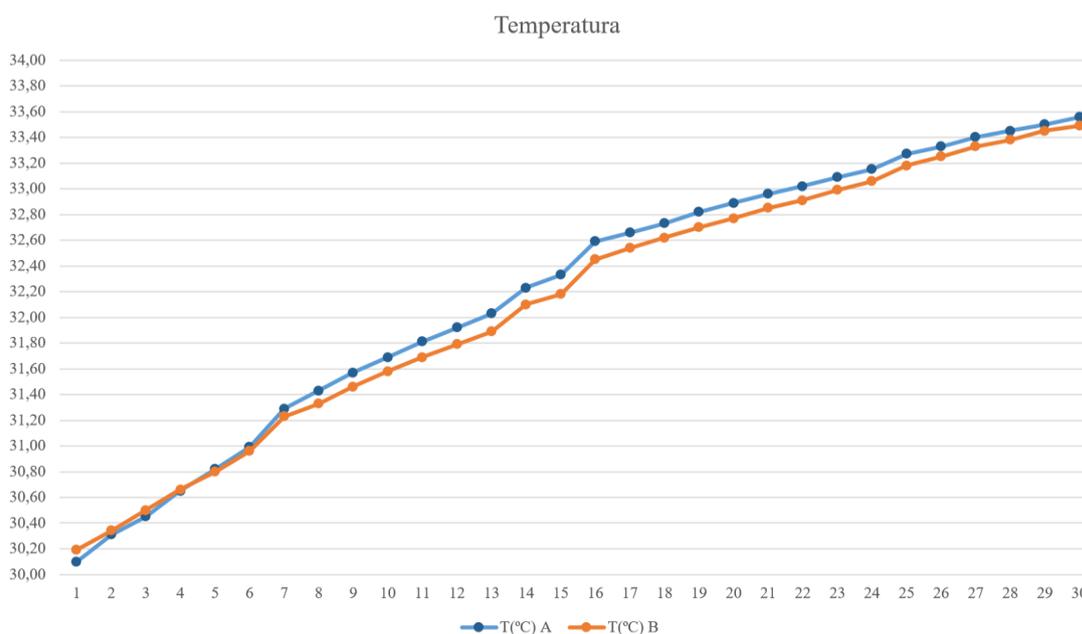


Figura 6.3: Gráfica de temperatura del voluntario 1

### Presión

Para representar esta variable se ha considerado la generación de dos tipos de representaciones gráficas, por un lado un gráfico de líneas como las anteriores (figura 6.4) y por otro un gráfico radial (figura 6.5). El primero de ellos proporciona una imagen concisa de la evolución en el tiempo, donde los pequeños cambios posturales de los voluntarios se ven claramente reflejados.

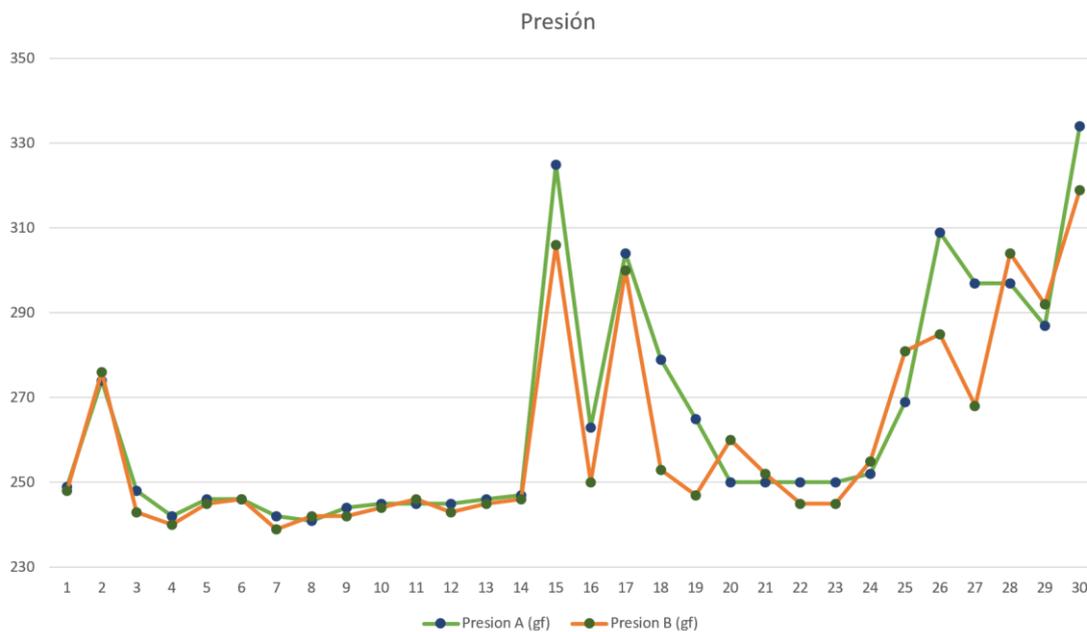


Figura 6.4: Gráfica de presión del voluntario 1

Desde otra perspectiva, el gráfico radial (figura 6.5) representa el reparto de presión entre las dos sondas, ya que cuando las líneas se solapan en un mismo radio indica que el reparto ha sido equitativo, mientras que si un punto está más alejado del origen del gráfico que otro indica que esa sonda ha sufrido más presión en ese instante.

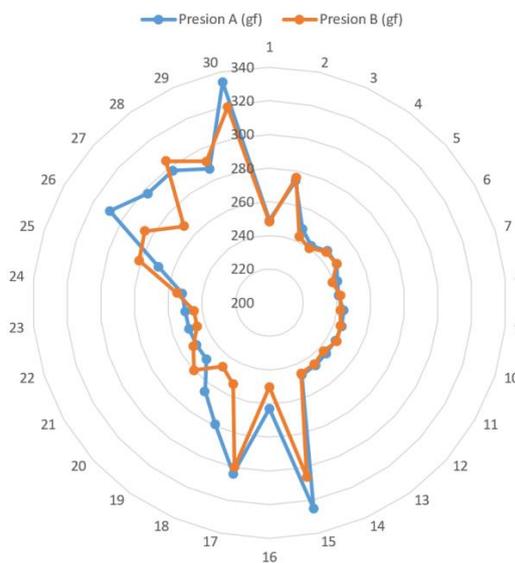


Figura 6.5: Reparto de la presión del voluntario 1

## 6.2 CONSUMO

Como se ha comentado, uno de los objetivos principales es mantener el consumo de energía lo más bajo posible, para lo cual hemos se hace uso del modo ‘sleep’ del Atmega 328P y se desconecta la alimentación de las sondas cuando éstas no son utilizadas. De esta forma, el mayor consumo de energía lo realizará el módulo de comunicaciones, que no puede ser desconectado ya que debe atender una posible petición de modo RAW del cliente la cual no puede ser planificada.

De este modo se verá el consumo teórico de energía realizado por el ESP8266, el microcontrolador y los sensores, y se analizará los mejores y los peores casos según el estado del sistema. Para ello se omiten los consumos secundarios, como elementos pasivos o los producidos por ejemplo por efecto Joule. Se consideran tres posibles escenarios: modo espera, modo lectura de sensores y modo lectura y transmisión. Para el sensor de presión, al tratarse de una resistencia variable, y por tanto no ser constante la energía disipada, se considera una resistencia media de 10k $\Omega$ . Los valores son los siguientes:

Modo espera:

Dispositivo	Consumo
Atmega 328P 16Mhz y 3,3VCC (sleep)	16 $\mu$ A
ESP8266 802.11b (asociado)	50mA
SHT21 (desconectado)	0mA
FSR402 (desconectado)	0mA
TOTAL	50,02mA

Tabla 6.3: Tabla de consumos principales en modo espera

Modo lectura sensores:

Dispositivo	Consumo
Atmega 328P a 16Mhz y 3,3VCC (idle)	7,40mA
ESP8266 802.11b (asociado)	50mA
SHT21 (measure)	300 $\mu$ A
FSR402 (measure)	330 $\mu$ A
TOTAL	58,03mA

Tabla 6.4: Tabla de consumos principales en modo lectura de sensores

Modo lectura y transmisión:

Dispositivo	Consumo
Atmega 328P a 16Mhz y 3,3VCC	7,40mA
ESP8266 (802.11b,CCK 11Mbps, POUT=+18.5dBm)	197mA
SHT21	300 $\mu$ A
FSR402	330 $\mu$ A
TOTAL	205,03mA

Tabla 6.5: Tabla de consumos principales en modo lectura y transmisión

### 6.3 COSTE

A continuación se muestra cuál ha sido el coste final del prototipo desarrollado, desglosando cada parte o componente usado para la elaboración del mismo. Como referencia se usan precios de la tienda online TME.

Como se puede observar en la tabla 6.5, el coste final de nuestro prototipo asciende a 91,4€. Cabe destacar que, de este importe, 41,95€ corresponden únicamente a la Raspberry Pi 3 utilizada para alojar el servidor donde se almacenan los datos, y que dicha unidad puede ser prescindible si se cuenta ya con un servidor que aloje la aplicación web o ser utilizada para más de una unidad.

En este caso, si se omite este importe, las partes desarrolladas en este proyecto han tenido un coste 49,45€, que cumple con uno de nuestros objetivos (Capítulo 2, Sección 2.1): conseguir un coste contenido que facilite la implantación, y que se verá considerablemente reducido si llega a fase de producción.

Componente	Referencia	Precio €	Cantidad	Total €
Cristal 16MHz	16.00M-SMDHC49S-HT	0,2	1	0,2
Atmega 328P	ATMEGA328P-AU	1,55	1	1,55
ESP8266	ESP8266-01	2,34	1	2,34
Lipo Fuel Gauge	TOL-10617	2,60	1	2,60
Batería	BAT532	5,06	1	5,06
LTC3440	LTC3440EMSTRPBF	3,76	1	3,76

CAPÍTULO 6. EVALUACIÓN

MCP73831	MCP73831T-2AT	0,57	1	0,57
Pinheads	CO3040-10	0,07	2	0,14
Condensadores 100nF	06035C104JAT2A	0,004	6	0,024
Condensador 4.7µF	0603ZD475KAT2A	0,03	1	0,03
Condensador 22µF	CE22/16-SMD4X5	0,053	1	0,053
Condensador 1.5nF	08051C152K4Z2A	0,03	1	0,03
Condensador 10µF	CL10A106MP8NNNC	0,03	1	0,03
Resistencias 10kΩ	HP03-10K1%	0,012	7	0,084
Resistencias 4,7kΩ	0603SAJ0472T5E	0,0005	2	0,001
Resistencias 15kΩ	CRCW060315K0FKTABC	0,01	1	0,01
Resistencias 200kΩ	CRCW0603200KFKTABC	0,01	1	0,01
Resistencias 340kΩ	CRCW0603330KFKTABC	0,01	1	0,01
Resistencias 60,4kΩ	SMD0603-60K4	0,007	1	0,007
Resistencia 2,5kΩ	SMD0603-2K55-1%	0,0063	1	0,0063
Resistencia 330Ω	CRCW0603330RFKTABC	0,0096	1	0,0096
Resistencia 390Ω	CRCW0603390RFKTABC	0,0096	2	0,0192
Fusible 1A	BSMD0603-SS1.0	0,173	1	0,173
Diodo 1N4007	BYM10-600	0,091	1	0,091
Molex 47346	MX-47346-0001	0,47	1	0,47
Bobina 10µH	DE1207-10	0,36	1	0,36
Conmutador ESP2010	ESP2010	0,72	1	0,72
Switch Reset	DTSM31N	0,2	1	0,2
BC847	BC857A-DIO	0,02	2	0,04
Led SMD	OF-SMD2012B	0,066	2	0,132
SHT21	SHT21	3,82	2	7,64
FILTRO	SENSIRION-SF2	1,27	2	2,54

FSR402	FSR402 SHORT	6,95	2	13,9
Conectores sonda PCB	T821-1-06-R1	0,31	2	0,62
Conectores sonda	T812-1-06	0,27	2	0,54
Cable cinta	CPG10V-FLC-10/30-E	0,8	1	0,8
Placa fotosensible 2 Caras	PD80X120	2,35	1	2,35
Textiles	Cinta poliéster y elastano	2	1	2
Plástico PLA		0,327	1	0,327
Raspberry Pi 3		41,95	1	41,95
TOTAL				91,4 €

Tabla 6.6: Desglose de precios de componentes

Debemos destacar que en este desglose no se han tenido en cuenta elementos secundarios como el estaño, flux, etc., ni medios utilizados para la producción como ciertos productos químicos.



---

# CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES Y PROPUESTAS

En este capítulo se incluyen las conclusiones más relevantes obtenidas a partir del trabajo desarrollado y se apuntan algunas tareas que podrían realizarse para mejorarlo y darle continuidad.

## 7.1 CONCLUSIONES

Este trabajo ha requerido de una importante dedicación, ha sido necesaria una gran inversión de tiempo para la consulta de documentación y sobre todo para el desarrollo final del prototipo. Revisando el objetivo principal de este Trabajo Fin de Grado expuesto en el Capítulo 2, Sección 2.1, se puede concluir que dicho objetivo ha sido cubierto de forma satisfactoria. El dispositivo aún requiere de un trabajo adicional para acercarse a lo que se espera de un producto comercial y mucho más de un dispositivo a usar en el ámbito sanitario.

Se han realizado multitud de tareas y algunos de los problemas abordados han tenido una complejidad relativamente alta que han requerido de un profundo análisis. Todo este esfuerzo permite extraer un gran conjunto de conclusiones. A continuación se detallan aquellas que consideramos más relevantes:

- En cuanto al prototipado en general, es obvio que el modelado 3D junto a la simulación de algunas partes del mismo ha permitido visualizar el estado general del proyecto desde las fases de diseño y fases tempranas de implementación sin necesidad de invertir tiempo y recursos económicos antes de tener una gran certeza de que el desarrollo es viable.

Esto unido a las nuevas tecnologías, como la impresión 3D, ha permitido construir un prototipo a un coste relativamente bajo con una visión aproximada de lo que podría ser un producto final.

- En lo referente al coste económico del prototipo, se ha podido desarrollar un sistema bastante complejo pero con un coste muy reducido. De hecho, todos los componentes usados en este proyecto han sido adquiridos con mucha facilidad, la inmensa mayoría en comercios físicos locales. Este coste se vería significativamente reducido en el paso a producción del prototipo.
- Aunque es un problema conocido, este trabajo ha permitido experimentar en primera persona el gran problema de la autonomía de las baterías. Cada vez se requieren dispositivos más potentes y que realicen más tareas pero al mismo tiempo deben ser cada vez más eficientes energéticamente. Esto, junto con las exigencias de obtener sistemas donde el tamaño final del dispositivo es vital para su viabilidad, representa un gran reto a los diseñadores, que aunque disponen de baterías cada vez más eficaces, como las usadas en este proyecto, parecen no ser suficientes para las necesidades presentes y futuras.
- La cantidad de sensores que existen en el mercado, junto a plataformas como Arduino usadas en este proyecto, u otras como Pingüino basadas en otras familias de microcontroladores, abren un mercado para la sensorización y digitalización de un mundo analógico. Además, la cantidad de tecnologías de comunicación inalámbricas disponibles, abren un mundo de posibilidades para toda clase de dispositivos, proporcionando utilidades al usuario que antes sólo eran posibles con complejos y caros sistemas SCADA.
- Parece innegable que la impresión 3D está revolucionando la tecnología y aunque todavía queda mucho trabajo por delante y hay mucho margen de mejora, abre posibilidades antes inimaginables para la ciencia en general, desde usos como los de este Trabajo Fin de Grado, a poder enviar piezas de repuesto a la ISS (Estación Espacial Internacional) para su impresión in-situ, o la impresión de prótesis implantables a medida.
- A la vista de la información y los datos recogidos, en el Capítulo 6 sección 6.1 se puede concluir que el dispositivo puede ser una herramienta para los profesionales médicos en el estudio de esta grave patología, ya que puede recoger datos de manera autónoma y continuada con los que se podrían realizar estudios estadísticos a gran nivel aprovechando las técnicas de Big Data.

## 7.2 TRABAJO FUTURO Y POSIBLES AMPLIACIONES

Algunas de las tareas que se podrían realizar a partir del prototipo desarrollado para la mejora de sus prestaciones y poder apuntar así a un producto comercial podrían ser:

### 1. Mejoras de ampliación de funcionalidad:

- Sobre todo en las primeras fases de un producto, son constantes las actualizaciones de firmware, bien para corregir errores que han pasado desapercibidos en el desarrollo o para implementar nuevas funcionalidades. Por ello se podría facilitar el proceso de actualización incorporando, por ejemplo, un sistema OTA (Over-the-air) de forma que se pudiesen actualizar los dispositivos automáticamente sin necesidad de conectarlos a ningún programador.
- Otro aspecto que se podría mejorar es la transmisión de datos. En este proyecto se hacen unas mínimas comprobaciones, pero podría ser interesante incorporar un protocolo de comprobación de errores basado, por ejemplo, en un checksum.
- La autonomía de estos dispositivos es un parámetro crítico y aunque se ha intentado economizar el consumo energético, siempre existe posibilidad de mejora en este sentido, ya sea por medios software o por cambios en el diseño físico del dispositivo.
- En este proyecto se ha asumido que la seguridad en las comunicaciones es proporcionada por la red WiFi sobre la que opera el prototipo, que usa WPA2 para el cifrado de la comunicación, pero podría ser interesante que las comunicaciones fuesen cifradas y poder usarlo en redes abiertas o compartidas sin que éstas puedan ser interceptadas.

### 2. Desarrollo de productos:

- Realizar un proceso de validación homologado de la funcionalidad del sistema. Para poder utilizar este dispositivo en entornos clínicos es necesaria esta validación.
- Aunque se han dedicado muchos esfuerzos a realizar este dispositivo lo más reducido y cómodo posible para el paciente, queda mucho margen de mejora,

pudiendo acercarnos más a una solución SoC (System-on-a-chip) integrando gran parte de los módulos que componen este prototipo en un único chip.

- Aunque el prototipo ha sido probado en algunos voluntarios, sería necesario una prueba a mayor escala para determinar la eficacia real del dispositivo antes de pasar a fases de producción.

### 3. Aplicabilidad

- A partir de este prototipo, podría incluirse una IMU (acelerómetro y giroscopio) para determinar automáticamente la posición del paciente. Esto permitiría tener en cuenta la variable del movimiento del paciente.
- Combinando todo esto con almohadas o colchones, por ejemplo de inflado automático, se podría diseñar un sistema que aliviase la presión en las zonas del cuerpo del paciente donde se diesen las condiciones ideales para la aparición de úlceras por presión.
- Con el desarrollo de la ropa inteligente se podrían integrar estos y otros sensores en algún tipo de prenda de forma que el dispositivo sea lo más confortable posible para el paciente.

# BIBLIOGRAFÍA

## LIBROS Y ARTÍCULOS

- [1] O. Yesimantovska, *Plan de actuación de Enfermería sobre úlceras por presión. TFG Grado en Enfermería*. Universidad Pública de Navarra, 2014.
- [2] J. J. Soldevilla, J.-E. Torra, J. Verdú, F. Martínez, P. López, J. Rueda y M. Mayán, *2º Estudio Nacional de Prevalencia de UPP en España. Epidemiología y variables definitorias de las lesiones y pacientes*, Gerokomos, 2006.
- [3] J. J. Soldevilla, J.-E. Torra, J. Posnett, J. Verdú, L. San Miguel y J. M. Mayán, *Una aproximación al impacto del coste económico del tratamiento de las úlceras por presión en España*, 2007.
- [4] P. Pancorbo-Hidalgo, F. García-Fernández, J.-E. Torra, J. Verdú y J. J. Soldevilla, *Epidemiología de las úlceras por presión en España en 2013: 4.º Estudio Nacional de Prevalencia*, 2013.
- [5] P. Pancorbo-Hidalgo, F. García-Fernández, J. Soldevilla-Ágreda y C. Blasco García, *Escalas e instrumentos de valoración del riesgo de desarrollar úlceras por presión. Documentos Técnicos GNEAUPP nº 11. Grupo Nacional para el Estudio y Asesoramiento en Úlceras por Presión y Heridas Crónicas*, 2009.
- [6] J. Restrepo Medrano, *Instrumentos de monitorización clínica y medida de la cicatrización en úlceras por presión (UPP) y úlceras de la extremidad inferior (UEI). Desarrollo y validación de un índice de medida. Tesis doctoral*. Alicante: Universidad de Alicante, 2010.
- [7] G. Eysenbach, *What is e-health?. Journal of Medical Research*, 2001.
- [8] World Health Organization, *mHealth, New horizons for health through mobile technologies*, 2001.
- [9] European Commission, *Green paper on mobile health (mHealth)*, 2014.
- [10] European Commission, *MHealth in Europe: Preparing the ground - consultation results published*, 2015.
- [11] P. L. Casanova, *La Presión y las Fuerzas Tangenciales en la Genesis de las UPP*.
- [12] K. M., *Etiology and Pathology of Ischemic Ulcers*, 1959.
- [13] J. Soldevilla Agreda, F. Martínez Cuervo, J. Verdú Soriano, T. Segovia Gómez, F. P. García Fernández y P. L. Pancorbo Hidalgo, *Cuidados de la piel y prevención de úlceras por presión en el paciente encamado*, 2007.

- [14] GNEAUPP, *Clasificación-categorización de las lesiones relacionadas con la dependencia*, 2014.
- [15] M. William Bierman, *The Temperature of the Skin*, 1936.

## ENLACES INTERNET

<https://www.ortopediaplus.com/blog/cojines-antiescaras-de-aire.html>

<http://dermas.info/?derma=ulceras-presion>

<http://gneaupp.info/hospital-nacional-de-paraplejicos-promueve-la-prevencion-de-las-ulceras-por-presion/>

<http://www.ibv.org/actualidad/un-sistema-basado-en-textiles-inteligentes-consigue-prevenir-la-aparicion-de-ulceras-por-presion-en-usuarios-de-sillas-de-ruedas>

<http://www.bitacoradealfon.es/PuenteWheatstone/puentewheatstone.html>

[https://es.wikipedia.org/wiki/Galga\\_extensiom%C3%A9trica](https://es.wikipedia.org/wiki/Galga_extensiom%C3%A9trica)

<http://bateriasdelitio.net/?p=54>

<http://www.atmel.com/>

<https://www.sparkfun.com/>

<http://www.microchip.com/>

<http://www.nordicsemi.com/>

[http://www.ecured.cu/Topolog%C3%ADas\\_de\\_red\\_ZigBe](http://www.ecured.cu/Topolog%C3%ADas_de_red_ZigBe)

<https://pixhawk.org/peripherals/8266>

<https://www.sistemasorp.es/2011/10/05/calcular-la-resistencia-para-un-transistor-accionado-por-un-microcontrolador/>

<http://www.ti.com/product/LM35>

<https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/sensors-and-sensor-interface/DS18B20.html>

<https://www.sensirion.com/experts-for-smart-sensor-solutions/>

<https://learn.adafruit.com/force-sensitive-resistor-fsr/using-an-fsr>

<http://www.xataka.com/makers/odroid-c2-es-una-alternativa-a-raspberry-pi-3-mas-rapida-y-con-el-doble-de-memoria>

<https://www.raspberrypi.org/>

## CONTENIDO DEL DVD

En el DVD que acompaña a esta memoria podemos encontrar los siguientes recursos:

- Memoria del trabajo en formato PDF dentro del directorio Memoria.
- Códigos fuentes utilizados dentro del directorio Código fuente.
- Fichero de creación de base de datos en formato SQL dentro del directorio Base de Datos.
- Los diseños 3D realizados se ubican dentro del directorio Modelos 3D.
- Los esquemas eléctricos en formato Eagle se encuentran en el directorio Esquemas.
- Algunos videos del desarrollo del proyecto, como impresiones 3D y fabricación de PCB se encuentran en el directorio Videos.



# ANEXO A. PRINCIPALES ESCALAS UPP

En este anexo se hace una breve descripción de las principales escalas usadas por los profesionales para valorar el riesgo de los pacientes a sufrir UPP y cuantificar su gravedad.

## A.1 Escala Norton

Esta escala fue desarrollada por Doreen Norton en 1962 dentro del área de la Geriátrica, con el fin de conocer los riesgos que tendrá una persona de sufrir las úlceras por presión y de esta forma establecer un plan preventivo.

Los datos serán recogidos en la tabla teniendo en cuenta cinco aspectos, con una escala de gravedad del 1 al 4:

- Estado físico general.
- Estado mental.
- Actividad.
- Movilidad.
- Incontinencia.

Las variables variarán entre bueno, débil, malo o muy malo, dando una puntuación de 4 a bueno y de 1 a muy malo.

Una vez recogidos todos los datos, se sumarán las puntuaciones obtenidas en toda la tabla, teniendo en cuenta todos los aspectos, así como las puntuaciones asignadas y se valorará según la siguiente estimación establecida entre 4 y 20, de forma que:

- De 5 a 11, existirá un riesgo elevado de sufrir la UPP.
- De 12 a 14, existirá riesgo.
- De 15 a 20, el riesgo de padecer UPP será mínimo.

Posteriormente, se realizó una modificación a esta tabla por parte del INSALUD en Madrid en 1998 (recibió el nombre de escala de Norton modificada) y se añadió una definición a cada parámetro para favorecer la fiabilidad de los datos recogidos. Estos datos son más objetivos sobre la situación por la que está atravesando el paciente, ya que cuantifica y establece tramos en los parámetros; por ejemplo la cantidad de alimentos que ingesta o la temperatura corporal. Del mismo modo define los conceptos de alerta, apático o confuso de la tabla anterior que quedan reducidos a la subjetividad del profesional que les atiende.

## A.2 Escala Waterlow

Se desarrolló en Inglaterra en 1985, con la intención de sustituir a la escala de Norton, ya que ésta no clasificaba algunos pacientes que después de todo llegaban a desarrollar una úlcera por presión.

En ella se tienen en cuenta los siguientes parámetros para definir las posibilidades de desarrollar las UPP:

- Relación entre peso y talla.
- Tipo de piel y aspecto visual de las áreas de riesgo.
- Sexo y edad.
- Continencia.
- Movilidad.
- Apetito.
- Riesgos especiales:
  - Malnutrición tisular.
  - Déficit neurológico.
  - Cirugía.
  - Medicación.

Se le atribuye a cada uno de los anteriores aspectos unas definiciones que vendrán calificadas con números desde el 0 hasta el 8 y se valorará el riesgo según la puntuación adquirida:

- Más de 10 puntos: en riesgo.
- Más de 16 puntos: alto riesgo.
- Más de 20 puntos: muy alto riesgo.

## **A.3 Escala Braden**

La escala de Braden fue diseñada en el año 1985 en EE.UU. por Barbara Braden y Nancy Bergstrom con el mismo objetivo que la escala de Waterlow ya que consideraban que la escala de Norton estaba limitada. En esta escala se medirán aspectos con una definición clara de lo que se debe interpretar en cada uno de sus apartados, relacionados con:

- Percepción sensorial.
- Exposición a la humedad.
- Actividad del paciente.
- Movilidad.
- Nutrición.
- Roce y riesgo de lesiones.

En los tres primeros aspectos se medirán los factores relacionados con la exposición a la presión intensa y prolongada que sufrirá el paciente y en los otros se medirán, entre otras cosas, la tolerancia de los tejidos a estos aspectos. El rango de puntuación variará entre 6 y 23 puntos donde, además, la edad del paciente será un dato a tener en cuenta a la hora de llevar a cabo la valoración de riesgo:

- < 12 puntos: alto riesgo.
- 13-14 puntos: riesgo moderado.
- 15-16 puntos y < 75 años: riesgo bajo.
- 15-18 puntos y  $\geq$  75 años: riesgo bajo.

## **A.4 Escala Emina**

Esta escala es elaborada y validada por el grupo de enfermería del Instituto Catalán de la Salud para el seguimiento de las úlceras por presión, entre los años 1998 y 1999. El nombre es debido a los cinco elementos que evaluará, con puntuaciones del 0 al 3:

- Estado mental.
- Movilidad.
- Incontinencia.
- Nutrición.
- Actividad.

Los términos se encuentran operativamente bien definidos, lo que aumentará su fiabilidad a la hora de ser recogidos.



# ANEXO B. DATOS DE EVALUACIÓN

## B.1 Voluntario 1

Minuto	T(°C) A	T(°C) B	HR(%) A	HR(%) B	Presión A (gf)	Presión B (gf)
1	30,10	30,19	97,56	98,53	249	248
2	30,31	30,34	97,58	98,24	274	276
3	30,45	30,50	97,39	98,04	248	243
4	30,65	30,66	97,25	97,84	242	240
5	30,82	30,80	97,07	97,64	246	245
6	30,99	30,96	96,87	97,38	246	246
7	31,29	31,23	96,37	96,87	242	239
8	31,43	31,33	96,07	96,52	241	242
9	31,57	31,46	95,64	96,22	244	242
10	31,69	31,58	95,26	95,92	245	244
11	31,81	31,69	94,78	95,54	245	246
12	31,92	31,79	94,29	95,22	245	243
13	32,03	31,89	93,79	94,81	246	245
14	32,23	32,10	92,74	93,99	247	246
15	32,33	32,18	92,27	93,64	325	306
16	32,59	32,45	90,48	92,27	263	250
17	32,66	32,54	89,98	91,85	304	300
18	32,73	32,62	89,34	91,46	279	253
19	32,82	32,70	88,71	90,99	265	247
20	32,89	32,77	88,10	90,56	250	260
21	32,96	32,85	87,43	90,20	250	252
22	33,02	32,91	86,86	89,79	250	245
23	33,09	32,99	86,22	89,44	250	245
24	33,15	33,06	85,69	89,05	252	255
25	33,27	33,18	84,58	88,31	269	281
26	33,33	33,25	84,04	87,99	309	285
27	33,40	33,33	83,52	87,70	297	268
28	33,45	33,38	82,99	87,28	297	304
29	33,50	33,45	82,51	86,96	287	292
30	33,56	33,49	82,02	86,61	334	319

Tabla B.0.1: Datos del voluntario 1.

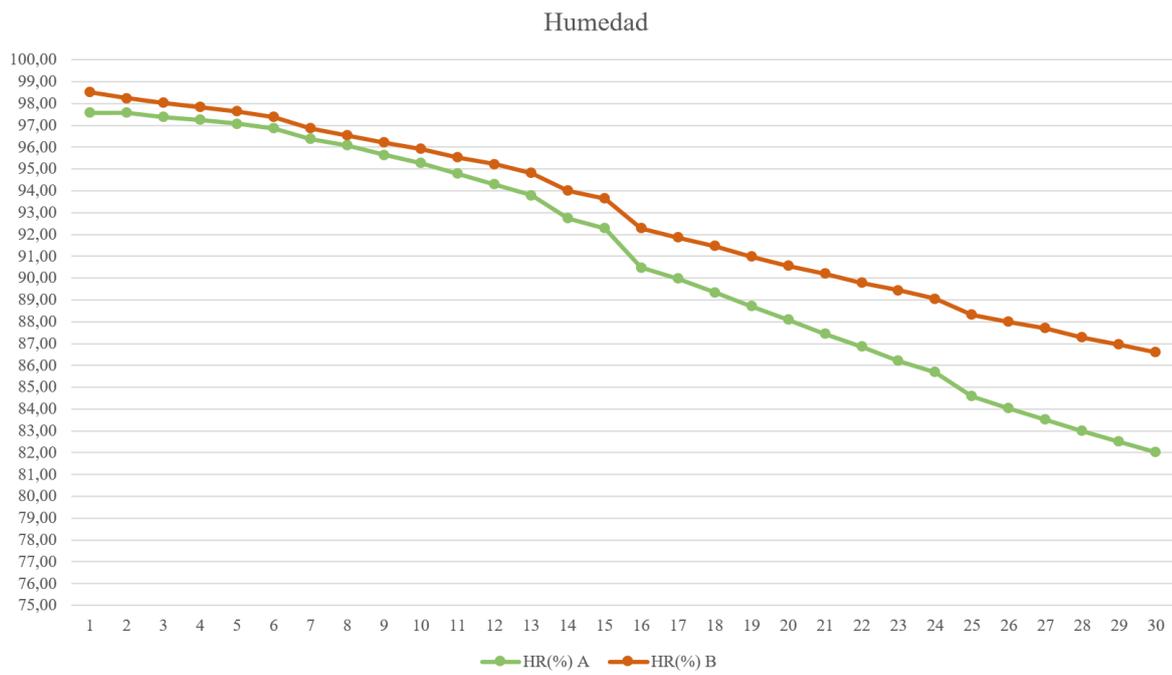


Figura B.0.1: Gráfica de humedad del voluntario 1.

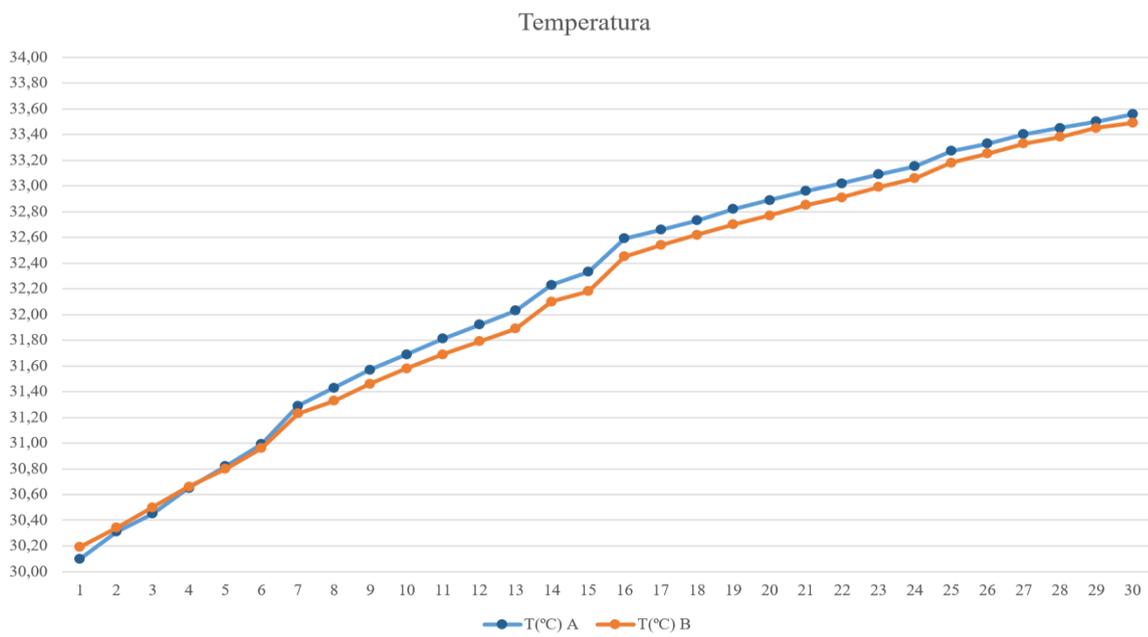


Figura B.0.2: Gráfica de temperatura del voluntario 1.

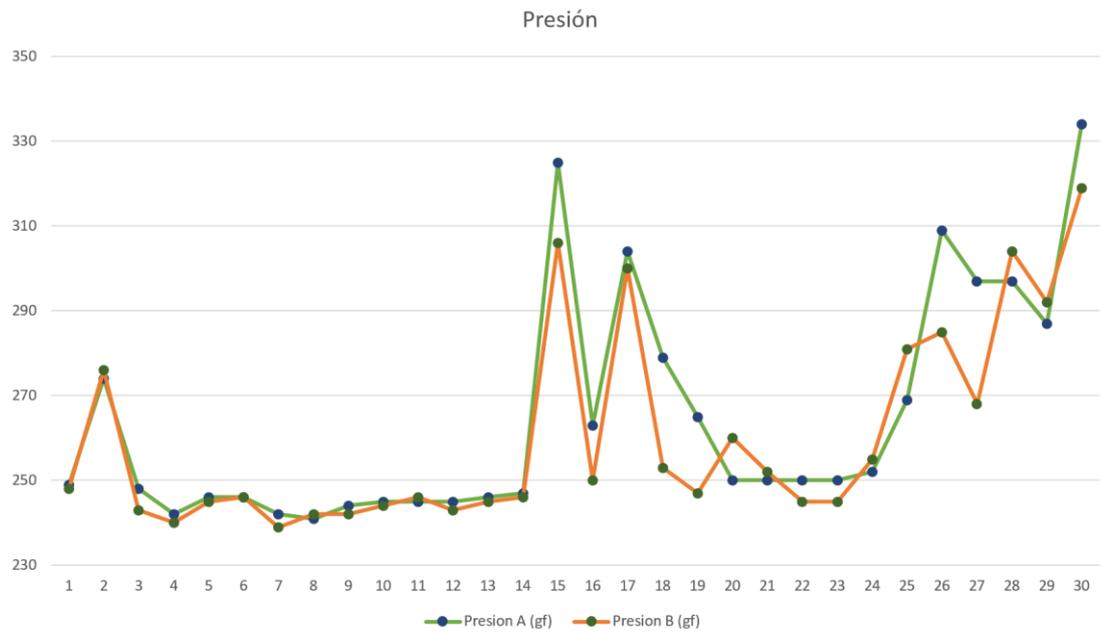


Figura B.0.3: Gráfica de presión del voluntario 1.

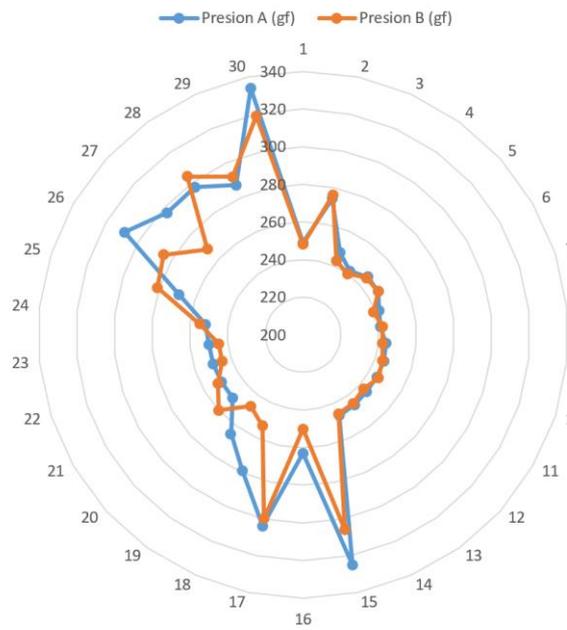


Figura B.0.4: Reparto de presión del voluntario 1.

## B.2 Voluntario 2

Minuto	T(°C) A	T(°C) B	HR(%) A	HR(%) B	Presión A (gf)	Presión B (gf)
1	33,11	33,23	62,79	61,38	364	349
2	33,45	33,56	61,05	60,99	380	382
3	33,61	33,73	60,18	60,81	397	380
4	33,77	33,89	59,36	60,66	376	372
5	33,89	34,02	58,85	60,63	370	371
6	34,00	34,11	58,51	60,63	388	375
7	34,07	34,22	58,22	60,75	376	371
8	34,18	34,30	58,06	60,84	385	391
9	34,25	34,36	57,91	60,93	377	371
10	34,32	34,42	57,76	61,02	376	370
11	34,38	34,48	57,64	61,09	376	377
12	34,45	34,53	57,55	61,20	375	375
13	34,50	34,57	57,46	61,29	375	364
14	34,54	34,62	57,42	61,41	375	362
15	34,59	34,65	57,39	61,47	375	377
16	34,67	34,73	57,28	61,60	389	388
17	34,71	34,75	57,27	61,69	379	365
18	34,79	34,81	57,22	61,84	374	369
19	34,81	34,83	57,19	61,90	377	364
20	34,85	34,86	57,19	61,96	377	369
21	34,89	34,89	57,18	61,99	377	371
22	34,91	34,92	57,16	62,05	376	360
23	34,94	34,95	57,13	62,08	376	380
24	34,97	34,96	57,13	62,14	377	370
25	34,99	34,98	57,10	62,14	372	364
26	35,05	35,03	57,06	62,20	363	359
27	35,07	35,05	57,03	62,24	362	363
28	35,10	35,07	57,00	62,29	363	349
29	35,14	35,11	56,97	62,35	364	354
30	35,19	35,14	56,91	62,38	366	352

Tabla B.0.2: Datos del voluntario 2.

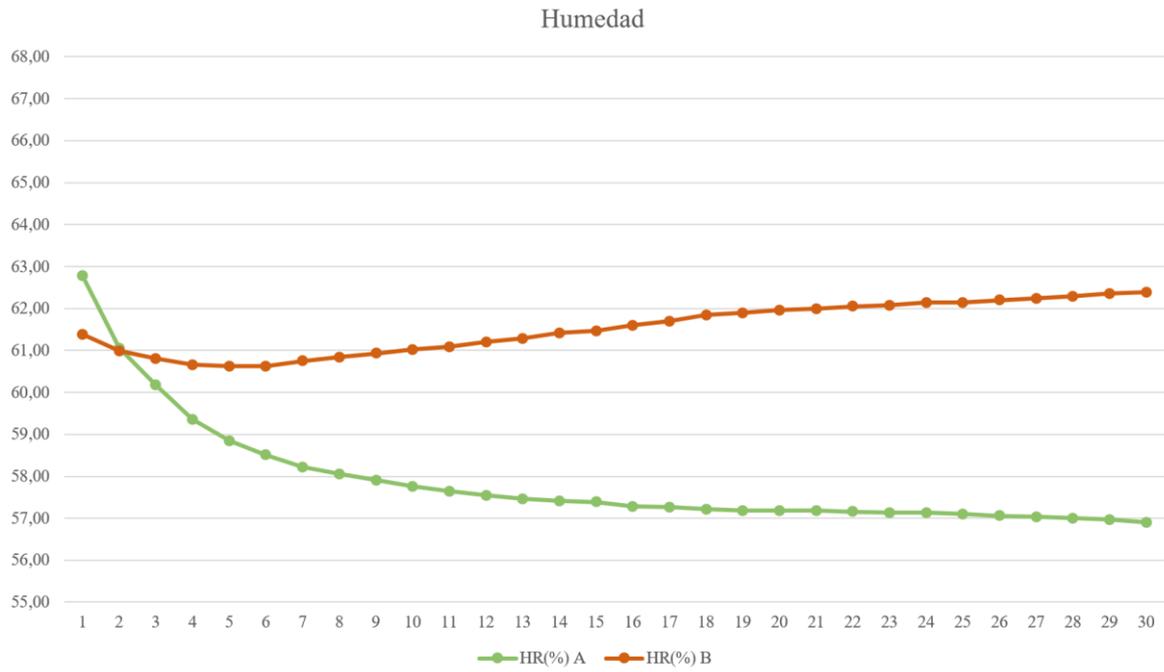


Figura B.0.5: Gráfica de humedad del voluntario 2.

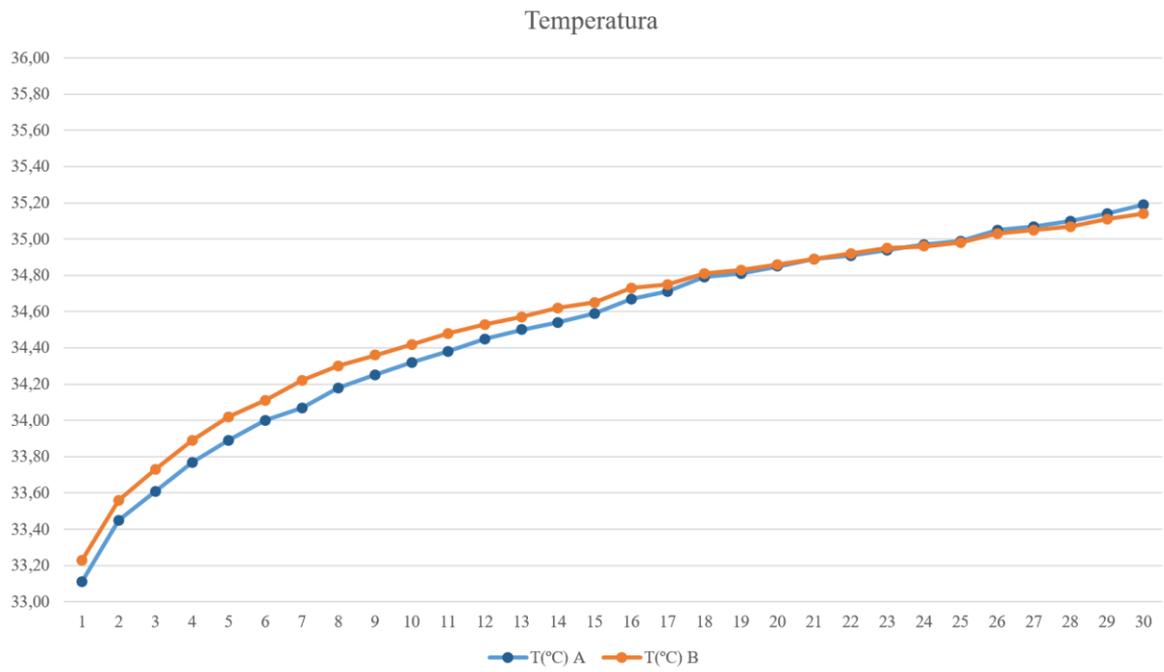


Figura B.0.6: Gráfica de temperatura del voluntario 2.

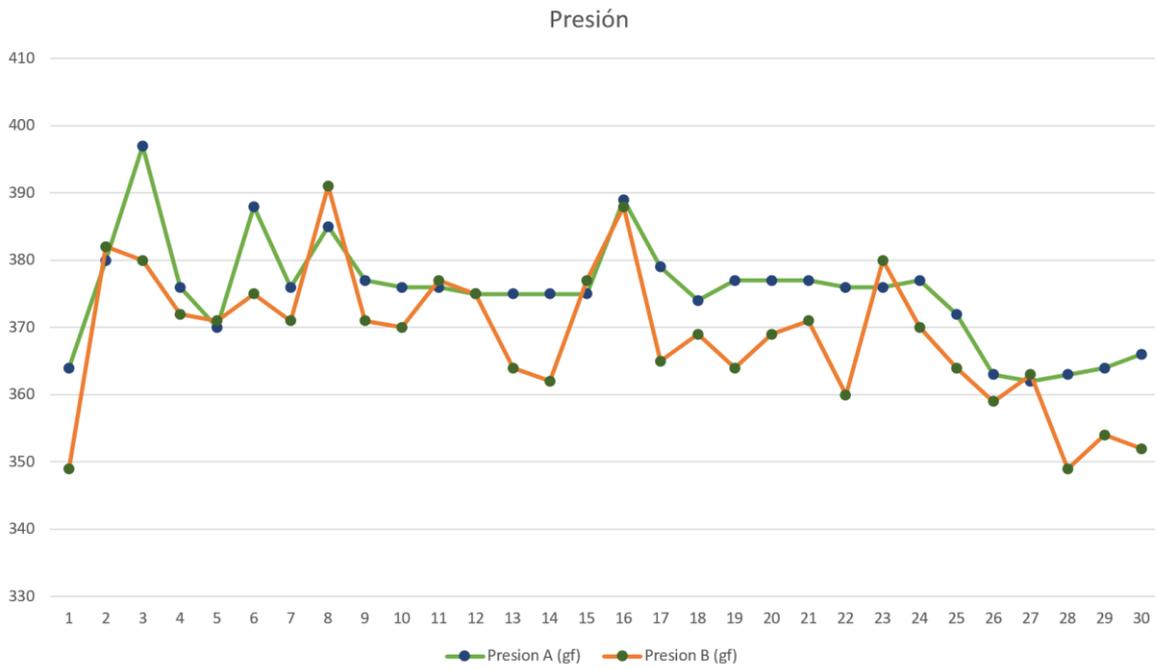


Figura B.0.7: Gráfica de presión del voluntario 2.

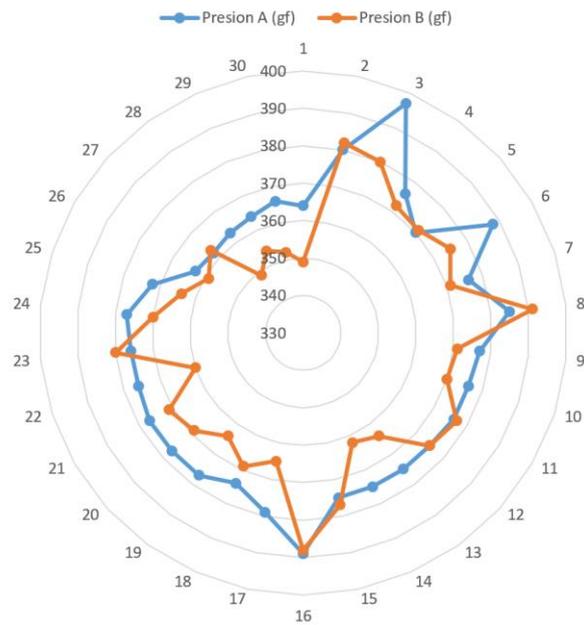


Figura B.0.8: Reparto de presión del voluntario 2.

### B.3 Voluntario 3

Minuto	T(°C) A	T(°C) B	HR(%) A	HR(%) B	Presión A (gf)	Presión B (gf)
1	33,55	33,66	65,46	59,48	245	245
2	34,03	34,02	63,61	59,12	248	244
3	34,37	34,34	62,47	59,00	247	244
4	34,82	34,75	61,23	59,21	248	250
5	34,98	34,91	60,93	59,36	250	250
6	35,12	35,03	60,75	59,51	250	261
7	35,24	35,13	60,63	59,76	269	249
8	35,34	35,23	60,57	59,94	256	246
9	35,42	35,33	60,57	60,18	252	246
10	35,51	35,40	60,57	60,42	256	250
11	35,57	35,48	60,66	60,60	303	302
12	35,65	35,54	60,69	60,79	244	242
13	35,70	35,59	60,81	60,99	266	258
14	35,75	35,66	60,87	61,21	255	249
15	35,88	35,75	61,05	61,60	279	271
16	35,88	35,80	61,21	61,79	298	292
17	35,89	35,84	61,29	61,91	301	273
18	35,94	35,87	61,41	62,12	294	287
19	35,98	35,90	61,50	62,27	250	247
20	36,01	35,95	61,60	62,45	255	250
21	36,04	35,97	61,75	62,60	250	246
22	36,08	36,00	61,84	62,76	252	249
23	36,10	36,03	61,96	62,91	258	250
24	36,13	36,06	62,05	63,06	269	250
25	36,15	36,09	62,27	63,21	271	247
26	36,18	36,11	62,39	63,37	269	247
27	36,23	36,15	62,72	63,63	263	247
28	36,24	36,17	62,99	63,76	266	248
29	36,26	36,18	63,42	63,88	274	248
30	36,27	36,21	63,57	64,00	277	265

Tabla B.0.3: Datos del voluntario 3.

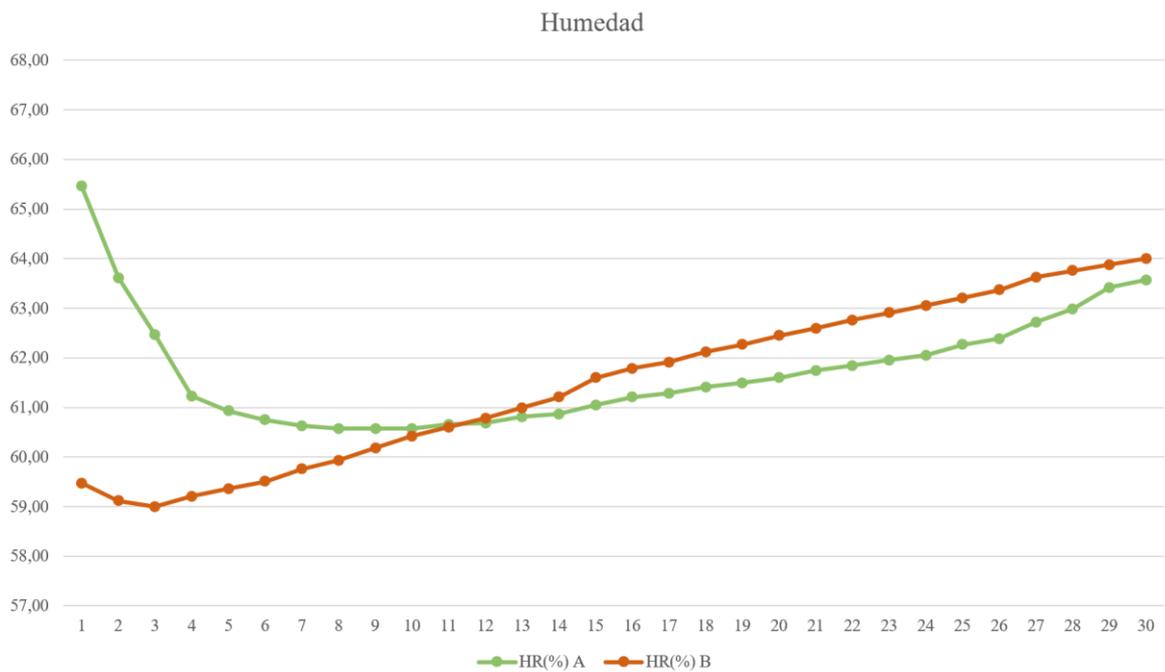


Figura B.0.9: Gráfica de humedad del voluntario 3.

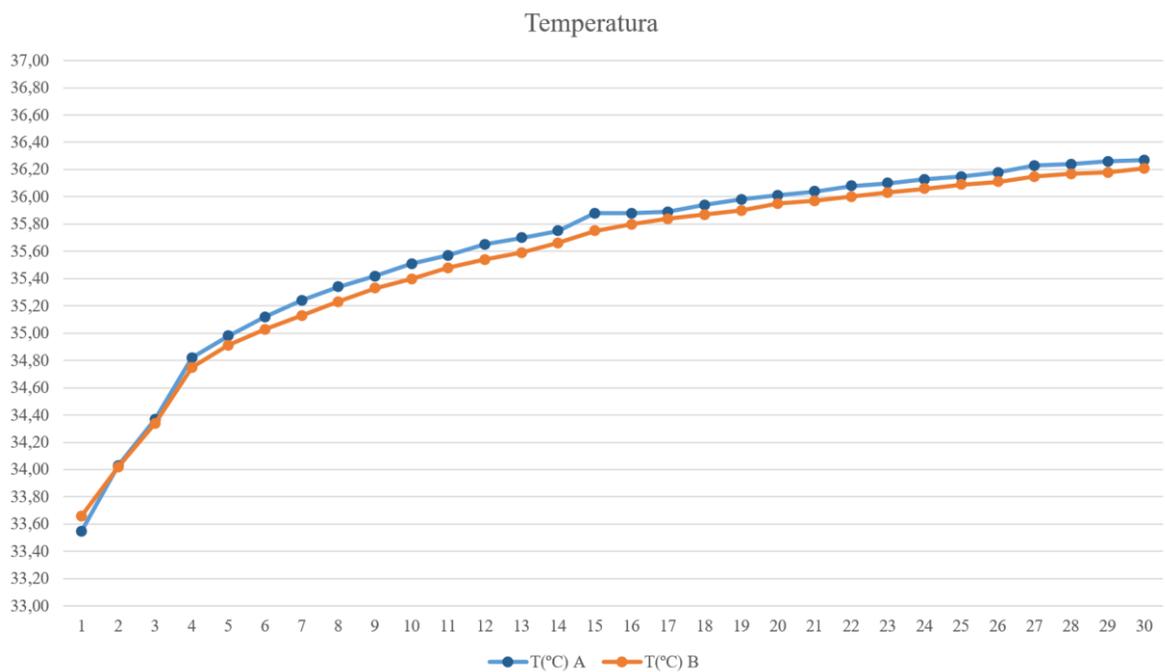


Figura B.0.10: Gráfica de temperatura del voluntario 3.

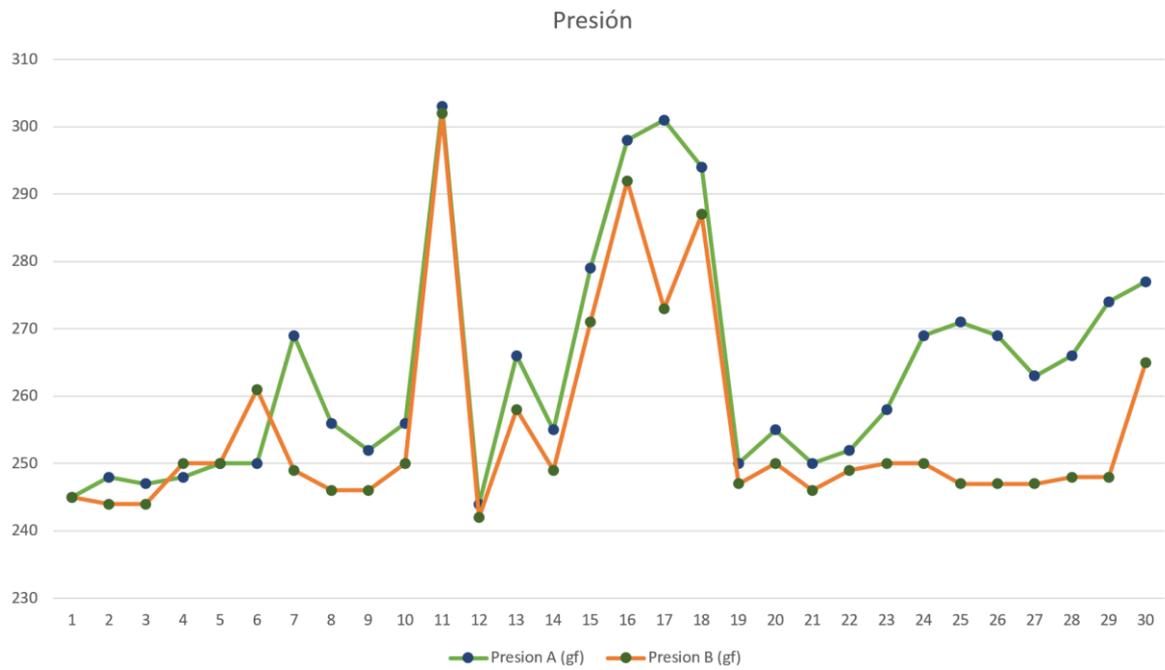


Figura B.0.11: Gráfica de presión del voluntario 3.

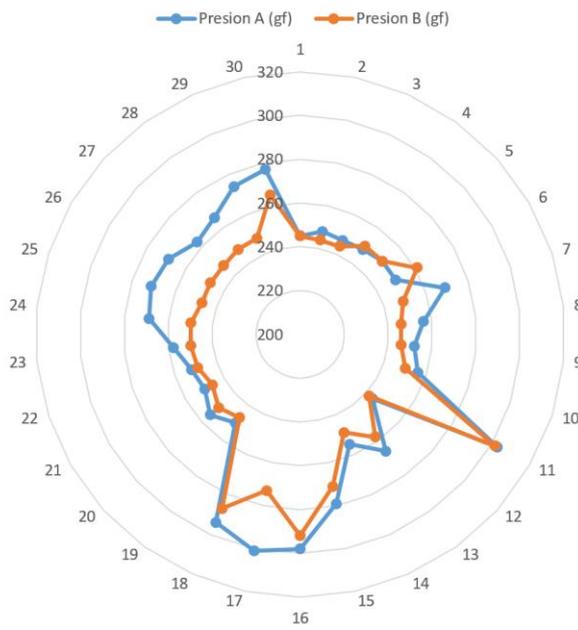


Figura B.0.12: Reparto de presión del voluntario 3.

## B.4 Voluntario 4

Minuto	T(°C) A	T(°C) B	HR(%) A	HR(%) B	Presión A (gf)	Presión B (gf)
1	33,11	33,40	64,98	67,00	237	237
2	33,37	33,67	63,60	67,69	234	230
3	33,82	34,09	61,86	66,84	239	236
4	34,30	34,53	60,77	65,06	244	243
5	34,42	34,64	60,66	64,73	238	239
6	34,53	34,75	60,60	64,47	240	240
7	34,71	34,90	60,60	64,17	246	245
8	34,82	34,98	60,60	63,98	247	243
9	34,89	35,05	60,66	63,93	248	247
10	34,97	35,13	60,72	63,87	250	246
11	35,05	35,19	60,78	63,81	245	250
12	35,15	35,28	60,93	63,72	247	251
13	35,23	35,33	61,05	63,69	245	251
14	35,27	35,37	61,09	63,66	244	252
15	35,34	35,42	61,20	63,66	247	250
16	35,38	35,45	61,32	63,66	250	249
17	35,43	35,49	61,38	63,66	248	252
18	35,47	35,53	61,44	63,66	246	251
19	35,52	35,56	61,54	63,69	247	249
20	35,55	35,59	61,63	63,73	250	248
21	35,58	35,63	61,72	63,76	250	251
22	35,63	35,66	61,78	63,76	248	246
23	35,67	35,69	61,87	63,79	248	243
24	35,69	35,71	61,96	63,84	240	241
25	35,72	35,74	62,05	63,84	249	246
26	35,78	35,78	62,12	63,88	249	249
27	35,81	35,80	62,23	63,91	250	246
28	35,84	35,82	62,29	63,94	250	248
29	35,88	35,84	62,35	63,94	253	252
30	35,88	35,86	62,41	63,97	251	252

Tabla B.0.4: Datos del voluntario 4.

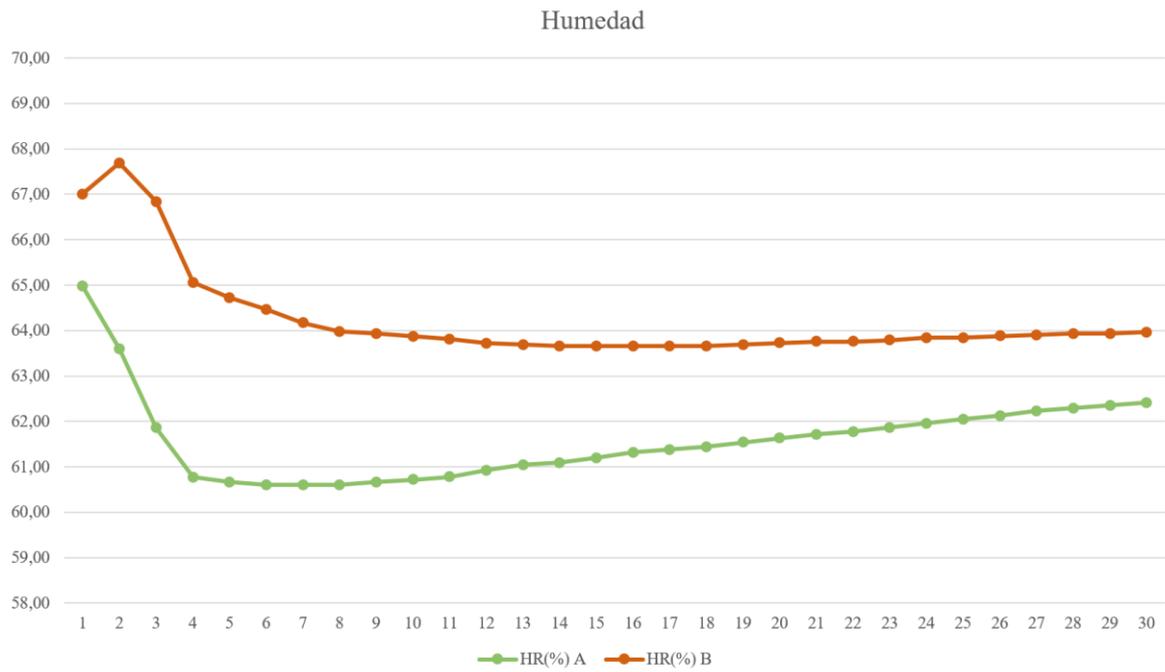


Figura B.0.13: Gráfica de humedad del voluntario 4.

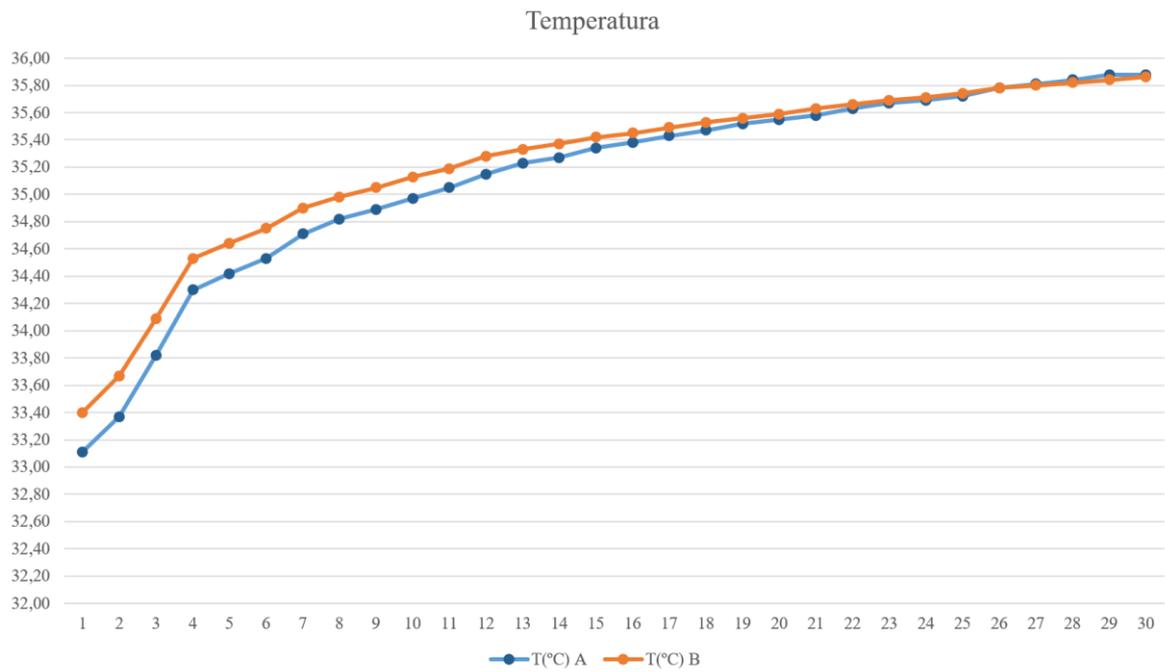


Figura B.0.14: Gráfica de temperatura del voluntario 4.

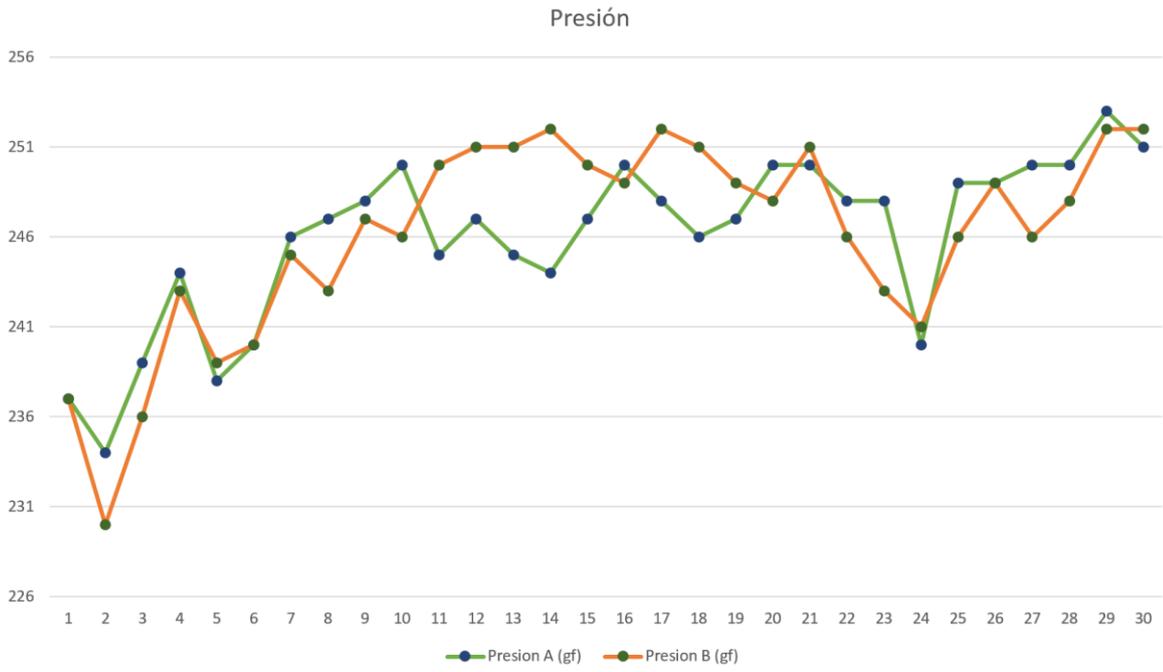


Figura B.0.15: Gráfica de presión del voluntario 4.

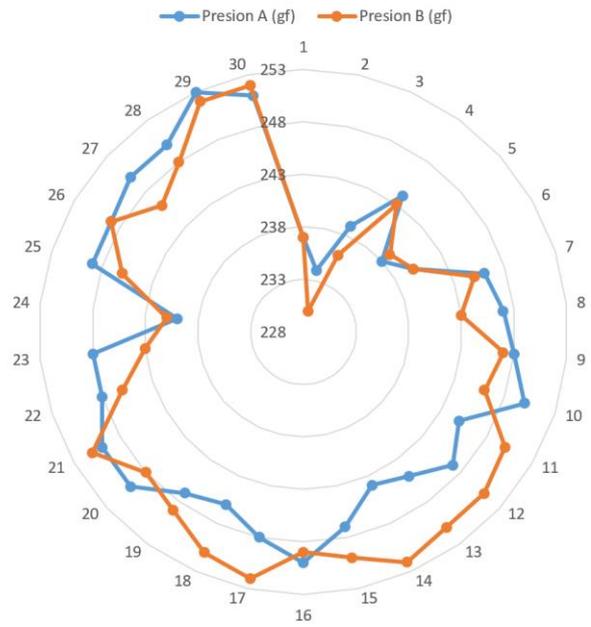


Figura B.0.16: Reparto de presión del voluntario 4.

# ANEXO C. MANUAL DE USUARIO

En este anexo se presenta una pequeña guía para la puesta en marcha del prototipo desarrollado en este trabajo. Se divide en dos secciones principales: una con instrucciones para la preparación del servidor y otra para el dispositivo.

## C.1 Servidor

En primer lugar se debe preparar el servidor que recibirá los datos del prototipo, para lo cual se debe cargar la imagen de Raspbian en una tarjeta de memoria. Dicha imagen puede ser descargada de la página oficial de Raspberry Pi en:

<https://www.raspberrypi.org/downloads/raspbian/>

Una vez descargada se procede a cargarla en una tarjeta microSD con el programa Win32 Disk Imager que puede ser descargado desde su página en:

<https://sourceforge.net/projects/win32diskimager/>

Una vez en funcionamiento Raspbian, se entra por SSH con el usuario ‘pi’ y password ‘raspberrypi’

A continuación se debe instalar el servidor web Apache con el comando:

```
$ sudo apt-get install apache2
```

Posteriormente, se necesita instalar PHP5:

```
$ sudo apt-get install php5 libapache2-mod-php5
```

Una vez instalado PHP5, se procede con la instalación de MySQL mediante el siguiente comando:

```
$ sudo apt-get install mysql-server php5-mysql
```

Se debe copiar el directorio sensores/ al directorio /var/www desde la carpeta de código fuente, quedando el código contenido en /var/www/sensores/.

A continuación, con el usuario 'root' y la contraseña que se ha establecido cuando se instala MySQL, se crea la base de datos 'sensores' y un usuario con permisos sobre dicha base de datos (por defecto el proyecto usa el usuario 'sensores' y la password 'sensores'). Para ello se entra por consola a MySQL como 'root' con el comando:

```
$ mysql -u root -p
```

Una vez conectados a MySQL se ejecutan uno tras otro las siguientes órdenes:

```
mysql> CREATE USER 'sensores'@'localhost' IDENTIFIED BY 'sensores';  
mysql> CREATE DATABASE sensores;  
mysql> GRANT ALL PRIVILEGES ON * . sensores TO 'sensores'@'localhost';  
mysql> FLUSH PRIVILEGES;
```

Con la base de datos creada, se ejecuta el fichero SQL de creación de tablas:

```
$ mysql -u root -p sensores < import_sensores.sql
```

Para asegurarnos que todo está funcionando correctamente se reinicia el servicio de Apache:

```
$ sudo service apache2 restart
```

Una vez copiado el código del proyecto a /var/www/sensores/, se configuran los datos de conexión en /var/www/sensores/conexión.php.

## C.2 Dispositivo

Por defecto, el prototipo se conectará a una red WiFi con SSID ‘Sensores’ y clave WPA2 ‘sensores’ por lo que se debe configurar con estos datos en la red 192.168.1.0/24. En cualquier caso, es posible cambiar estos parámetros en el código fuente del módulo de comunicaciones y proceder a su reprogramación.

Una vez configurado todo el sistema, se conectan las sondas al nodo como puede verse en la figura C.1

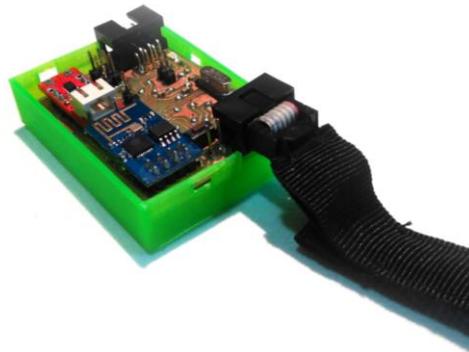


Figura C.0.17: Conexión de las sondas.

Para activar el nodo se debe deslizar el interruptor de encendido que se encuentra en el lateral del mismo y si todo funciona correctamente se encenderá un led cada aproximadamente 10 segundos para indicar que el nodo está activado.

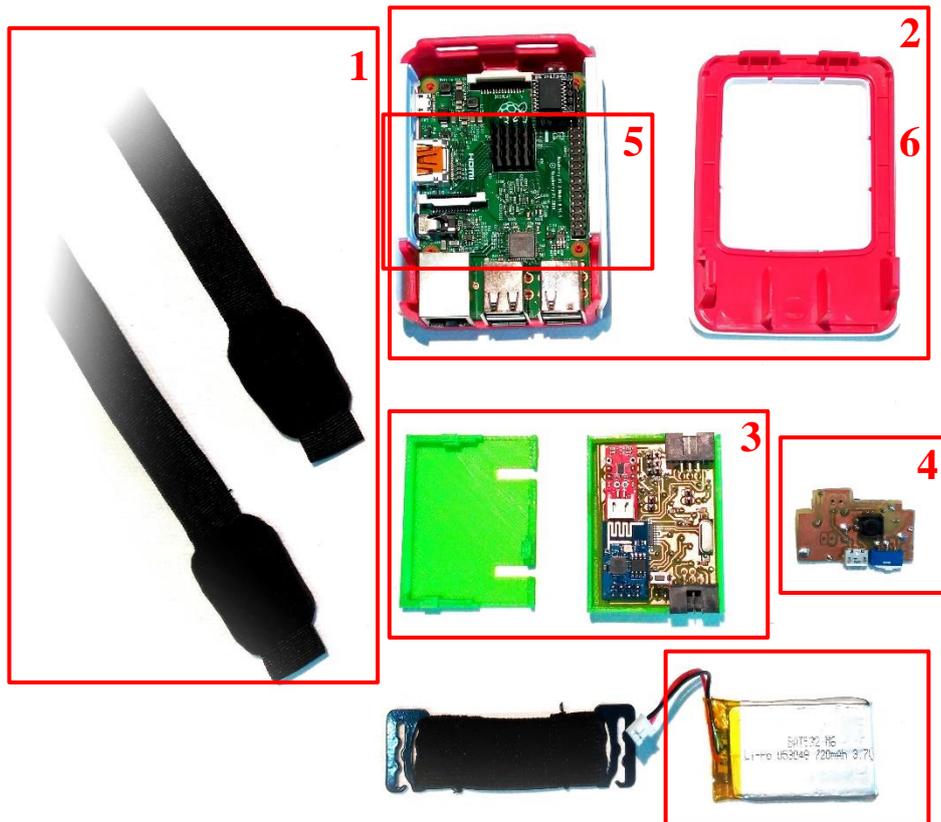
La dirección por defecto en la que se encuentra la aplicación web es <http://192.168.1.106/sensores> a la que deberemos dirigirnos para visualizar los datos recogidos por el nodo.

Si además queremos exportar los datos para su tratamiento fuera de la aplicación puede hacerse a través de una consulta SQL que se proporciona en el DVD adjunto a este Trabajo Fin de Grado, para ello puede ejecutarse mediante cualquier frontend de MySQL, como phpMyAdmin o Heidi SQL.



# ANEXO D. PARTES DEL PROTIPO

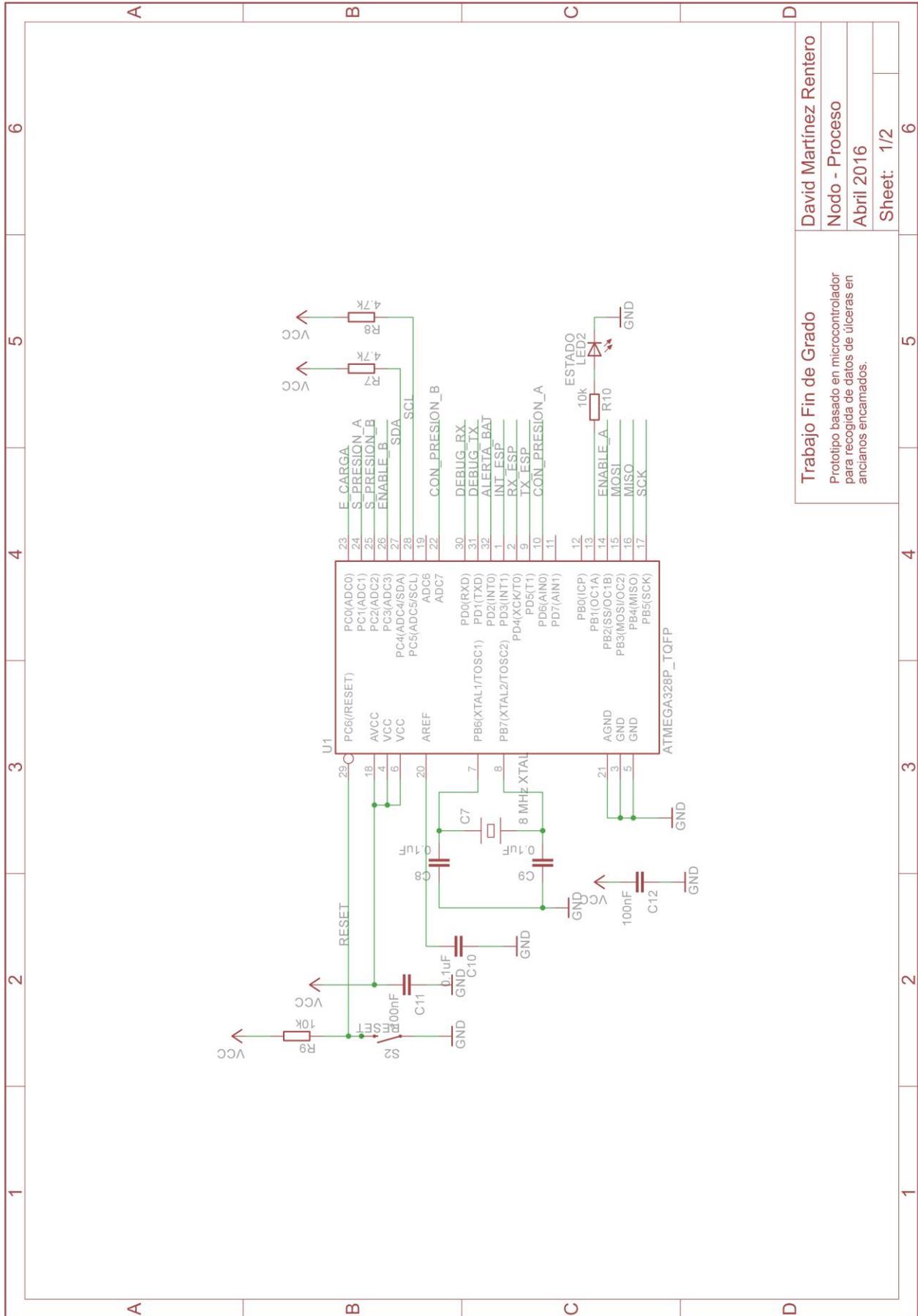
En este anexo se incluye una imagen del prototipo en la que se identifican las partes y componentes que lo integran.



1. Sondeas de presión, temperatura y humedad.
2. Raspberry Pi 3.
3. Nodo, con PCB principal, ESP8266 y Sparkfun Lipo Fuel Gauge.
4. PCB secundaria nodo.
5. Cierre de seguridad para sondas.
6. Batería



# ANEXO E. ESQUEMAS ELÉCTRICOS

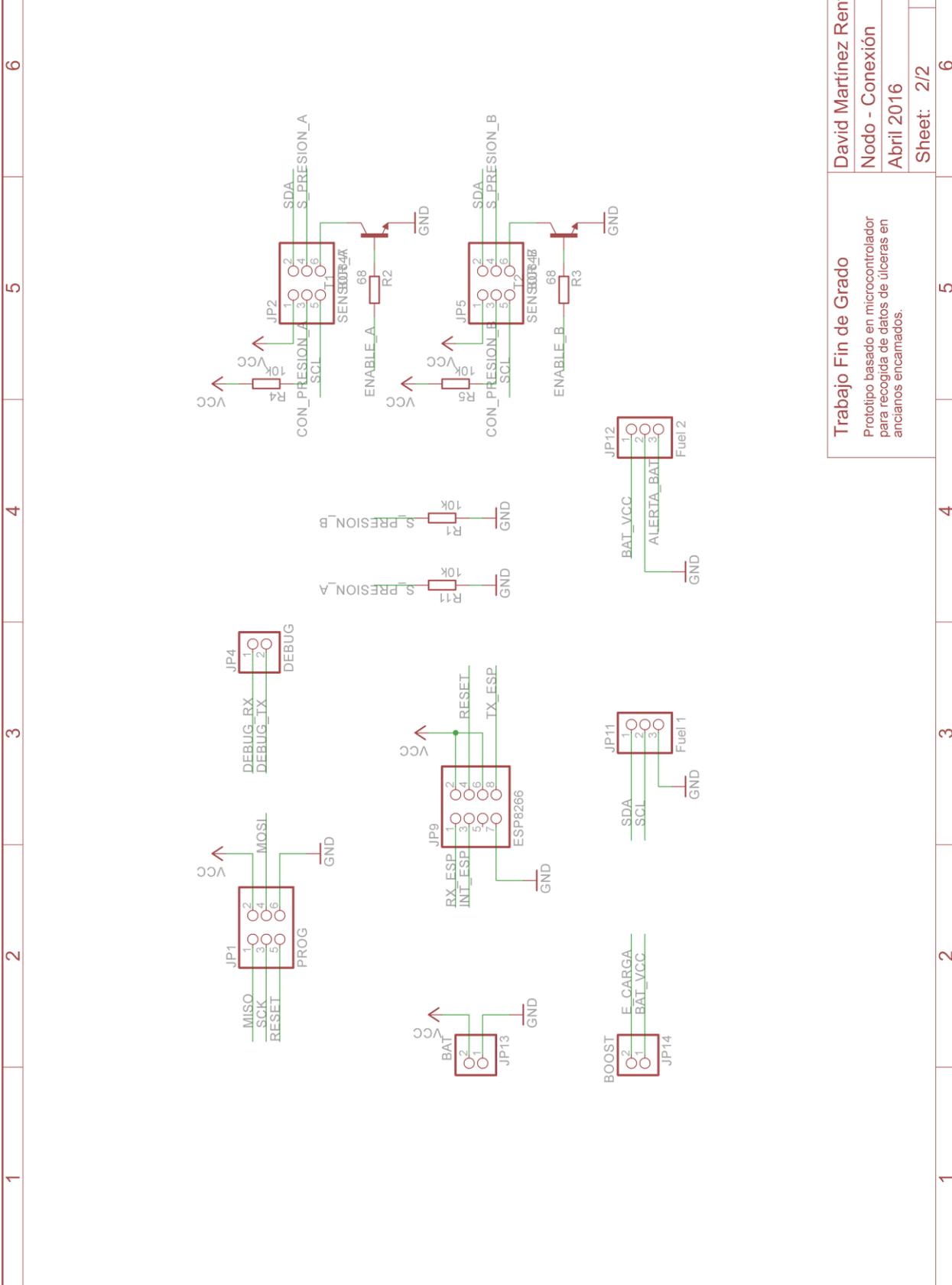


David Martínez Rentero  
 Nodo - Proceso  
 Abril 2016  
 Sheet: 1/2

Trabajo Fin de Grado  
 Prototipo basado en microcontrolador  
 para recogida de datos de úlceras en  
 ancianos encamados.

1 2 3 4 5 6

A B C D

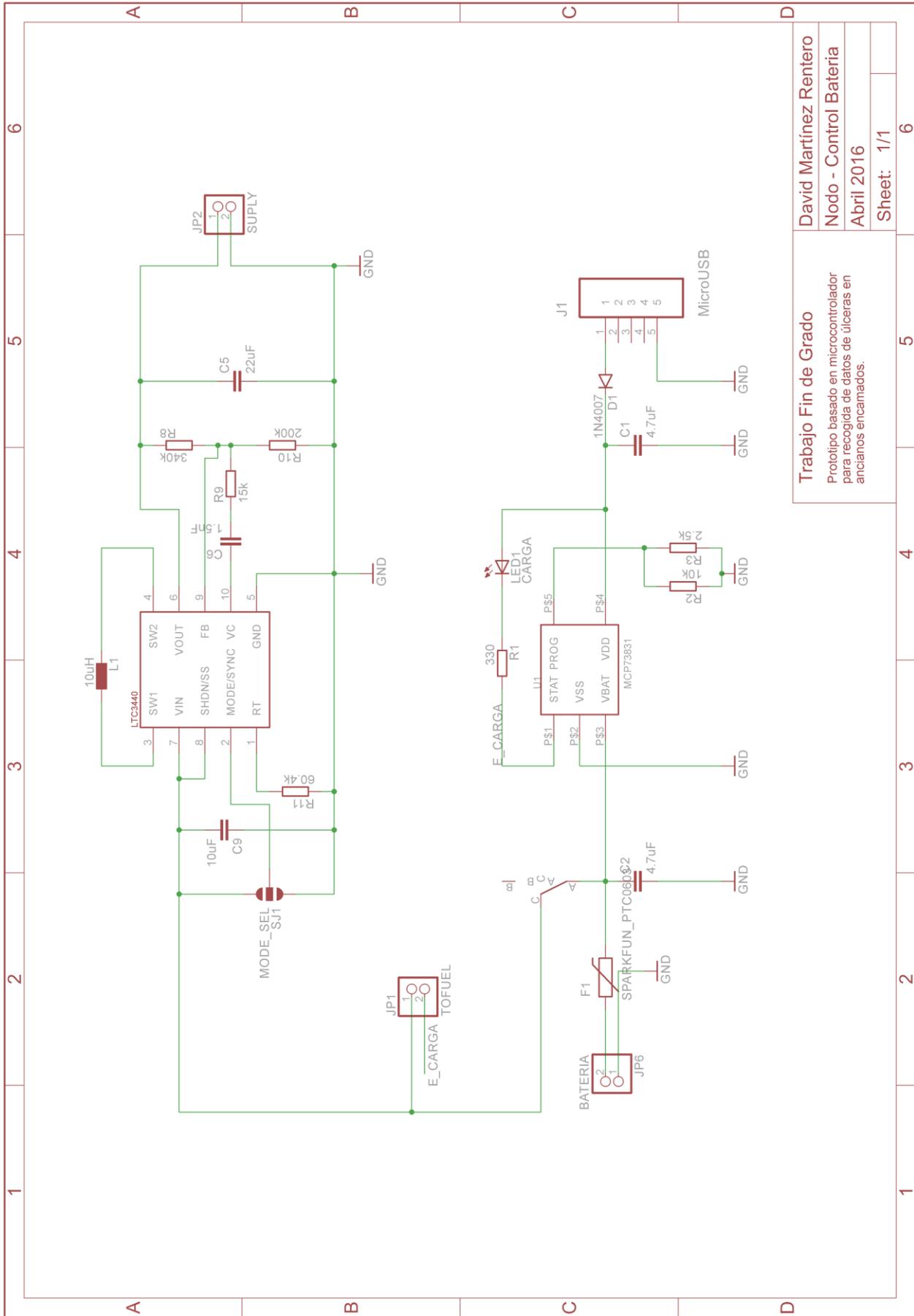


A B C D

1 2 3 4 5 6

**Trabajo Fin de Grado**  
 Prototipo basado en microcontrolador para recogida de datos de úlceras en ancianos encamados.

**David Martínez Rentero**  
 Nodo - Conexión  
 Abril 2016  
 Sheet: 2/2



**Trabajo Fin de Grado**

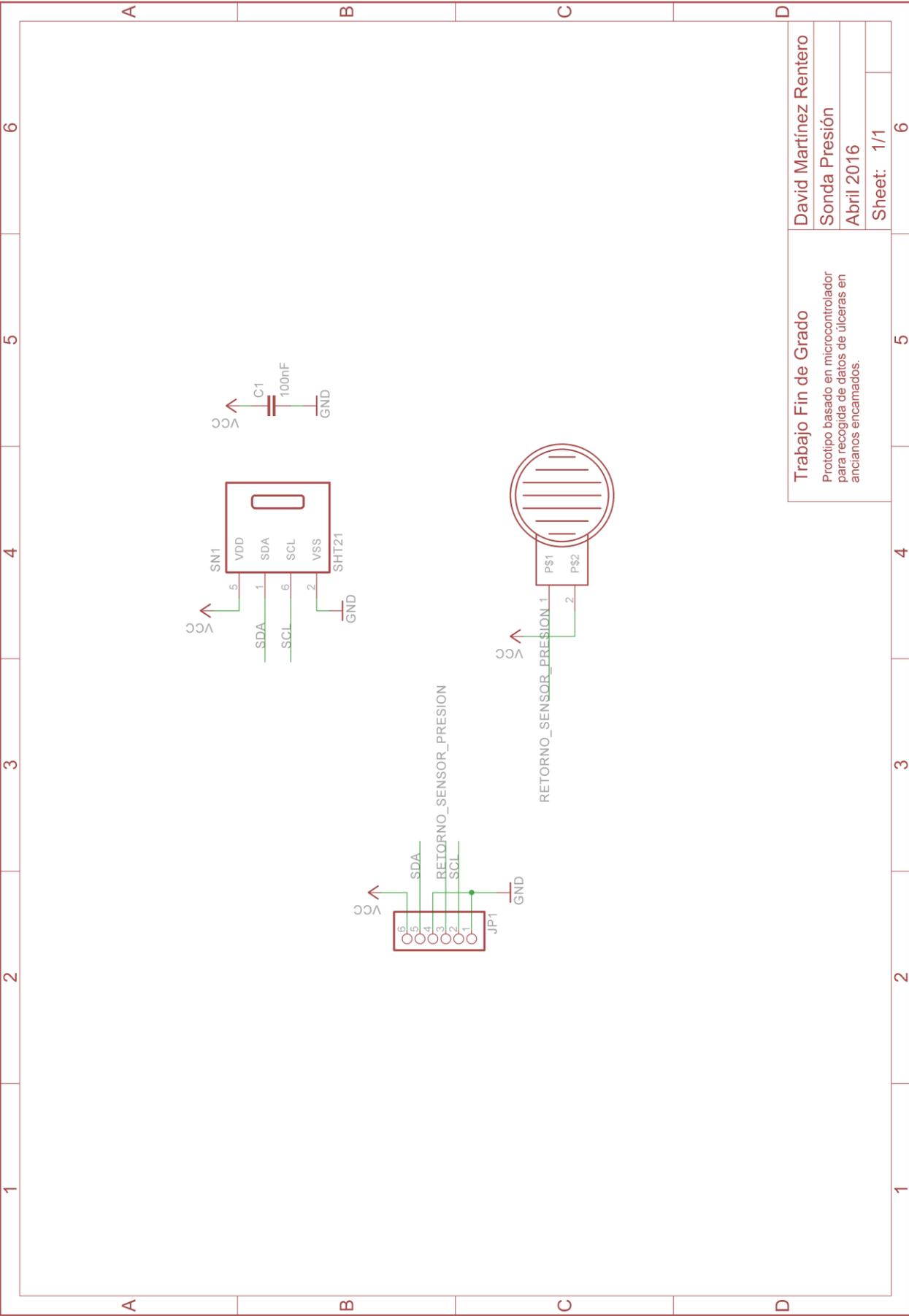
Prototipo basado en microcontrolador para recogida de datos de úlceras en ancianos encamados.

David Martínez Rentero

Nodo - Control Bateria

Abril 2016

Sheet: 1/1



Trabajo Fin de Grado  
 Prototipo basado en microcontrolador  
 para recogida de datos de úlceras en  
 ancianos encamados.

David Martínez Rentero  
 Sonda Presión  
 Abril 2016  
 Sheet: 1/1

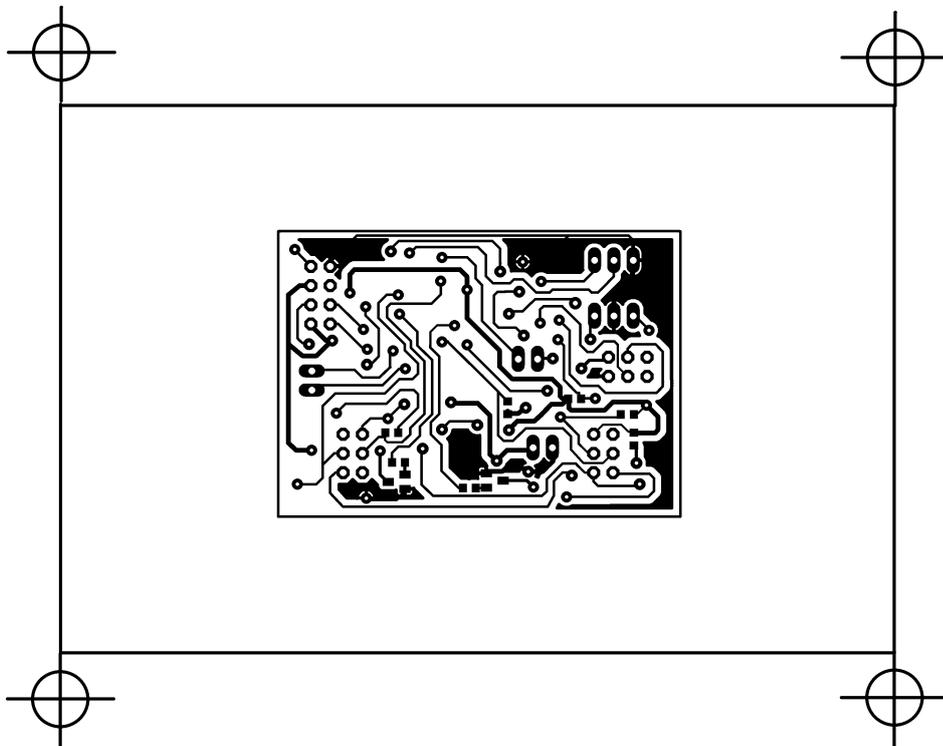
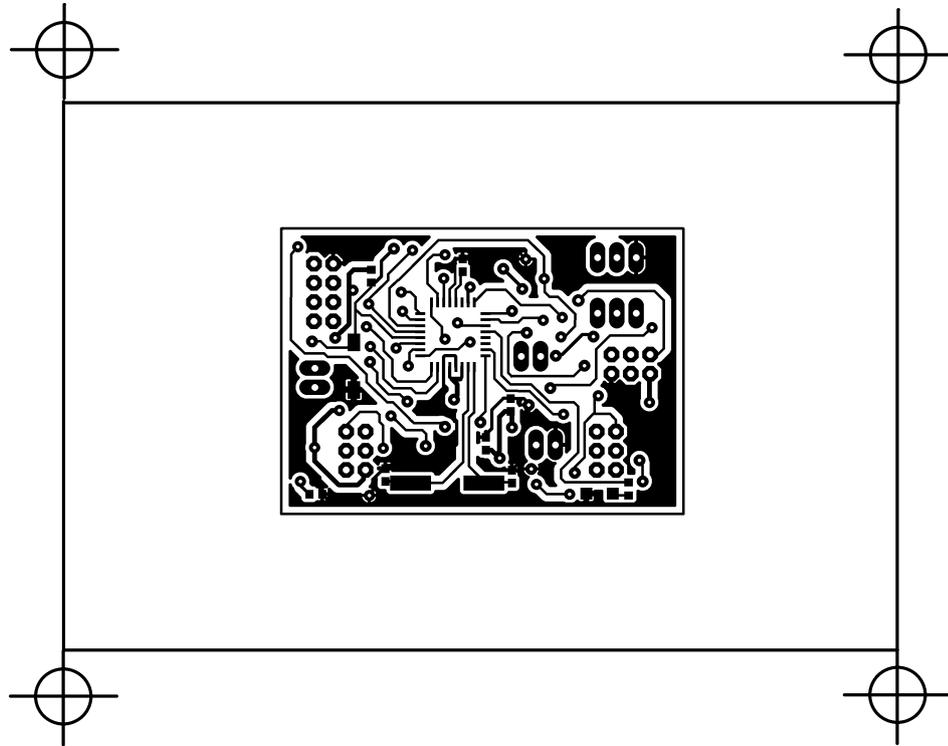
A A A A A

B B B B B

C C C C C

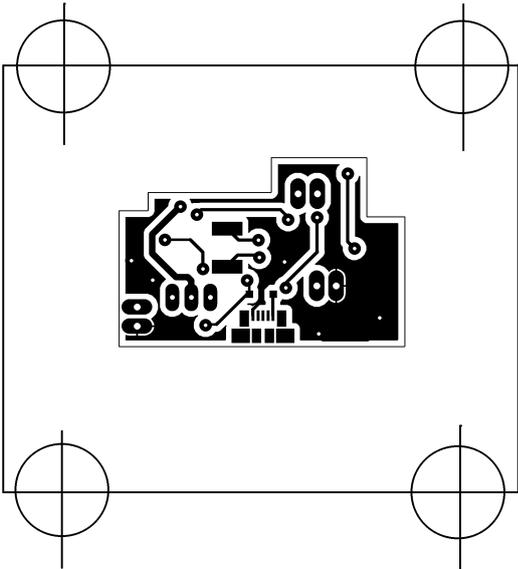
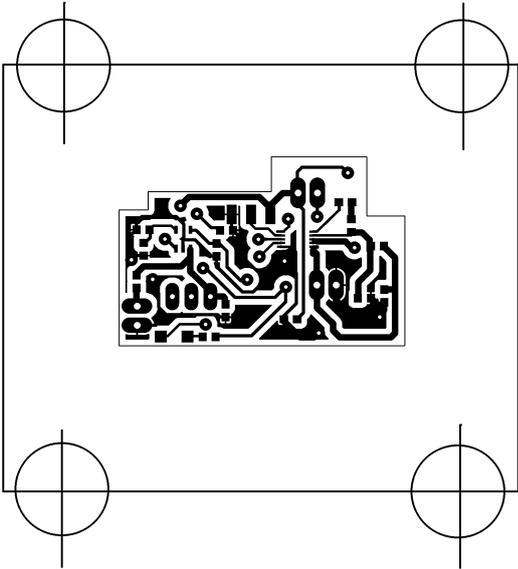
D D D D D

# ANEXO F. FOTOLITO PCB NODO PRINCIPAL



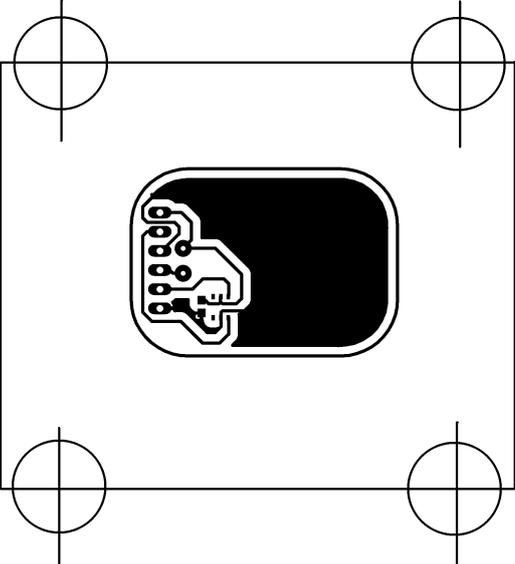


# ANEXO G. FOTOLITO PCB NODO SECUNDARIA

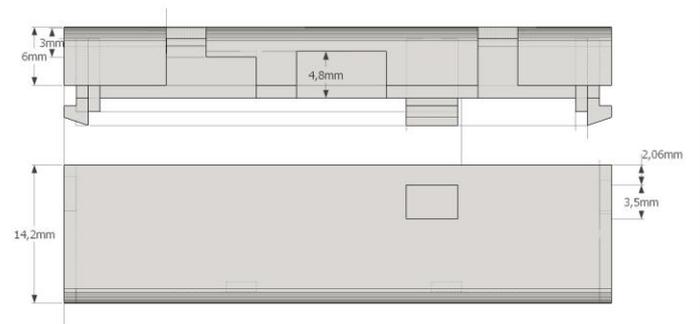
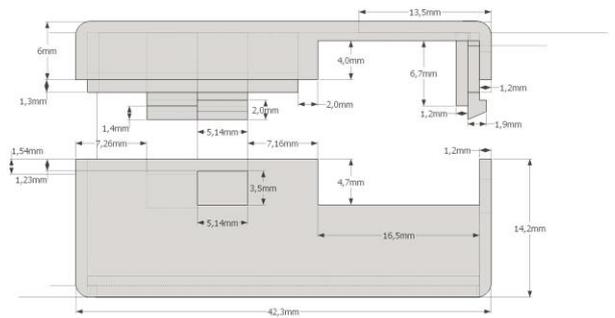
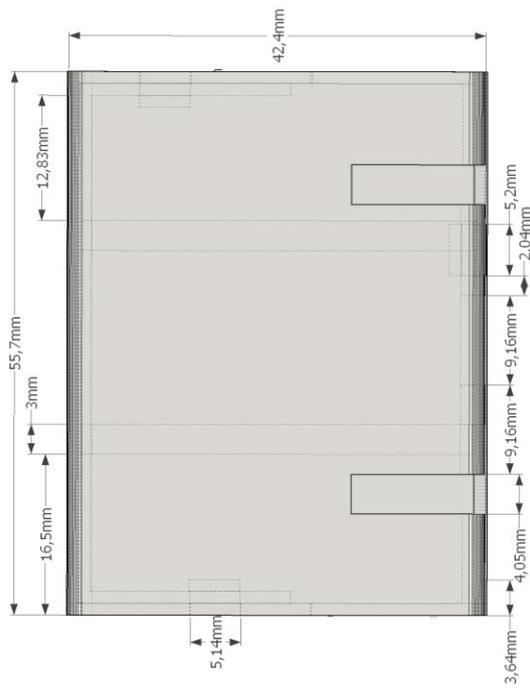
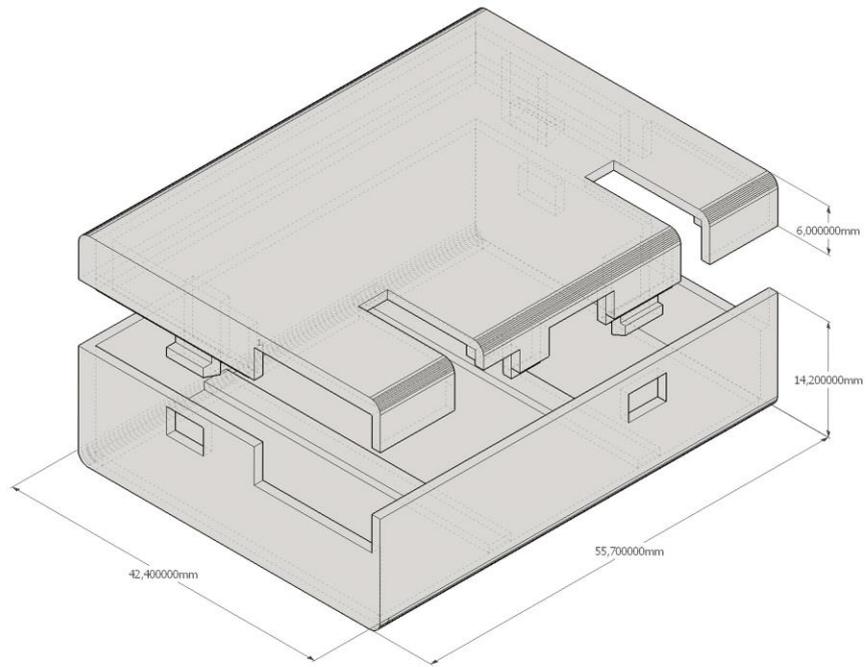




# ANEXO H. FOTOLITO PCB SONDA







ESCALA

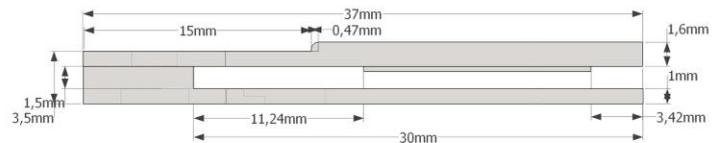
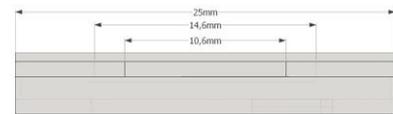
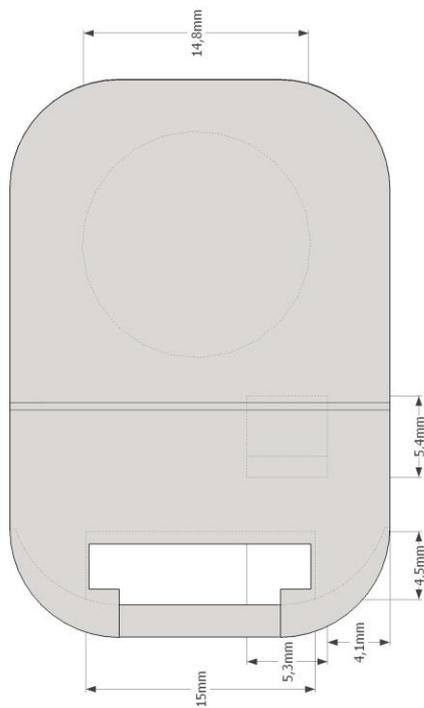
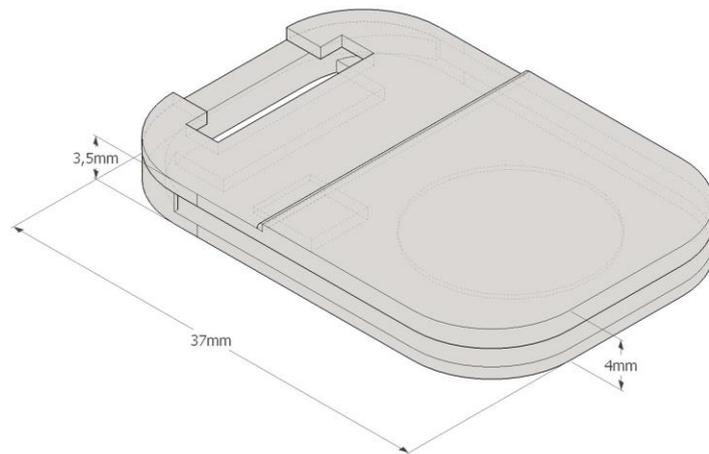
1,3:1

TFG DAVID MARTÍNEZ RENTERO - PROTOTIPO BASADO EN MICROCONTROLADOR PARA RECOGIDA DE DATOS DE ÚLCERAS EN ANCIANOS ENCAMADOS

ANEXO H. PLANOS CARCASA NODO

Junio 2016





ESCALA

2:1

TFG DAVID MARTÍNEZ RENTERO - PROTOTIPO BASADO EN MICROCONTROLADOR PARA RECOGIDA DE DATOS DE ÚLCERAS EN ANCIANOS ENCAMADOS

ANEXO I. PLANOS SOPORTE SONDA

Junio 2016