



Tesis Doctoral

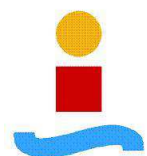
Plataforma para el desarrollo de sensores biomédicos inteligentes en sistemas de m-Salud y su aplicación en pacientes crónicos y personas mayores

Autor: David Naranjo Hernández

Directora: Laura M. Roa Romero

Co-Director: Luis Javier Reina Tosina

Grupo de Ingeniería Biomédica
Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática
Escuela Técnica Superior de Ingeniería



A mi madre

A Conchi

*“Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor,
la electricidad y la energía atómica: la voluntad.”*

Albert Einstein

Agradecimientos

Me gustaría que estas primeras líneas sirvieran para expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a todas aquellas personas que de alguna forma han colaborado en la realización de la presente tesis, en especial a la Prof.^a Laura M. Roa Romero (“mi madre científica”) y al Prof. Luis Javier Reina Tosina, directores de esta investigación, por la orientación, supervisión y seguimiento continuos de la misma, por su carisma científico y personal y su capacidad de transmitir conocimientos, pero sobre todo por la motivación y el apoyo recibido a lo largo de estos años. También quiero agradecerles la oportunidad que me han dado de poder trabajar en lo que más me gusta: la investigación científica y técnica.

Quisiera hacer extensiva mi gratitud a mis compañeros del Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla y, en especial a los investigadores María Amparo Callejón, Gerardo Barbarov y a los Dr.^{es} Miguel Ángel Estudillo y Miguel Ángel García. Quiero dar también las gracias a los Dr.^{es} Jose Antonio Milán, Mercedes Salgueira, Nuria Aresté y Alfonso Lara, del Servicio de Nefrología del Hospital Universitario Virgen Macarena de Sevilla y a los Dr.^{es} Francisco Ortega, Pilar Cejudo y Eduardo Márquez, de la Unidad Médico-Quirúrgica de Enfermedades Respiratorias del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla, a Verónica Roldán y a los Prof.^{es} Francisco Medina y Vicente Losada, y a todos los voluntarios que participaron en los diferentes estudios, por su colaboración en la parte empírica de esta investigación.

Un agradecimiento muy especial merece la comprensión, paciencia y el ánimo recibidos de mi familia. Quisiera dedicar la tesis a mi madre, a quien le debo todo lo que soy y todo lo que he conseguido, en gran parte por su apoyo y esfuerzo; a mi padre, de quien he heredado su curiosidad y creatividad práctica; y a Conchi, por su ánimo e infinita paciencia, y por haberme acompañado tanto en los momentos de crisis como de felicidad. Las palabras nunca serán suficientes para testimoniar mi amor y mi agradecimiento.

A todos ustedes, mi mayor reconocimiento y gratitud.

Índice general

Índice de Figuras	IX
Índice de Tablas	XI
Lista de Acrónimos	XII
Resumen	XV
Abstract	XVII
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Hipótesis	7
1.2. Objetivos	8
1.3. Estructura de la tesis	8
2. CONDICIONES DE DISEÑO Y MÉTODOS GENERALES	11
2.1. Condiciones de diseño	13

2.2. Métodos generales	15
3. INVESTIGACIÓN, DISEÑO Y DESARROLLO DE LA PLATAFORMA BASIS	17
3.1. Plataforma BASIS	19
3.1.1. Arquitectura software de la plataforma BASIS	19
3.1.2. Arquitectura hardware de la plataforma BASIS	22
3.1.3. Modos de operación	22
3.1.4. Mecanismo de programación remota	24
3.2. Comunicaciones en BASIS	31
3.2.1. Selección de la tecnología inalámbrica de comunicaciones	31
3.2.2. Protocolo Master-Command Sensor-Data	33
3.2.3. Diseño de antenas para la plataforma BASIS	39
3.2.4. Comunicaciones intracorporales	48
4. VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA BASIS	55
4.1. Sensor inteligente para la detección de caídas	57
4.1.1. Arquitectura del sistema de detección de caídas	60
4.1.2. Módulo de procesado para la detección de eventos de energía	63
4.1.3. Módulo de optimización para la detección de impactos	65
4.1.4. Personalización y adaptación mediante módulos de optimización	69

4.1.5.	Módulo de análisis y decisión para la discriminación de caídas	70
4.2.	Sensor inteligente para la monitorización de la actividad	72
4.2.1.	Arquitectura del sistema de monitorización de la actividad	73
4.2.2.	Módulo de procesado para la clasificación del nivel de actividad	74
4.2.3.	Módulo de procesado para la identificación de actividades	77
4.2.4.	Módulo de procesado para la estimación del gasto metabólico	85
4.3.	Sensor inteligente para la estimación de la composición corporal	87
4.3.1.	Principios del análisis mediante bioimpedancia	89
4.3.2.	Arquitectura del sensor inteligente de bioimpedancia	91
4.3.3.	Arquitectura del subsistema de sensorización	93
4.3.4.	Estudio de validación del sensor inteligente de bioimpedancia	98
4.3.5.	Estudio de los métodos de estimación de la composición corporal	100
4.4.	Sensor inteligente para la monitorización del ritmo respiratorio	104
4.4.1.	Arquitectura del sistema de monitorización del ritmo respiratorio	105
4.4.2.	Sensorización capacitiva	105
4.4.3.	Etapa de captura de señal	106
4.4.4.	<i>Módulo de procesado</i> para la estimación del ritmo respiratorio	107
5.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	109
5.1.	Resultados de validación del procedimiento de programación remota	111

5.2. Resultados de las comunicaciones en BASIS	115
5.2.1. Análisis de prestaciones del protocolo MCSD	115
5.2.2. Resultados del diseño y desarrollo de las antenas	121
5.2.3. Resultados experimentales del transmisor IBC	127
5.3. Resultados del sensor inteligente para la detección de caídas	129
5.3.1. Resultados del <i>módulo de optimización</i> de detección de impactos	129
5.3.2. Validación de la detección de impactos y el procedimiento de optimización . . .	131
5.3.3. Análisis de sensibilidad del procedimiento de optimización	133
5.3.4. Resultados de la detección de caídas	137
5.4. Resultados del sensor inteligente de actividad física	139
5.4.1. Resultados del módulo de procesado de clasificación del nivel de actividad . . .	139
5.4.2. Resultados del módulo de procesado de identificación de actividades	142
5.4.3. Resultados del módulo de procesado de estimación del gasto metabólico	146
5.5. Resultados del sensor inteligente para la estimación de la composición corporal	153
5.5.1. Resultados de la implementación del sensor inteligente de bioimpedancia	153
5.5.2. Resultados del estudio comparativo de métodos de análisis de bioimpedancia .	157
5.6. Resultados del sensor inteligente del ritmo respiratorio	161

6. CONCLUSIONES **165**

Publicaciones relacionadas con la tesis	171
Bibliografía	177
Anexos	195
A. Métodos de análisis de la composición corporal mediante Bioimpedancia	197
A.1. Single Frequency Bioimpedance Analysis (SFBIA)	197
A.2. Bioimpedance Spectroscopy (BIS)	198
A.3. Bioelectrical Impedance Vector Analysis (BIVA)	198

Índice de figuras

1.1. Los sistemas de e-Salud como solución a los problemas sanitarios	5
3.1. Sistema de monitorización distribuido propuesto.	20
3.2. Organización de la memoria de datos.	25
3.3. Organización de la memoria de programa.	27
3.4. Procedimiento de programación remota mediante el envío de un comando.	30
3.5. Protocolo MCSD (Megatrama y Supertramas).	35
3.6. Protocolo MCSD (Tramas).	37
3.7. Formas y dimensiones de las antenas seleccionadas.	42
3.8. Red de adaptación de impedancias y balun de los prototipos P_2	43
3.9. Montaje experimental con la antena no afectada por el cuerpo humano.	44
3.10. Montaje experimental con la antena sobre el cuerpo humano.	45
3.11. Soporte aislante para la antena en la cámara anecoica.	46
3.12. Esquema de la disposición del transmisor (Tx) y el receptor (Rx) en cámara anecoica.	47

3.13. Sistema de comunicación basado en acoplamiento capacitivo.	49
3.14. Sistema de comunicación basado en acoplamiento galvanico.	51
3.15. Esquema del transmisor IBC para acoplamiento galvánico.	52
4.1. Sistema de monitorización distribuido propuesto para la detección de caídas	61
4.2. Diagrama de flujo del sistema de detección de caídas	62
4.3. Prototipo del SoM.	63
4.4. Sistema de monitorización distribuido propuesto y prototipo del SoM.	74
4.5. Características de las aceleraciones observadas durante el periodo de un paso.	80
4.6. Diagrama de flujo del módulo de procesado para la clasificación de la actividad (I)	83
4.7. Diagrama de flujo del módulo de procesado para la clasificación de la actividad (II)	83
4.8. Representación gráfica de la impedancia.	89
4.9. Modelo de bioimpedancia simple y diagrama de Cole.	90
4.10. Arquitectura del sensor inteligente de bioimpedancia.	92
4.11. Arquitectura del subsistema de sensorización.	94
4.12. Esquema para la medida en múltiples secciones corporales.	97
4.13. Patrón circuital empleado en la validación de la etapa de sensorización.	99
4.14. Modelo de composición corporal.	101
4.15. Sistema de electrodos y etapa de captura de la señal.	106

5.1. Captura de pantalla de la interfaz empleada en el experimento de programación remota.	112
5.2. Cronograma de los experimentos del procedimiento de programación remota	114
5.3. Montaje experimental de los experimentos del protocolo MCSD	116
5.4. Consumo experimental de corriente en tiempo real	117
5.5. Comparación del consumo de energía con diferentes protocolos MAC.	120
5.6. Comparación del retraso temporal con estándares de comunicaciones.	121
5.7. Simulación del patrón de radiación y pérdidas de retorno de las antenas propuestas.	122
5.8. Pérdidas de retorno experimentales y simuladas de la antena OFD.	123
5.9. Patrones de radiación experimentales y simulados en los planos E y H.	125
5.10. Tensiones medidas en los electrodos de recepción.	127
5.11. Atenuación en la señal recibida.	128
5.12. Valores de F_{FA} en el espacio de parámetros $T_{th}-\tau$	131
5.13. Resultados de F_{AE} en el espacio de umbrales A_{th} y E_{th}	132
5.14. Ejemplos de aceleraciones de actividades realizadas en los experimentos (parte I).	134
5.15. Ejemplos de aceleraciones de actividades realizadas en los experimentos (parte II).	135
5.16. Ejemplos de aceleraciones de actividades realizadas en los experimentos (parte III).	136
5.17. Umbrales de clasificación y variable E_A en cada una de las actividades	141
5.18. Características de las aceleraciones al subir y bajar escaleras.	145
5.19. Correspondencia entre el $\log_{10}(E_A)$ y $\log_{10}(METs)$	148

5.20. Correspondencia entre el $\log_{10}(E_A)$ y $\log_{10}(METs)$ (actividades corregidas)	150
5.21. Circuito modular del sensor inteligente de bioimpedancia.	153
5.22. Implementación final del sensor inteligente de bioimpedancia.	154
5.23. Patrón circuital simplificado de bioimpedancia.	156
5.24. Ejemplo de impedancias obtenidas con el patrón circuital.	157
5.25. Ejemplos de estimaciones de pacientes en rehabilitación respiratoria.	158
5.26. Ejemplos de estimaciones de pacientes ingresados en hospital.	159
5.27. Ejemplos de valoraciones nutricionales utilizando el método BIVA.	160
5.28. Señales respiratorias adquiridas durante los experimentos	162
5.29. Frecuencia de oscilación (f_0) del sensor propuesto en diferentes instantes de tiempo . .	163
A.1. Distribución de la corriente a baja y alta frecuencia.	198
A.2. Gráfico empleado en el método BIVA.	199

Índice de Tablas

3.1. Tasas de transmisión requeridas para dispositivos de monitorización	32
4.1. Comandos del SoM	66
4.2. Parámetros del módulo de procesado para la identificación de actividades	84
4.3. Correspondencia entre actividades y su equivalente en METS	85
4.4. Características de los voluntarios en el análisis de métodos de bioimpedancia	101
5.1. Consumo del sensor inteligente.	118
5.2. Estimación del consumo en comunicaciones del SoM (detección de impactos).	121
5.3. Resumen de los resultados con la antena fuera del cuerpo.	124
5.4. Resumen de los resultados de las medidas bajo la influencia del cuerpo humano.	126
5.5. Características de los experimentos realizados en el procedimiento de optimización . . .	130
5.6. Características de los experimentos para la validación de la detección de impactos. . .	132
5.7. Sensibilidad persona a persona del procedimiento de optimización	137
5.8. Características de los experimentos para la validación de la detección de impactos. . .	137

5.9. Características de los experimentos de detección de caídas.	138
5.10. Características antropométricas de los voluntarios en los experimentos de actividad. . .	139
5.11. Análisis de sensibilidad de la clasificación del nivel de actividad	143
5.12. Análisis de la especificidad de la clasificación del nivel de actividad	143
5.13. Parámetros del módulo de procesado para la identificación de actividades.	146
5.14. Análisis de sensibilidad del módulo de procesado para la identificación de actividades .	147
5.15. Análisis de especificidad del módulo de procesado para la identificación de actividades	147
5.16. Error cuadrático medio en la estimación de la tasa metabólica	152

Lista de Acrónimos

- “Ambient Assisted Living” (AAL)
- “Analog-to-Digital Converter” (ADC)
- “Activities of Daily Living” (ADL)
- “Base Architecture for the Support of biomedical Intelligent Sensors” (BASIS)
- “Body Composition Monitor” (BCM)
- “Bioimpedance Spectroscopy” (BIS)
- “Bioelectrical Impedance Vector Analysis” (BIVA)
- “Beacon SuperFrame” (BSF)
- “Body Sensor Networks” (BSN)
- “Command Answer Frame” (CAF)
- “Coordinate Rotation Digital Computer” (CORDIC)
- “Código de Redundancia Cíclica” (CRC)
- “Connection Request Frame” (CRF)
- “Connection Request SuperFrame” (CRSF)
- “Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance” (CSMA/CA)
- “Decision-Analysis Device” (DAD)
- “Direct Digital Synthesizer” (DDS)
- “Data Frame” (DF)
- “Data SuperFrame” (DSF)
- “Extended Cole model with 3 Dispersions” (EC3D)
- “Electrocardiograma” (ECG)
- “Electromiograma” (EMG)
- “Extra-Cellular Water” (ECW)
- “Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica” (EPOC)
- “Fat-Free Mass” (FFM)
- “Fat mass” (FM)
- “Guaranteed Time Slots” (GTS)
- “Human-to-Machine” (H2M)

“Intra-Cellular Water” (ICW)
“Institute of Electrical and Electronics Engineers” (IEEE)
“Inverted F Antenna - modificada” (IFAm)
“Internet of Things” (IoT)
“Least Absolute Deviation” (LAD)
“Least Squares Curve fitting” (LSC)
“Least Squares Modulus fitting” (LSM)
“Least Squares with Td correction” (LST)
“Machine-to-Machine” (M2M)
“Medium Access Control” (MAC)
“Mean Absolute Percentage Error” (MAPE)
“Protocolo Master-Command Sensor-Data” (MCSD)
“Micro-Electro-Mechanical Systems” (MEMS)
“Metabolic Equivalent” (MET)
“MegaFrame” (MF)
“Matched Folded Dipole” (MFD)
“Meandered Inverted F Antenna - modificada” (MIFAm)
“Mean Squared Error” (MSE)
“Nonlinear Least Squares” (NLLS)
“Orthogonal Folded Dipole” (OFD)
“Printed Circuit Board” (PCB)
“Sensor Model Language” (SensorML)
“Servicios de e-Salud” (SeS)
“Single Frequency Bioimpedance Analysis” (SFBIA)
“Síndrome de inmunodeficiencia adquirida” (SIDA)
“Sensor of Movements” (SoM)
“Total Body Water” (TBW)
“Time Division Multiple Access” (TDMA)
“Transducer Electronic Data Sheet” (TEDS)
“Wireless Body Sensor Network” (WBSN)
“Wireless Local Area Network” (WLAN)
“Wireless Sensor Network” (WSN)

Resumen

En este trabajo se ha investigado e implementado una plataforma base que sirve para el desarrollo sistemático y eficiente de sensores biomédicos inteligentes en el ámbito de la e-Salud. La investigación y el desarrollo de la plataforma han sido abordados de forma integral asumiendo las diferentes perspectivas involucradas (hardware, software y comunicaciones), proporcionando frente a otras propuestas una serie de prestaciones: 1) un marco para la ejecución de múltiples aplicaciones en paralelo en un mismo dispositivo; 2) un procesamiento distribuido multicapa para una monitorización más robusta de las señales biomédicas; 3) un novedoso método para la actualización remota del software; 4) personalización y de adaptación de los métodos y aplicaciones al medio y al contexto mediante módulos de procesamiento encargados de encontrar los parámetros óptimos de funcionamiento de los algoritmos; 5) se potencia la sostenibilidad económica y la portabilidad de los sensores con algoritmos de procesamiento más sencillos que permiten emplear componentes más económicos y de menor tamaño; 6) una alta eficiencia energética mediante un esquema de procesamiento basado en la abstracción de la bioinformación y la detección de eventos de riesgo.

Para desarrollar las comunicaciones inalámbricas de la plataforma se ha propuesto un novedoso protocolo de acceso al medio que ofrece mejores prestaciones de consumo de energía y de retraso temporal que el estándar IEEE 802.15.4 y otros protocolos propuestos en la literatura. También se han diseñado, desarrollado y caracterizado un conjunto de antenas para soportar las comunicaciones de la plataforma en un entorno corporal. Los problemas y cuestiones planteados durante la caracterización experimental de las antenas fueron analizados y resueltos, lo cual permitió establecer un método para la caracterización de antenas integradas en sensores inteligentes alimentados mediante batería.

La plataforma ha sido validada mediante su aplicación en la investigación, diseño, implementación y validación de un conjunto de sensores biomédicos inteligentes que han sido desarrollados de forma sistemática utilizando como base la plataforma: 1) un sensor inteligente para la detección de caídas en personas mayores; 2) un sensor inteligente para la monitorización de la actividad física y la estimación del gasto metabólico; 3) un sensor inteligente para la estimación de la composición corporal; 4) un sensor inteligente para la medida no obstructiva del ritmo respiratorio. Además, la investigación realizada para cada uno de los sensores inteligentes ha dado lugar a nuevas aportaciones en cada uno de los sistemas de monitorización investigados y validados.

Abstract

In this work, a basis platform that serves for the systematic and efficient development of biomedical smart sensors in the field of e-Health has been researched and implemented. The research and development of the platform have been comprehensively addressed taking into account the different perspectives involved (hardware, software and communications), providing several benefits against other proposals: 1) a framework for the execution of multiple applications in parallel into one device; 2) a multilevel distributed processing for a more robust monitoring of biomedical signals; 3) a novel method for remote software upgrade; 4) personalization and adaptation of the methods and applications to the environment and context by processing modules responsible for finding the optimal operating parameters of the algorithms; 5) economic sustainability and portability of the sensors enhanced by simple processing algorithms that allow the use of more economical and smaller components; 6) high energy efficiency through a processing scheme based on the abstraction of the bioinformation and the detection of risk events.

A novel medium access protocol has been proposed to develop the wireless communications of the platform, which provides better performance in terms of energy consumption and time delay compared to the IEEE 802.15.4 standard and other protocols proposed in the literature. Additionally, a set of antennas has also been designed, developed and characterized to support the communications of the platform in a body environment. The problems and issues raised during the experimental characterization of the antennas were analyzed and solved, allowing to establish a method for the characterization of antennas integrated into battery-powered smart sensors.

The platform has been validated through its application in the research, design, implementation and validation of a set of smart biomedical sensors, which have been systematically developed using the platform as a basis: 1) a smart sensor for the detection of falls in the elderly; 2) a smart sensor for the monitoring of physical activity and metabolic expenditure; 3) a smart sensor for the estimation of body composition; 4) a smart sensor for the nonobstructive measurement of respiratory rate. In addition, the research performed for each of the smart sensors has led to new contributions in each of the monitoring systems investigated and validated.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Los cambios demográficos asociados al envejecimiento de la población están llevando a un cambio significativo en la estructura social y económica de la sociedad [1,2]. En 2030, se espera que un tercio de la ciudadanía europea tendrá más de 65 años y el 40% de ella no podrá alcanzar una calidad de vida digna de forma independiente [2,3]. Sin embargo, vivir más tiempo no siempre es sinónimo de salud y calidad de vida. A partir de cierta edad, los desórdenes en la salud son cada vez más comunes (enfermedades crónicas, cardiovasculares, problemas de demencia, etc.) [2]. Por otro lado, las tendencias demográficas globales ponen de manifiesto un claro aumento de la prevalencia de las enfermedades crónicas [4,5].

La consecuencia de este crecimiento, tanto en las enfermedades crónicas y en el número de personas mayores, es un aumento de la demanda de asistencia sanitaria mientras que los recursos financieros y humanos están disminuyendo [6]. El coste de los sistemas sanitarios se ha elevado a unos niveles insostenibles [2], circunstancia aún más acentuada por los efectos de la crisis económica [7]. Mientras que este problema es evidente en los países desarrollados, se está convirtiendo también en un problema importante en los países en desarrollo [8]. Se plantean así importantes desafíos para la salud pública, ya que la mayoría de los sistemas de salud han llevado al límite o sobrepasado los recursos disponibles y no cuentan con la capacidad o el marco para atender a las crecientes demandas tecnológicas y de servicios de cuidado de e-Salud [9] de una población envejecida [10] que sufre de una mayor incidencia en las enfermedades crónicas [6]. La situación es problemática [11] y se hacen imperativas medidas eficaces para una provisión más costo-efectiva de los servicios de salud.

Los avances recientes en el ámbito de la e-Salud han abierto enormes oportunidades para la mejora de la salud de la ciudadanía y su bienestar [8,12]. Las tecnologías de e-Salud posibilitan el desarrollo de aplicaciones que favorezcan la adopción y el mantenimiento de estilos de vida saludables, el diagnóstico precoz de problemas de salud y la promoción del auto-cuidado del paciente [8]. Su objetivo es aliviar la sobrecarga de los sistemas de salud y facilitar una mejor atención a través del seguimiento del paciente para un mejor diagnóstico e intervención [13]. Esta capacidad de asistir al paciente en la comodidad de su propio hogar puede mejorar la calidad de vida del usuario, con la ventaja añadida de que la atención a los pacientes puede llegar a costar menos del 50% [14], convirtiéndose en la opción más adecuada en muchos casos. La Figura 1.1 muestra una representación esquemática de cómo los sistemas de e-Salud pueden aplicarse para aliviar la carga económica y abordar la saturación de recursos que presentan los sistemas sanitarios como consecuencia del envejecimiento de la población y el incremento de las

patologías crónicas.

Sin embargo, y a pesar de todos los avances tecnológicos, el problema de la sensorización biomédica es uno de los cuellos de botella en la aplicación de los sistemas de e-Salud. El desarrollo de sensores biomédicos en este contexto tiene como partida la resolución de un importante problema tecnológico: la medida portable, no obstructiva y robusta de variables fisiológicas (electrocardiograma, pulsioximetría, presión sanguínea, temperatura corporal, frecuencia respiratoria, ritmo cardíaco, concentración de glucosa en sangre, etc.). La investigación realizada en este ámbito ha dado lugar a una gran variedad de prototipos de sensores biomédicos aplicados en la monitorización de pacientes. Sin embargo, la gran mayoría de los dispositivos no han sido transferidos a sistemas de e-Salud, debido principalmente a que los algoritmos y métodos propuestos no son extrapolables para su empleo a gran escala [15], tienen un coste excesivo, son muy sensibles a artefactos (movimientos, interferencias, desajuste del dispositivo, etc.) o su disposición y tamaño resultan inadecuados para una medida no obstructiva y cómoda para el paciente [16]. Muchos de los sistemas de monitorización están basados en la detección de eventos de alarma en la señal biomédica observada, en los cuales resulta muy común la ocurrencia de una alta tasa de falsos positivos [15]. Asimismo, la falta de evidencia clínica de su eficacia y la falta de robustez de los algoritmos de procesado [17] denotan un grado de inmadurez de los métodos propuestos [18].

Otra cuestión importante es la eficiencia energética, ya que los dispositivos sensores utilizan normalmente como fuente de energía una batería con capacidad limitada, y la recarga o sustitución de las mismas es un inconveniente para una monitorización no obstructiva [19]. En los sensores biomédicos inalámbricos el consumo de energía se debe principalmente a tres procesos diferentes: sensorización, procesado y comunicaciones, representando las comunicaciones más del 65 % del consumo total [20]. Como consecuencia, se ha realizado un importante esfuerzo de investigación para optimizar el consumo de energía en comunicaciones para prolongar el tiempo de vida de los biosensores: diseño óptimo del hardware [21], esquemas y protocolos de comunicaciones [22] o compresión de la información [23]. Para reducir el consumo de energía, una solución puede ser la reducción del volumen de datos a ser transmitidos, lo cual favorece también una disminución en el tráfico de la red [24]. Con tal fin, pueden emplearse algoritmos de extracción de características o atributos de la señal, los cuales pueden ser finalmente empleados en la detección o clasificación de eventos [17]. En este sentido, resulta común dotar de inteligencia a los dispositivos sensores para proporcionar una mayor autonomía y robustez al sistema de monitorización.

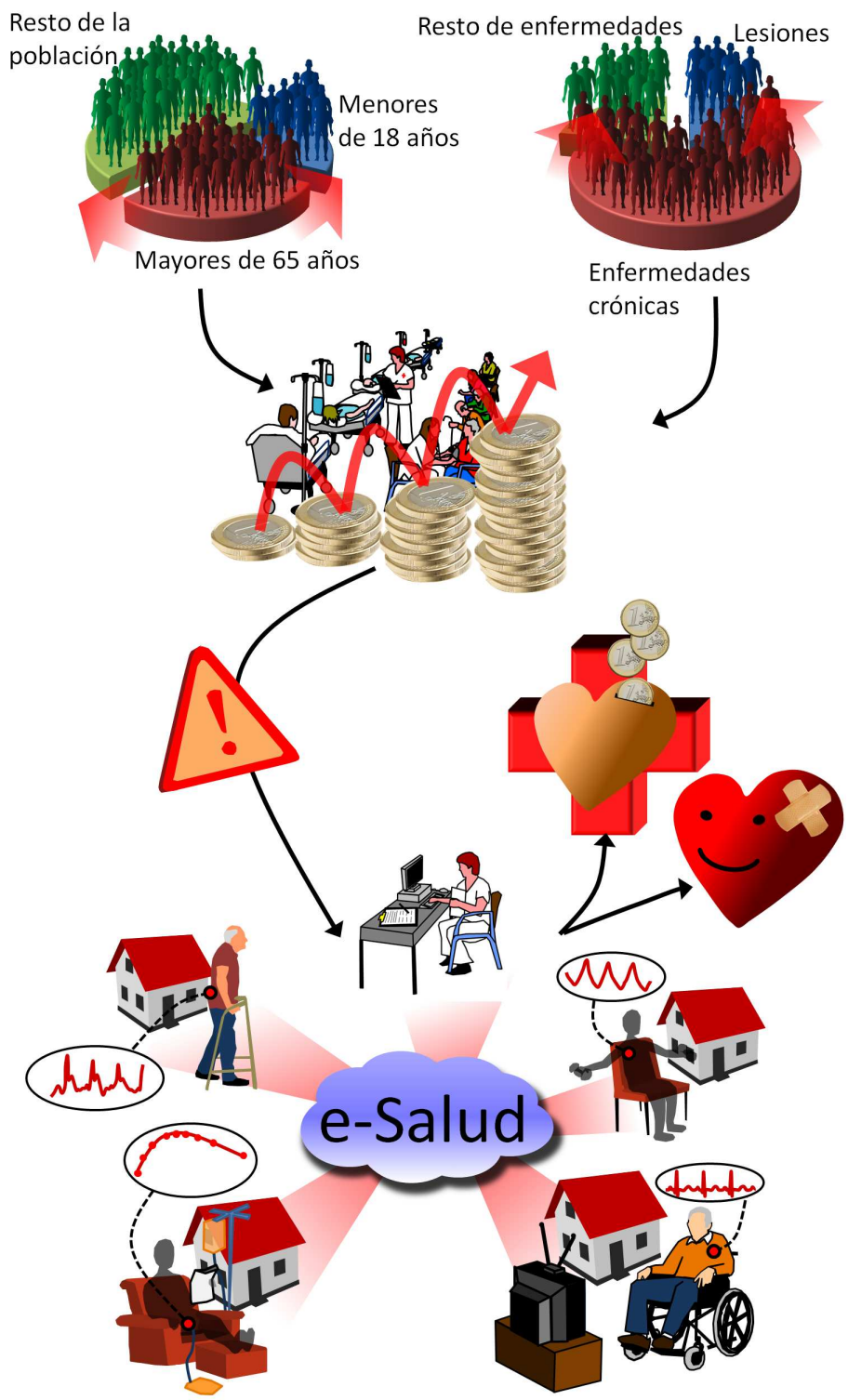


Figura 1.1: Los sistemas de e-Salud como solución a los problemas derivados del envejecimiento de la población y la mayor incidencia de las enfermedades crónicas.

El dispositivo sensor se convierte entonces en una plataforma hardware y software para la captación, procesado y transmisión de información biomédica. La mayoría de plataformas de sensorización propuestas hasta ahora derivan de diseños genéricos para redes de sensores inalámbricos, como los “motes” Mica [25] o Telos [26] desarrollados en el proyecto “Codeblue” de la Universidad de Harvard [27]. La monitorización de las variables fisiológicas se realiza mediante la incorporación de módulos de sensorización a las plataformas mencionadas. Otro ejemplo es la plataforma Tmote Sky, la cual fue empleada para la monitorización de señales de electrocardiograma (ECG) [28]. El principal inconveniente de estos sistemas es que no fueron diseñados expresamente para su empleo en aplicaciones biomédicas y en redes de sensores corporales (BSNs, del inglés Body Sensor Networks) [29], y su tamaño, coste y consumo de energía no están optimizados para este tipo de redes. El mismo problema presentan los sensores propuestos sobre plataformas Arduino como en [30], aplicada en un sensor de pulsioximetría, o en [31], en la monitorización del ritmo cardiaco. También se han propuesto plataformas de sensorización diseñadas explícitamente para aplicaciones en BSNs, como los módulos UASAR y ECO [32] y los motes MASN [33] aplicados a la monitorización de señales de ECG, la plataforma propuesta en [34] para la monitorización de señales ECG y EMG (electromiograma), la plataforma SHIMMER y sus complementos para la monitorización del movimiento y señales ECG y EMG [35], la plataforma CIC [36] y la descrita en [37] para el procesado de señales biomédicas, o la plataforma EnViBo [38] y la descrita en [39] para la creación de redes de sensores corporales y la monitorización de múltiples signos vitales.

A pesar de todo, no existen todavía soluciones económicas y eficaces con las que poder desarrollar una monitorización personalizada y no intrusiva de las variables fisiológicas de los usuarios. Se observa también un claro déficit en relación con la posibilidad de personalizar los dispositivos para adaptarlos a las características particulares de la persona o su enfermedad. La mayor parte de las propuestas son soluciones “ad-hoc” realizadas para resolver un problema concreto y no existe un marco común de diseño que permita su integración en sistemas de e-Salud de forma abierta y estandarizada. La mayoría de los sistemas desarrollados adolecen de una clara falta de interoperabilidad y, en muchos casos, incluso no han sido diseñados para ser integrados en una arquitectura abierta, lo que justifica el gran esfuerzo de investigación que se está llevando a cabo actualmente en este área de estudio. Además, el alto coste que supone la investigación y desarrollo de un nuevo sensor biomédico [40] justifica la investigación de nuevos métodos de diseño que permitan optimizar los ciclos de desarrollo de los dispositivos, reduciendo así los costes asociados.

Existen una serie de retos y problemas todavía por resolver para permitir una verdadera monitorización en tiempo real, ubicua, no obstructiva y preventiva del estado de salud del paciente y la detección de situaciones de emergencia [41–43]. Dichas cuestiones deben ser investigadas para promover un avance sustancial en las tecnologías de sensorización y su adopción en la práctica clínica rutinaria y su empleo por las personas monitorizadas en sistemas distribuidos de e-Salud [44]. Los nuevos sistemas de e-Salud supondrán un cambio de paradigma del modelo actual [13], el cual está centralizado alrededor de expertos altamente especializados y enfocados a la asistencia de pacientes agudos, hacia sistemas distribuidos alrededor de los pacientes, que penetren en su vida cotidiana y les permitan tomar parte activa en la conservación y mejora de su salud mediante el autocuidado en el hogar. La adopción de medidas preventivas a través del seguimiento del estado de salud del paciente y el diagnóstico y tratamiento de los mismos repercutirán de forma positiva en una sanidad más eficiente, más costo-efectiva y sostenible [17, 44]. Esto implica un cambio de paradigma hacia un enfoque más personalizado y proactivo, en el que los pacientes participen de forma activa en la toma de decisiones desde los estadios previos del desarrollo de sus enfermedades [13].

En este contexto, la presente tesis se centra en el diseño e implementación de una plataforma base para el desarrollo de sensores inteligentes en el ámbito de la e-Salud. Para comprobar la validez de la plataforma se han investigado, diseñado e implementado cuatro sensores inteligentes a partir de la plataforma que se propone, los cuales se aplican en una serie de servicios de e-Salud que cubren algunas problemáticas importantes asociadas al envejecimiento y las enfermedades crónicas: la detección de caídas, la monitorización de las actividades cotidianas y la estimación del gasto metabólico, la estimación de la composición corporal y la medida no obstructiva del ritmo respiratorio.

1.1. Hipótesis

El contexto científico-técnico actual permite abordar de una forma integral el desarrollo de biosensores en entornos de e-Salud.

1.2. Objetivos

Un primer objetivo de la tesis es la investigación, diseño y desarrollo de una plataforma (hardware, software y comunicaciones), denominada BASIS (del inglés **B**ase **A**rchitecture for the **S**upport of **B**iomedical **I**ntelligent **S**ensors), que permita abordar de una forma eficiente y sistemática el desarrollo de una nueva generación de sensores biomédicos inteligentes que están demandando los sistemas de e-Salud del futuro próximo.

Un segundo objetivo es la validación de la plataforma mediante su aplicación a la investigación, diseño, desarrollo y validación de un conjunto de sensores biomédicos inteligentes:

1. Sensor inteligente para la detección de caídas en personas mayores, adaptado para su aplicación dentro y fuera del hogar.
2. Sensor inteligente para la monitorización de las actividades cotidianas y la estimación del gasto metabólico, aplicable tanto en personas mayores como enfermos crónicos, tanto dentro como fuera del hogar.
3. Sensor inteligente para la estimación de la composición corporal, aplicable en diferentes enfermedades crónicas.
4. Sensor inteligente para la medida no obstructiva del ritmo respiratorio en pacientes crónicos.

1.3. Estructura de la tesis

La presente tesis se compone de las siguientes capítulos:

- **Capítulo 1.** Este capítulo presenta una breve introducción del contexto en el que se encuadra la tesis doctoral y los objetivos planteados en la misma.
- **Capítulo 2.** En este capítulo se presentan las condiciones generales de diseño de la plataforma base para el desarrollo de sensores inteligentes en sistemas de e-Salud, así como la metodología general de diseño y desarrollo empleada.

- **Capítulo 3.** En la primera parte de este capítulo se exponen los principios funcionales y estructurales de la plataforma base propuesta para el desarrollo de sensores biomédicos inteligentes. En primer lugar, se realiza una descripción de la arquitectura software distribuida de la plataforma. En segundo lugar, se detallan los elementos que componen la arquitectura hardware. En tercer lugar, se explican los diferentes modos de operación de los módulos software encargados del procesamiento de las señales. Finalmente, se realiza una descripción del procedimiento de programación y actualización remota del software de los sensores inteligentes. En la segunda parte de este capítulo se describen los aspectos relacionados con las comunicaciones inalámbricas de la plataforma. En un primer apartado se realiza un análisis y la selección de la tecnología inalámbrica de comunicaciones de la plataforma. En un segundo apartado se presenta la propuesta de un protocolo de comunicaciones, denominado MCSD, especialmente diseñado para optimizar las prestaciones de consumo y de retraso temporal de la plataforma en un entorno multidispositivo. En un tercer apartado se describe el proceso de diseño, desarrollo y caracterización experimental de un conjunto de antenas diseñadas para la plataforma, tanto en laboratorio como en cámara anecoica, bajo la influencia del cuerpo humano y sin ella. Finalmente se presenta la técnica de comunicaciones intracorporales basada en acoplamiento galvánico como una alternativa a los estándares de comunicaciones para las transmisiones inalámbricas de la plataforma y se describe el diseño de un primer prototipo de transmisor basado en esta tecnología.
- **Capítulo 4.** En este capítulo se describen los procesos de investigación, diseño y desarrollo de cuatro sensores biomédicos inteligentes, los cuales han sido realizados de forma sistemática utilizando como base la arquitectura hardware, software y las comunicaciones de la plataforma base propuesta. En la primera sección del capítulo se presenta la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente de acelerometría para la detección de caídas en personas mayores. En la segunda sección se describe el proceso de investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente para la monitorización e identificación de las actividades cotidianas y la estimación del gasto metabólico. En la tercera sección del capítulo se detalla el proceso de investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente para la estimación de la composición corporal. Finalmente, se presenta la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente para la medida no obstructiva del ritmo respiratorio.
- **Capítulo 5.** En este capítulo se presentan los resultados experimentales obtenidos con la implementación de la plataforma y los diferentes sensores inteligentes. En primer lugar se presentan los

resultados de validación del procedimiento de programación y actualización remota del software de la plataforma. En segundo lugar se muestran los resultados relacionados con las comunicaciones de la plataforma. En esta sección, en un primer apartado se analizan las prestaciones del protocolo propuesto. En un segundo apartado se presentan los resultados obtenidos en la caracterización experimental de las antenas diseñadas para la plataforma. Finalmente, en un tercer apartado se presentan los resultados experimentales obtenidos con el transmisor diseñado para evaluar las comunicaciones intracorporales como alternativa en el enlace de comunicaciones. Las siguientes secciones del capítulo presentan los resultados experimentales obtenidos con las implementaciones de los cuatro sensores inteligentes desarrollados (sensor inteligente para la detección de caídas, sensor inteligente para la monitorización de las actividades cotidianas y la estimación del gasto metabólico, sensor inteligente para la estimación de la composición corporal y sensor inteligente para la medida no obstructiva del ritmo respiratorio). Los resultados que se presentan tienen una doble función, por un lado poner de manifiesto la validación de los propios dispositivos sensores y los algoritmos de detección, clasificación y estimación propuestos, pero por otro lado su función es también validar la propia plataforma para el desarrollo de sensores biomédicos inteligentes.

- **Capítulo 6.** Este capítulo muestra las conclusiones más relevantes del trabajo realizado.
- La última parte de la tesis incluye una sección en la que se muestran las publicaciones y contribuciones científicas relacionadas con el trabajo realizado, una sección con la bibliografía empleada y finalmente un anexo.

Capítulo 2

CONDICIONES DE DISEÑO Y MÉTODOS GENERALES

En este capítulo se presentan las condiciones generales de diseño de la plataforma y los sensores inteligentes y la metodología general de diseño y desarrollo.

2.1. Condiciones de diseño

Para el cumplimiento de los objetivos de la tesis, y teniendo en cuenta el contexto científico-técnico actual y los nuevos retos que implica el cambio de paradigma en la medicina del futuro, se establecieron los siguientes requisitos de diseño generales para el desarrollo de la plataforma BASIS, los cuales son también extensibles a los sensores inteligentes desarrollados a partir de la misma:

1. **Eficiencia energética:** Prolongando el tiempo de vida de los dispositivos se reducen los costes de mantenimiento, se favorece un uso transparente del sensor por parte del paciente, evitando olvidos en el reemplazo de la batería o la necesidad de practicar intervenciones quirúrgicas para la sustitución de las mismas en el caso de sensores implantados [45–48].
2. **Sostenibilidad económica:** Los sistemas de e-Salud deben estar basados en dispositivos de sensorización económicos y fiables que permitan una reducción real y efectiva del gasto sanitario mediante su aplicación y uso.
3. **Personalización:** Otro reto clave de la salud y la asistencia sanitaria está relacionado con la gran variabilidad que existe entre individuos, desde la genética que compone la fisiología y los fenotipos expresados hasta sus vivencias, educación y nivel socioeconómico [49]. Estas consideraciones deben ser tenidas en cuenta para adaptar las funcionalidades de los sistemas de e-Salud a cambios en la condición física/psíquica/médica de la persona monitorizada, sus necesidades individuales o su estilo de vida.
4. **Adaptación al medio y al contexto:** Esta necesidad surge de la variación continua de las condiciones del cuerpo humano y su entorno [46].
5. **Portabilidad:** Se demandan dispositivos ligeros de pequeño tamaño que no supongan ningún tipo de entorpecimiento de la vida diaria del paciente.
6. **No intrusivos:** La monitorización debe ser realizada de un modo transparente al usuario para

obtener así una medida real de la variable fisiológica medida, sin que ésta sea afectada por el propio proceso de medida, y evitando cualquier tipo de incomodidad al usuario.

7. **Medida robusta:** Un factor limitante fundamental de las técnicas de sensorización actuales está relacionado con la presencia de artefactos en la medida, los cuales pueden estar ocasionados por el movimiento del paciente, fallos en el método de sensorización o de las comunicaciones [15]. La presencia de estos artefactos debe ser detectada para evitar que éstos puedan afectar a la medida.
8. **Procesado distribuido:** Otro de los principales factores limitantes está relacionado con la complejidad del software en los sistemas de e-Salud. La distribución de estos sistemas alrededor de los pacientes conlleva a su vez una distribución del procesado para proporcionar así una mayor robustez y eficiencia al sistema de monitorización [50]. En nuestro mejor conocimiento, el desarrollo de algoritmos de procesado distribuido en tiempo real sobre sensores con recursos hardware muy limitados, y que a su vez tienen que cumplir con estrictos requisitos en términos de portabilidad y eficiencia energética, es un tema de investigación complejo y difícil [17], que será también abordado en la presente tesis.

Para el cumplimiento del objetivo de investigación y desarrollo de las comunicaciones de la plataforma se establecieron los siguientes requisitos de diseño [51, 52]:

1. **Alta eficiencia energética:** Como el consumo de energía en comunicaciones es la principal causa de pérdida de energía en los sensores biomédicos inalámbricos, deben investigarse y aplicarse métodos y técnicas que permitan un ahorro efectivo del gasto energético en comunicaciones [53].
2. **Baja latencia:** Si un dispositivo sensor detecta un evento crítico en las señales monitorizadas, la señal de alarma debe ser enviada lo antes posible. Por lo tanto, el retraso temporal debe estar garantizado mediante una baja latencia [54]. Además, el retraso temporal en las transmisiones es de vital importancia para la monitorización de personas en estado crítico o en situaciones en las que puede ocurrir un evento de riesgo para la salud [24].
3. **Ancho de banda garantizado:** La red debe adaptarse a las necesidades de transmisión de los

dispositivos posibilitando comunicaciones en tiempo real en todo momento de forma independiente a la carga de la red y el número de dispositivos conectados.

4. **Escalabilidad:** Para facilitar la integración de nuevos dispositivos al sistema de monitorización.
5. **Calidad de servicio garantizada:** En las aplicaciones de e-Salud es necesario mantener un enlace de comunicaciones fiable que no sufra de cortes y que mantenga la calidad de servicio dentro del rango deseado, mientras se realiza una gestión eficiente del consumo de energía en comunicaciones [55]. Es necesario proporcionar datos fiables, evitando además pérdidas en los mismos. En este sentido, la investigación de protocolos de acceso al medio (MAC, del inglés Medium Access Control) que permitan una gestión eficiente de las transmisiones de ámbito corporal es un área importante de estudio [46].

El alcance de la investigación realizada en comunicaciones se centra en la capa física y la capa de acceso al medio. Los aspectos relacionados con la interoperabilidad [56] y la seguridad [57] se abordan en capas superiores, pues se considera que el estado científico-tecnológico actual está suficientemente maduro para la provisión de middlewares que permitan alcanzar soluciones interoperables.

2.2. Métodos generales

En el contexto de esta tesis, se entiende por sensor inteligente aquel que no solo tiene capacidades de sensorización para la medida de ciertas variables, sino que además está dotado de una unidad de comunicaciones, de capacidad para la realización de un pre-procesado de la información adquirida, y de personalización de la medida a las condiciones específicas del paciente. Para abordar el problema de la investigación, diseño y desarrollo de la plataforma y los sensores inteligentes se ha hecho uso de la metodología Harmony [58], aunque habrá aspectos particulares en cada uno de los dispositivos que serán detallados en los apartados dedicados a los diferentes sensores. De acuerdo con este método, el diseño y desarrollo de los dispositivos se ha abordado de forma iterativa (o en espiral), testeando los desarrollos antes y más a menudo que en el tradicional ciclo de vida en cascada. El coste de corrección del diseño es menor cuando se detectan los problemas al principio del proceso de diseño y desarrollo, y aumenta a medida que el diseño está más próximo al resultado final, ya que la flexibilidad para implementar la solución óptima disminuye [59]. Las revisiones formales del diseño se planificaron

en cada fase y en hitos importantes del proceso de diseño y desarrollo, para detectar los problemas a tiempo y permitir acciones correctivas eficaces. Esto permite la identificación y corrección de problemas con antelación, reduciendo así los costes asociados y mejorando la robustez, eficacia y seguridad de los desarrollos obtenidos. También se facilita la medida de la fiabilidad de los sensores, ya que cada uno de los componentes hardware y software del sistema puede ser evaluado independientemente antes de su integración. Además, esta metodología mejora la robustez del sistema al ir adquiriendo conocimiento y experiencia de los posibles fallos y de cómo solucionarlos, lo que permite una especial atención y previsión de alternativas adecuadas cuando los fallos puedan tener consecuencias sobre la asistencia al paciente. En el contexto de la tesis, se entiende por paciente el usuario final del dispositivo, el cual no tiene que estar forzosamente afectado por una patología.

Durante la fase de desarrollo de los sensores inteligentes se tuvo en cuenta la opinión de especialistas clínicos y usuarios finales en términos de requisitos de usabilidad y accesibilidad. Dicho proceso se ha realizado atendiendo a dos conceptos fundamentales. Por un lado, y dado el rango de situaciones en las que se desean aplicar los dispositivos y sistemas que se desarrollen a partir de la plataforma BASIS, se ha empleado el concepto de “diseño para todos”, que se refiere al diseño de productos, servicios y entornos que pueden ser usados por el mayor número posible de personas, independientemente de su edad, capacidades y características físicas. Esto supone que no se trataron los sistemas como rígidos, sino que su diseño debía tener la flexibilidad necesaria para poder adaptarse a las necesidades específicas que tuviesen los distintos usuarios. Utilizando este concepto, el resultado del proceso no puede dar lugar a un diseño único sino a un “espacio de diseño” en el que se consideren los diferentes escenarios o las distintas limitaciones que pueda tener el usuario. Esta metodología facilita la escalabilidad del sistema para que pueda proporcionar las alternativas adecuadas ante cambios en el escenario, el contexto o limitaciones de los usuarios.

Capítulo 3

INVESTIGACIÓN, DISEÑO Y DESARROLLO DE LA PLATAFORMA BASIS

3.1. Plataforma BASIS

El problema de la sensorización biomédica en un sistema de e-Salud presenta un alto grado de complejidad. Para abordar dicho problema se ha investigado un método que permite abordar el diseño de sensores inteligentes en el ámbito de la e-Salud de una forma sistemática y eficiente. La base sobre la que se apoya el trabajo ha sido la investigación y desarrollo de la plataforma BASIS que sirve de soporte al diseño y desarrollo de una nueva generación de sensores biomédicos inteligentes. La plataforma BASIS es en sí un arquetipo funcional y estructural de sensores inteligentes a diferentes niveles: desde el hardware hasta el software, e incluso las comunicaciones.

En esta sección se exponen los principios funcionales y estructurales de la plataforma. Inicialmente se realiza una descripción de la arquitectura software distribuida de la plataforma BASIS. Después, en el apartado 3.1.2, se detallan los elementos que componen la arquitectura hardware de la plataforma. El apartado 3.1.3 explica los diferentes modos de operación de los módulos software encargados del procesamiento de las señales. Finalmente, en el apartado 3.1.4 se describe el procedimiento de programación y actualización remota del software de los sensores inteligentes.

3.1.1. Arquitectura software de la plataforma BASIS

La arquitectura software de la plataforma sigue un esquema modular, con interfaces bien definidas para facilitar la interoperabilidad y el intercambio de datos entre los diferentes módulos software que componen el sistema de monitorización. Para optimizar el procesamiento de los datos y el consumo de energía de un sistema de monitorización personal y proporcionar capacidades de personalización y de adaptación al medio y al contexto, se propone la siguiente arquitectura software:

1. **Sistema distribuido de monitorización:** La arquitectura distribuida propuesta está formada en un primer nivel por los sensores biomédicos inteligentes de las señales fisiológicas monitorizadas (electrocardiograma, pulsioximetría, presión sanguínea, temperatura corporal, frecuencia respiratoria, ritmo cardíaco, concentración de glucosa en sangre, etc.). Los sensores inteligentes se comunican con un segundo dispositivo, denominado DAD (del inglés Decision-Analysis Device), con más recursos computacionales, de almacenamiento de la información y de energía, el

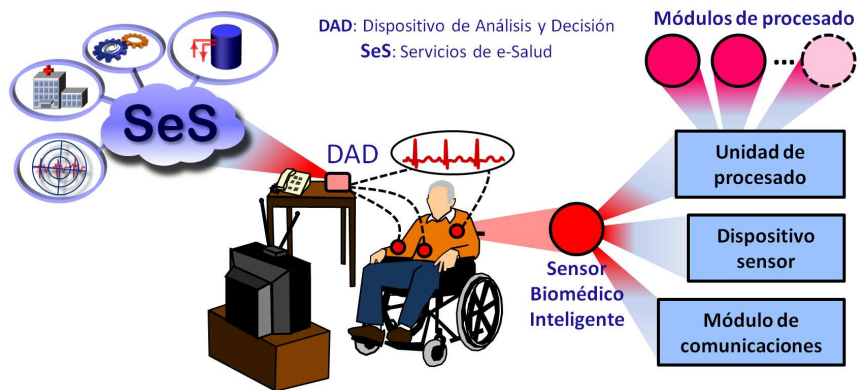


Figura 3.1: Sistema de monitorización distribuido propuesto.

cual realiza un procesado más profundo de la información sensorial. La Figura 3.1 muestra una representación esquemática del sistema distribuido de monitorización. El DAD puede ser portado por el usuario, pero también puede dejarse en un lugar cercano o estar fijado en una posición central del área de monitorización. Los sensores biomédicos inteligentes pueden ser portados por la persona bajo observación, aunque también son posibles otros sensores situados de forma próxima, formando una red inalámbrica de sensores corporales (WBSN del inglés Wireless Body Sensor Network). El propósito de este análisis multicapa es múltiple [50]. En primer lugar, el diseño software modular facilita la incorporación de mejoras en los algoritmos. En segundo lugar, minimiza la cantidad de datos intercambiados entre el DAD y los sensores inteligentes, y como consecuencia, el consumo de energía debido a las transmisiones. En tercer lugar, la detección multinivel proporciona una mayor robustez al proceso de detección, distribuyendo la carga de procesado entre los dispositivos implicados, lo que permite una detección más concreta, sencilla y definida de los eventos de detección. El DAD puede establecer una conexión con una cartera de Servicios de e-Salud (SeS): servicios de gestión e integración de la información sanitaria, servicios asistenciales socio-sanitarios, de seguimiento y procesado personalizado de variables fisiológicas, de detección de eventos de riesgo o de alarma para lanzar los procedimientos de ayuda que sean necesarios, etc. Esta distribución del procesado favorece el desarrollo de sistemas de e-Salud distribuidos alrededor de los pacientes para permitirles tomar un papel más activo en su autocuidado.

2. **Módulos de procesado en los sensores:** La inteligencia del dispositivo sensor se apoya en los *módulos de procesado* que se ejecutan en tiempo real y de forma paralela en la *unidad de procesado* de los sensores inteligentes, como muestra la Figura 3.1. Cada *módulo de procesado*

tiene la capacidad de transmitir información biomédica capturada o el resultado de su procesado. Esta información se estructura en muestras de información generadas con una determinada frecuencia de muestreo, la cual puede ser configurada mediante comandos. Por otro lado, cada muestra de información puede descomponerse en una o varias variables que se almacenan en la memoria de la *unidad de procesado* para su posible envío. También podrían existir en su caso *módulos de procesado* para la activación de señales que alimenten a posibles actuadores, las cuales serían el resultado del procesado interno de ese *módulo de procesado* o el parámetro de un comando de configuración, que puede ser enviado desde el DAD o desde los SeS. En el modo normal de operación de los *módulos de procesado* ningún dato se envía hasta que el dispositivo sensor detecta un evento de alarma en las variables fisiológicas monitorizadas. De esta forma, se minimiza el consumo global del sistema. El evento de alarma puede ser la superación de uno o varios de los umbrales preestablecidos, ya sea por encima o por debajo, de las variables monitorizadas o de otras resultado del proceso interno del módulo.

3. ***Módulos de análisis y decisión en el DAD:*** Cada uno asociado a un *módulo de procesado*. Aprovechando las mayores capacidades de procesado del DAD estos módulos se encargan de realizar un procesado más profundo de los datos recibidos desde el sensor, analizando los resultados en detalle para tomar una decisión de actuación.
4. ***Módulos de optimización en el DAD:*** Cada uno asociado a un *módulo de procesado* y un *módulo de análisis y decisión*, conformando entre los tres una *entidad distribuida de procesado*. Su función es identificar los parámetros óptimos de funcionamiento de los algoritmos de ejecución del *módulo de procesado* y del *módulo de análisis y decisión*, proporcionando así capacidades de personalización y de adaptación continua al esquema global de procesado.
5. **Comunicación bidireccional entre los módulos de la *entidad distribuida de procesado*:** A través de tramas de datos para el envío de información y comandos de configuración para la modificación de los algoritmos de procesado.
6. **Funcionalidad adaptable:** El sistema añade la capacidad de añadir, eliminar o modificar las *entidades distribuidas de procesado* y los módulos que las componen.

3.1.2. Arquitectura hardware de la plataforma BASIS

La arquitectura hardware de la plataforma BASIS está basada también en un esquema modular con el objeto de facilitar la integración de nuevas tecnologías, tanto en el procesado de la información como en las comunicaciones, así como en el transductor de la variable fisiológica monitorizada. Esta plataforma se considera genérica ya que puede ser aplicada en múltiples sensores biomédicos solo con modificar el elemento de transducción de señal. Este esquema reduce también los costes y acelera el desarrollo de los dispositivos, mediante la reutilización de los módulos hardware comunes en los diseños de diferentes sensores biomédicos inteligentes. La plataforma BASIS propuesta puede descomponerse en los siguientes módulos:

1. **Dispositivo sensor:** Responsable de la transducción de la señal biomédica monitorizada a señales adecuadas para su transmisión y/o procesado. La plataforma BASIS puede incluir más de un dispositivo sensor, e incluso podría integrar actuadores para activar una respuesta en función de las señales que se le apliquen desde la *unidad de procesado*.
2. **Módulo de comunicaciones:** Es responsable de la transmisión de la información biomédica y de la recepción de los comandos de configuración, descargando a la *unidad de procesado* de todas las tareas relacionadas con las comunicaciones.
3. **Unidad de procesado:** Es el núcleo inteligente del dispositivo, donde se ejecutan los diferentes *módulos de procesado*. La *unidad de procesado* gestiona también el funcionamiento global del dispositivo y los modos de operación de cada *módulo de procesado* para obtener un consumo mínimo de energía.

3.1.3. Modos de operación

Los módulos de procesado de la plataforma BASIS pueden trabajar en tres modos de operación, los cuales están especialmente diseñados para minimizar el consumo de energía del sistema en un entorno con información sensorial basada en eventos:

1. **Modo de transmisión continua:** En este modo, la plataforma transmite en tiempo real la

información definida para ese *módulo de procesado*, ya sea información procedente del dispositivo sensor u otra resultado del *módulo de procesado*. Esta información se envía con una frecuencia de muestreo configurable. El *módulo de procesado* entrará en este modo de funcionamiento después de la detección y envío de una alarma hasta el momento en que ésta sea confirmada por el DAD mediante un comando, instante en el que entrará en el *modo de espera activa*. Esta confirmación puede ser retrasada si se considera necesario recabar más información del evento de alarma. Este modo de funcionamiento también puede activarse de forma remota mediante el envío de un comando para una monitorización en tiempo real.

2. ***Modo de transmisión basado en eventos***: Este es el modo de funcionamiento normal de las plataforma con objeto de reducir al máximo su consumo en comunicaciones. En este modo de operación, no se enviará ningún dato hasta que no se detecte un evento de alarma en las variables fisiológicas monitorizadas. Este evento puede ser la superación de uno o varios umbrales preestablecidos, ya sea por encima o por debajo, de las variables monitorizadas o de otras como resultado de los cálculos internos realizados por el *módulo de procesado*. La alarma generada incluye en su transmisión una ventana de muestras anteriores al evento, de tamaño configurable, para su análisis posterior en el DAD.
3. ***Modo de espera activa***: No se enviará ningún dato en este modo, pero continuará su almacenamiento. Este modo de operación puede activarse de forma remota, una vez se ha reconocido el evento de alarma, para prevenir que el sistema se sature con transmisiones de alarma redundantes mientras el paciente está siendo atendido.

Además, el diseño establece dos submodos de operación en el *modo de transmisión continua*: 1) *Submodo normal*, donde no se presta atención a la ocurrencia de nuevas alarmas; y 2) *Submodo con alarmas*, donde la detección de eventos genera el envío de alarmas, pero sin ninguna muestra, ya que en este modo las muestras se envían de forma continua.

En el *modo de transmisión basado en eventos* existe la posibilidad de activación de alarmas virtuales a través de un comando para provocar el envío de la información de un *módulo de procesado*. Un evento de alarma virtual en el *modo de transmisión basada en eventos* genera la transmisión de las muestras de información anteriores de la misma forma que otro evento detectado por el módulo de procesado. Se enviará el comando de activación de alarma virtual a un módulo de procesado cuando el DAD

o los SeS hayan captado un evento de alarma de otro módulo de procesado del mismo dispositivo inteligente o de otro, y se considere interesante recabar las muestras de información correspondientes a dicho módulo.

3.1.4. Mecanismo de programación remota

La personalización puede realizarse en una primera instancia mediante el ajuste de los umbrales de clasificación o los parámetros de funcionamiento de los algoritmos [15, 42, 60–62]. Sin embargo, y a pesar de que la difusión de código es un método ampliamente utilizado en las redes de sensores inalámbricas genéricas [63, 64], son pocos los autores que han considerado la posibilidad de una actualización remota y transparente para el usuario del software en el contexto de las BSNs. La gran mayoría de las soluciones se encuentran implementadas en motes y utilizan estructuras desarrolladas sobre el sistema operativo TinyOS para soportar la modificación dinámica de código con diferentes niveles de abstracción [41, 60, 65, 66]. Se trata generalmente de desarrollos basados en modelos que son traducidos a código dependiente de la plataforma, máquinas virtuales con intérpretes de código ejecutados sobre TinyOS, o abstracciones de programación independientes de los detalles de bajo nivel. Sin embargo, cuando las restricciones de tamaño, coste y energía limitan el empleo de microcontroladores con capacidad para integrar un sistema operativo, aunque sea tan liviano como TinyOS, se necesitan otras arquitecturas para la programación remota de los sensores. En tales situaciones, se ha planteado el envío de microprogramas con un juego muy reducido de instrucciones [67], lo cual tiene el inconveniente de estar limitados a la aplicación concreta para la cual han sido desarrollados y pueden no llegar a proporcionar suficiente flexibilidad a la hora de programar algoritmos fuera del ámbito funcional del juego de instrucciones.

En este contexto, se propone un novedoso esquema de programación para la actualización remota y difusión de código de un modo transparente para el usuario de los algoritmos en las redes de sensores corporales. Dicho método aprovecha las características proporcionadas por la arquitectura de procesado distribuido de la plataforma BASIS. Al estar los *módulos de procesado* virtualmente autocontenidos, se favorece su diseño e implementación, a la vez que se facilita su mantenimiento. Como la interfaz de los mismos está perfectamente definida, el añadido o eliminación de un nuevo módulo no afecta al resto, manteniéndose la integridad del sistema. Además, los módulos están di-

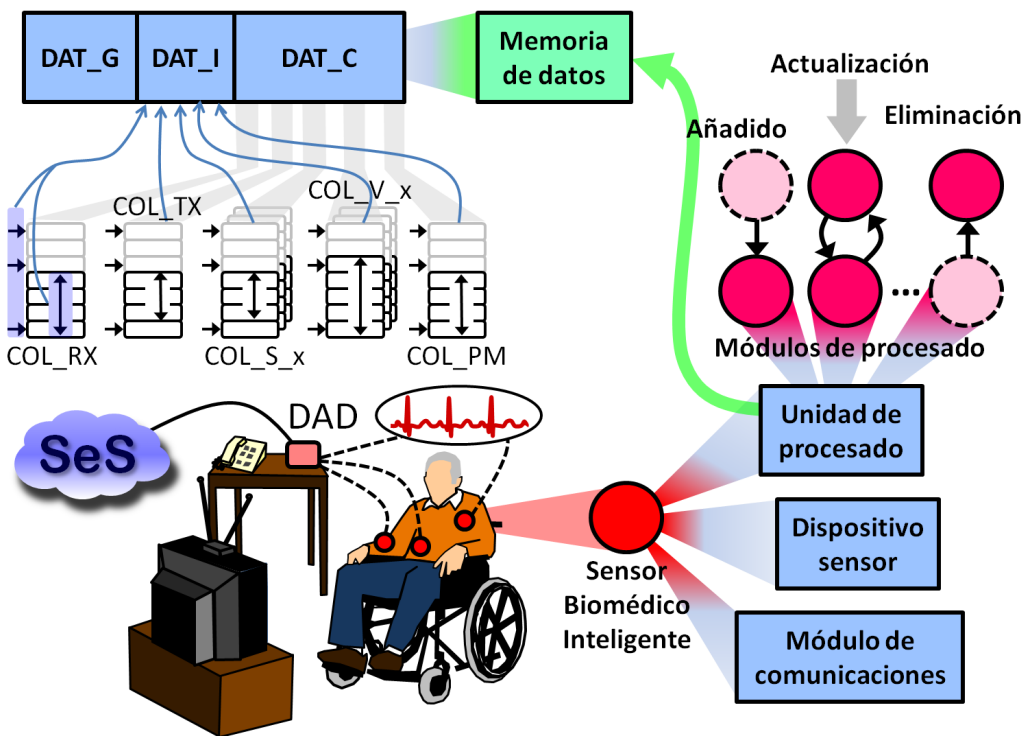


Figura 3.2: Organización de la memoria de datos.

señados para trabajar en paralelo, de forma que pueden cooperar entre ellos. El esquema modular desarrollado permite además la actualización de las funcionalidades de los dispositivos para adaptarse a las necesidades de información del usuario. En el caso de un sensor inteligente desarrollado a partir de la plataforma BASIS, el añadido, actualización o eliminación de *módulos de procesado* se puede llevar a cabo a través de una actualización del firmware de la *unidad de procesado* del dispositivo sensor (funcionalidad adaptable, personalización y adaptación al medio y al contexto), lo cual puede realizarse de forma remota en tiempo de ejecución. Con el objeto de posibilitar este mecanismo, sin olvidar que las capacidades de procesamiento del sensor inteligente están limitadas en tamaño y consumo de energía, se ha investigado y desarrollado una arquitectura software que permite la ejecución y la gestión óptima de los *módulos de procesado*.

De acuerdo con el paradigma propuesto y como se puede ver en la Figura 3.2, la memoria de datos (asociada a la memoria volátil de la *unidad de procesado*) está dividida en los siguientes bloques:

1. *DAT_G*: Asociado a las variables globales de gestión de funcionamiento del dispositivo y la

memoria reservada a las variables auxiliares de los *módulos de procesado*.

2. *DAT_I*: En este bloque de datos se almacena la información necesaria para el manejo de las distintas colas de datos que utilizan los módulos software del dispositivo. *DAT_I* se descompone a su vez en sub-bloques, uno por cola, formado por los siguientes elementos: dirección de inicio de la cola en la memoria de datos, dirección final, dirección donde introducir el próximo dato en la cola y número de elementos en la cola.
3. *DAT_C*: Espacio de memoria donde se implementan las distintas colas de datos.

La información se estructura en colas para facilitar el trasvase de la información en esta arquitectura modular. En el esquema propuesto se utilizan las siguientes colas:

1. *COL_RX*: Una cola donde se almacenan los datos recibidos desde el DAD.
2. *COL_TX*: Una cola para almacenar la información a enviar al DAD.
3. *COL_S_x* ($x = 1..N_{PM}$, N_{PM} definido más adelante): Una cola por cada uno de los módulos de procesado donde se almacenan las muestras de información asociadas al mismo.
4. *COL_V_x* ($x = 1..N_{PM}$): Una cola por cada uno de los módulos de procesado donde se almacenan los valores actuales de las variables utilizadas por el *módulo de procesado*. Al inicio de la ejecución de un *módulo de procesado* se realiza el trasvase de estos datos a los espacios reservados a las variables auxiliares, para después devolverlos al final de su ejecución a la cola. Como los *módulos de procesado* trabajan solo con las variables auxiliares, se potencia el uso genérico de las capacidades de memoria del dispositivo.
5. *COL_PM*: En esta cola se almacena la información necesaria para la ejecución de los distintos módulos de procesado. Está formada por un primer campo que indica el número de *módulos de procesado* (N_{PM}), seguido por N_{PM} bloques que se descomponen en los siguientes elementos: identificador del *módulo de procesado* (único para cada desarrollo), dirección de memoria de programa de inicio del *módulo de procesado*, número de bloques de 8 octetos que componen el *módulo de procesado*, dirección de la memoria de datos donde se inicia el sub-bloque *DAT_I* de información de la cola *COL_S_x* asociada al *módulo de procesado* y dirección de la memoria de datos donde se inicia el sub-bloque *DAT_I* de información de la cola *COL_V_x*.

4. *PROG_PM_x*: ($x = 1..N_{PM}$) Posteriormente se localizan N_{PM} bloques de memoria que contienen el código y las instrucciones de ejecución de los distintos *módulos de procesado*, uno por bloque.

La operación del dispositivo se sustenta en base a la ejecución del siguiente algoritmo que se corresponde con el código genérico no modificable almacenado en *PROG_Gen*:

1. **INICIALIZACIÓN**: Configuración inicial de los parámetros globales del dispositivo e inicialización de los periféricos.
2. **ACTIVACIÓN**: Activación del código de ejecución almacenado en *PROG_Conf* para la configuración de los distintos *módulos de procesado*.
3. **IDENTIFICACIÓN**: Proceso en el cual el sensor inteligente transmite al DAD el contenido de la cola *COL_PM* para que el DAD conozca el mapa de las memorias del dispositivo e identifique los *módulos de procesado* implementados en el sensor inteligente. La identificación también puede activarse mediante un comando.
4. **BUCLE INFINITO DE ESPERA**: En el cual se activan las siguientes subrutinas cada vez que se reciben nuevos datos del dispositivo sensor:
 - a) *SUB_RX*: Subrutina de recepción de datos procedentes del DAD, los cuales son almacenados en tal caso en la cola *COL_RX*. El transceptor tiene implementado un protocolo de transmisión de bajo consumo que permite a la *unidad de procesado* del sensor inteligente comunicarse de forma transparente con el DAD. Una explicación más detallada de este protocolo de comunicaciones será realizada en el apartado 3.2.2 de la tesis. Si se ha completado la recepción de un comando, se inicia su procesado. Si el comando está destinado a un *módulo de procesado*, se introduce al final de la cola *COL_V_x* asociada al *módulo de procesado*.
 - b) *SUB_TX*: Subrutina de transmisión de datos al DAD en el caso de que la cola *COL_TX* no esté vacía.
 - c) *SUB_PM*: Subrutina encargada de la ejecución secuencial de los distintos *módulos de procesado* utilizando la información almacenada en la cola *COL_PM*. Cada *módulo de*

procesado empieza con la ejecución, en su caso, de los comandos recibidos asociados al mismo; continúa con el procesado de la información sensorial para la generación de muestras de información y la detección de eventos; y termina con el almacenamiento, en su caso, en la cola *COL_TX* de los datos a transmitir al DAD.

Como se muestra en la Figura 3.4, el procedimiento para añadir, modificar o eliminar un *módulo de procesado* se inicia con el envío de un comando de programación, el cual suspende toda la operación del dispositivo hasta completar la recepción de todo el código de programación. Dicho código está formado por dos bloques de datos.

1. *BLOCK_Conf*: Donde se encuentra el código que se almacenará en *PROG_Conf* para la activación de los *módulos de procesado* actualizados del sensor inteligente. El primer campo de este bloque informa sobre el número de bloques de 8 octetos que componen este código.
2. *BLOCK_PM_new*: Donde se encuentra el código del nuevo *módulo de procesado*. El primer campo de este bloque indica la dirección de inicio en la memoria de programa donde se almacenará el nuevo *módulo de procesado*. El segundo campo informa sobre el número de bloques de 8 octetos que componen el código del *módulo de procesado*, el cual puede ser cero si lo que se desea es eliminar un *módulo de procesado*. Después empezaría el código del nuevo *módulo de procesado*.

Una vez recibido el comando en su totalidad se iniciaría la escritura en memoria de programa, y, si se emplea un microcontrolador estándar para la implementación de la *unidad de procesado*, debe ser realizada de forma secuencial en bloques de memoria sucesivos, muchas veces de 64 octetos. Dicho proceso implica el borrado de un bloque de memoria, la extracción del código de programación de la cola *COL_RX* y la grabación en memoria de los mismos en grupos de 8 octetos a través de registros de mantenimiento, los cuales son utilizados de forma interna por el microcontrolador para programar la memoria *flash*. El proceso se repite hasta completar la escritura, momento en el que se vuelve a reinicializar el sensor inteligente.

Finalmente, cabe destacar que dada la sencillez de la plataforma BASIS y frente a otras propuestas, el esquema planteado permite que pueda emplearse para el desarrollo de sensores inteligentes

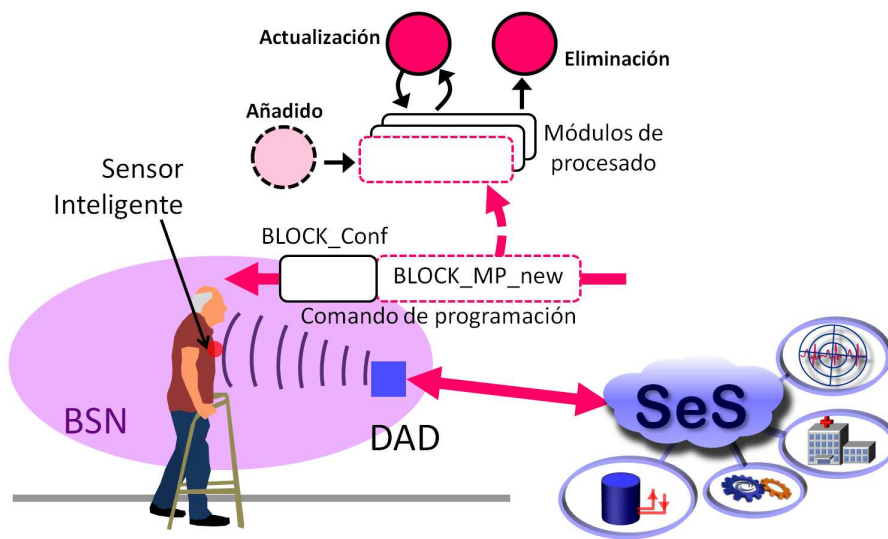


Figura 3.4: Procedimiento de programación remota mediante el envío de un comando.

con recursos hardware-software muy limitados, como puede ser el caso de dispositivos implantados. Además, la posibilidad de actualización remota del software proporcionada por la plataforma puede ser de utilidad para evitar extraer los implantes en operaciones de mantenimiento y actualización.

3.2. Comunicaciones en BASIS

En esta sección se describen los aspectos relacionados con las comunicaciones inalámbricas de la plataforma. En un primer apartado se realiza un análisis y la selección de la tecnología inalámbrica de comunicaciones de la plataforma. En el apartado 3.2.2 se presenta la propuesta de un protocolo de comunicaciones especialmente diseñado para optimizar las prestaciones de consumo y de retraso temporal de la plataforma en un entorno multidispositivo. En el apartado 3.2.3 se describe el proceso de diseño, desarrollo y caracterización experimental de un conjunto de antenas diseñadas para la plataforma, y caracterizadas tanto en laboratorio como en cámara anecoica, bajo la influencia del cuerpo humano y sin ella. En el apartado 3.2.4 se presenta la técnica de comunicaciones intracorporales basada en acoplamiento galvánico como una alternativa a los estándares de comunicaciones para las transmisiones inalámbricas de la plataforma y se describe el diseño de un primer prototipo de transmisor basado en esta tecnología.

3.2.1. Selección de la tecnología inalámbrica de comunicaciones

Debido a las características de las WBSNs empleadas en los sistemas de monitorización, la reducción del consumo de energía es un objetivo prioritario para proporcionar una mayor autonomía a los dispositivos [68, 69]. El estándar IEEE 802.15.4 ha sido considerado en numerosas investigaciones y desarrollos ya que es capaz de proporcionar transmisiones de baja potencia a corta distancia [70]. Se ha decidido emplear dicho estándar para el desarrollo de las comunicaciones entre los sensores inteligentes y el DAD ya que proporciona una tasa de transmisión suficiente para el envío de la información biomédica con un bajo consumo de energía (según [71], la tasa de transmisión requerida para dispositivos de monitorización biomédica es relativamente baja como se puede ver en la Tabla 3.1).

Sin embargo, a pesar de su bajo consumo, con el uso del estándar no se alcanzan los límites establecidos para las BSNs [72], debido sobre todo a los problemas que presenta la capa de control de acceso al medio (MAC, del inglés Medium Access Control) de dicho estándar en este tipo de redes. La capa MAC está encargada de coordinar el acceso al canal de radio compartido en las comunicaciones, asignando los intervalos de transmisión y de recepción a los diversos nodos que conforman la red [72]. Si los dispositivos sensores necesitan capacidades de transferencia de datos en tiempo real, la capa

Tabla 3.1: Tasas de transmisión requeridas para dispositivos de monitorización según [71]

Parámetro	Frecuencia de muestreo (Hz)	Tasa de bit
Presión sanguínea	60	1.44 kbit/s
ECG 1-punto	250	6 kbit/s
ECG 12-puntos	250	72 kbit/s
Temperatura corporal	0.1	2.4 bit/s
Pulsioximetría (SpO ₂)	300	7.2 kbit/s

MAC del estándar IEEE 802.15.4 no es la solución óptima debido a la alta probabilidad de colisiones durante el periodo de contención [19, 51], basado en la técnica de acceso múltiple por detección de portadora con evitación de colisiones (CSMA/CA del inglés Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance), y a la baja capacidad de los siete intervalos temporales de acceso garantizado (GTS, del inglés Guaranteed Time Slots) empleados por el protocolo mediante acceso múltiple por división en el tiempo (TDMA, del inglés Time Division Multiple Access) [72, 73].

Por esta razón, en la actualidad se han realizado numerosos intentos para mejorar las prestaciones del protocolo MAC del estándar IEEE 802.15.4. Desde que la escucha ociosa ha sido identificada como una de las razones principales del malgasto de energía, una solución común consiste en apagar el transceptor cuando éste no tenga que transmitir o recibir datos [19, 74]. Este mecanismo de dormir y despertar el transceptor se lleva a la práctica generalmente a través de métodos libres de contención y métodos basados en contención [19, 51, 75]. Los métodos libres de contención normalmente utilizan la técnica de acceso al medio TDMA donde un coordinador asigna de forma determinista los intervalos temporales para las transmisiones de los diversos dispositivos [19, 51, 74, 75]. Se evitan así las colisiones y se minimizan los intervalos de escucha ociosa. Se han propuesto diversos protocolos basados en el método TDMA para reducir los intervalos de escucha “en vacío”, evitar las colisiones y mejorar la eficiencia energética (LPRT [73], DQRAP [76], HMAc [77]). Como todos los dispositivos tienen que estar perfectamente sincronizados, se produce un gasto adicional de energía en mensajes de control y de asignación de intervalos temporales, tanto mayor cuanto menor sea la latencia en las comunicaciones. Los métodos basados en contención generalmente utilizan la técnica de acceso al medio CSMA/CA [19, 51, 74, 75], un enfoque de gran simplicidad y muy versátil pero de menor eficiencia energética debido a la posibilidad de colisiones en el envío de información y a la existencia de tiempos de escucha “en vacío” ([78], BSNMAC [77], ODMAC [77], ACCS [70]). Sin embargo, y a pesar de todo el esfuerzo de

investigación realizado, no existe una solución óptima que permita ser aplicada a todos los escenarios posibles, ya que las propuestas más sencillas son a la vez menos escalables y menos robustas ante fallos en las transmisiones, y las propuestas más versátiles son también más complejas e incrementan el coste de energía o los retrasos temporales.

En estas circunstancias y teniendo en cuenta las características particulares de la plataforma BASIS, se ha realizado la propuesta de un nuevo protocolo MAC de comunicaciones (protocolo MCSD, del inglés Master-Command Sensor-Data) que permite optimizar el funcionamiento de los dispositivos sensores desarrollados a partir de la plataforma y mejorar los beneficios obtenidos con el uso de los modos de operación de los *módulos de procesado*. El protocolo propuesto permite además maximizar el tiempo del tranceptor en el modo de bajo consumo en un entorno multi-dispositivo, y donde el flujo de datos enviado a los sensores inteligentes está compuesto de comandos de configuración sencillos. Este protocolo ha sido construido sobre el estándar IEEE 802.15.4, aumentando sus posibilidades de transmisión en tiempo real y mejorando sus propiedades de consumo de energía y de retraso temporal, pero también puede aplicarse a otras tecnologías de comunicación de bajo consumo. Para la implementación del protocolo se tuvieron en cuenta además las siguientes consideraciones:

1. Reducción de la escucha ociosa, que es la principal fuente de pérdida de energía en la red [74]. No es necesario tener el receptor encendido si no hay datos que recibir.
2. Evitación de la colisión de paquetes, la cual provoca pérdida de energía y retrasos temporales al ser necesarias las retransmisiones, mediante la técnica de acceso al medio TDMA.
3. Evitación de la sobre-escucha del canal de paquetes que están destinados a otros nodos sensores o a la espera de paquetes de sincronización.
4. Minimización de los mensajes de control, lo cual se ha conseguido simplificando la complejidad de la red.

3.2.2. Protocolo Master-Command Sensor-Data

En este apartado se describe el protocolo de comunicaciones MCSD, que ha sido diseñado para optimizar las prestaciones de la plataforma BASIS. En la configuración propuesta, el sistema forma

una topología en estrella donde los nodos esclavos son los sensores inteligentes desarrollados a partir de la plataforma BASIS y el nodo maestro es el DAD. El nodo maestro sólo envía comandos de configuración a los nodos esclavos para que ellos puedan adaptar su operación al medio, al contexto y al usuario. Los sensores inteligentes transmiten al nodo maestro el resultado del procesado de la información sensorial, que puede ser enviado en tiempo real o tras la ocurrencia de eventos de alarma, dependiendo del modo de operación en el que los *módulos de procesado* de los sensores inteligentes estén configurados.

Para transmitir la información se utiliza una estructura denominada Megatrama (MF, del inglés MegaFrame) la cual es definida por el DAD. Esta MF está compuesta por N intervalos temporales de la misma longitud, los cuales serán utilizados por los diferentes sensores para la transmisión de los datos. En los prototipos actuales de los sensores el protocolo MCSD está construido sobre el estándar inalámbrico IEEE 802.15.4. Para esta tecnología de comunicaciones se propone una duración de 7.8125 ms para los intervalos temporales, la cual es suficiente para enviar cualquier tipo de trama del protocolo y puede ser gestionada directamente por un reloj de tiempo real de 32.768 kHz. En cada intervalo temporal de la MF puede enviarse uno de los siguientes tres tipos de Supertramas: Supertrama de Baliza (BSF, del inglés Beacon SuperFrame), Supertrama de Petición de Conexión (CRSF, del inglés Connection Request SuperFrame) y Supertrama de Datos (DSF, del inglés Data SuperFrame). Los primeros bits identifican el tipo de Supertrama. La Figura 3.5 muestra una representación esquemática de la Megatrama, así como de las Supertramas consideradas.

1. **BSF**: Esta Supertrama informa sobre la longitud de la MF de acuerdo con su número de intervalos temporales (parámetro N previamente mencionado). Este tamaño puede ser adaptado de forma óptima a la dinámica temporal de los eventos relacionados con la bioseñal capturada con el objeto de reducir el consumo de energía en comunicaciones. Por otro lado, la Supertrama BSF informa sobre los intervalos temporales asignados a cada uno de los sensores en la MF, también incluye los comandos de configuración para los *módulos de procesado* y el mecanismo de asentimiento del protocolo MCSD. Esta información está encapsulada en bloques de información, uno por dispositivo, donde un identificador único para cada uno de los dispositivos sirve para que éstos puedan identificar la información dirigida a ellos. La información enviada también es utilizada por los dispositivos para identificar el periodo de acceso mediante la técnica de contención.

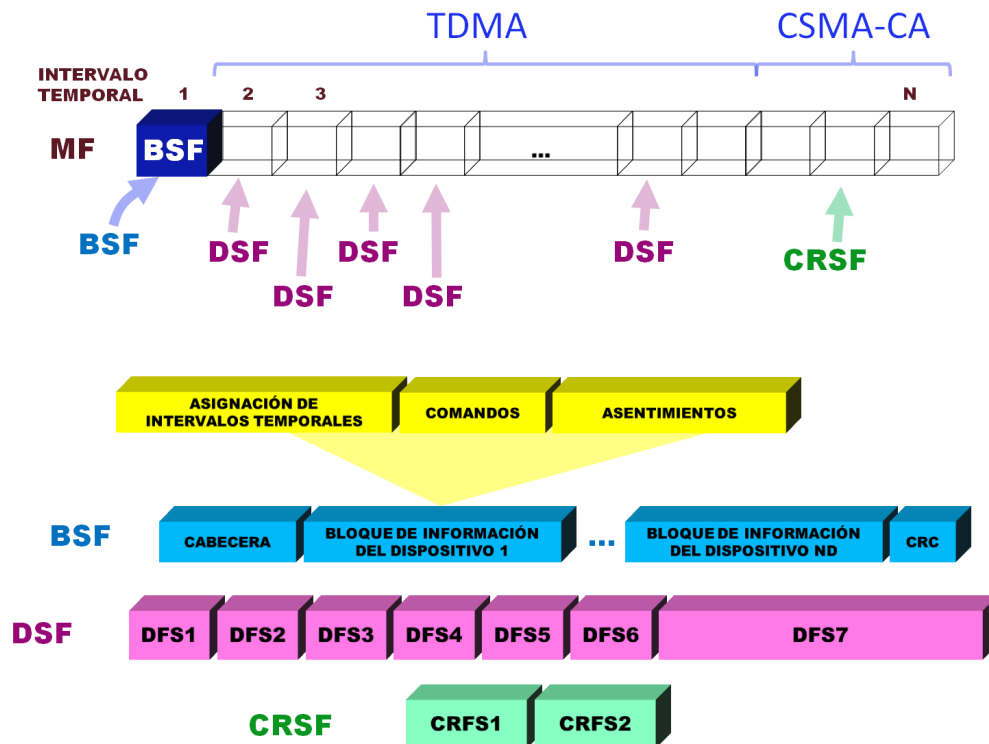


Figura 3.5: Protocolo MCSD (Megatrama y Supertramas).

2. **CRSF**: Cuando un nuevo sensor desea conectarse al sistema de monitorización distribuido, debe ponerse a la escucha y esperar la recepción de una BSF proveniente de su DAD. Entonces, los sensores envían una CRSF durante el periodo de acceso mediante la técnica de contención de la MF, utilizando el método de acceso al medio CSMA/CA. El instante de envío de la CRSF se elige de forma aleatoria dentro del periodo de contención, y no se enviará si la transmisión no puede ser correctamente terminada en este periodo. CRSF está formada por un identificador aleatorio del sensor inteligente el cual es diferente de los asignados en la BSF previa (CRSF1) y un campo en el que se envía un código de redundancia cíclica ITU-T (CRC) para la corrección de errores (CRSF2). Si un sensor inicia una solicitud de conexión con el DAD y detecta una colisión, abandonará el actual envío y lo intentará de nuevo con un identificador de dispositivo actualizado después de esperar un tiempo aleatorio.
3. **DSF**: Cualquier información que el dispositivo sensor tenga que enviar es empaquetada en Supertramas DSF para ser transmitidas durante los intervalos temporales de la MF asignados al sensor en la BSF previa. Si el dispositivo tiene más de un intervalo temporal asignado en la MF, puede continuar enviando DSFs hasta que se complete el número de intervalos temporales

asignados. DSF está formada por los siguientes campos:

- a) DSF1: Identificador del sensor inteligente.
- b) DSF2: Indica el número de secuencia de la DSF actual en el enlace del sensor inteligente con el DAD.
- c) DSF3: Indica el número de reenvíos que se realizarán si no se recibe el asentimiento.
- d) DSF4: Número de DSF que el dispositivo tiene todavía pendientes por enviar. El DAD puede entonces acelerar las transmisiones en la próxima BSF asignando un mayor número de intervalos temporales al dispositivo.
- e) DSF5: Indica la energía restante estimada del sensor inteligente.
- f) DSF6: Número de octetos del campo de datos en la DSF.
- g) DSF7: Campo para la transmisión de los datos del sensor.

En el primer intervalo temporal de la MF, el DAD envía una BSF para que otros sensores puedan sincronizarse con esta Supertrama. El resto de intervalos son utilizados por los sensores inteligentes para transmitir cualquier tipo de datos al DAD mediante las Supertramas CRSF y DSF. Estas Supertramas son encapsuladas en el campo de datos del nivel físico de la tecnología de comunicación empleada. En la implementación actual del protocolo MCSD, las Supertramas son encapsuladas en el campo de datos de los paquetes de datos del nivel físico del estándar IEEE 802.15.4 en el canal de frecuencia seleccionado por el DAD para construir su sistema de monitorización.

El flujo de datos sensoriales se estructura en tramas que son generadas por los *módulos de procesado* del sensor inteligente, pudiéndose distinguir cuatro tipos de tramas que serán enviadas en las DSFs: Trama de Solicitud de Conexión (CRF, del inglés Connection Request Frame), Trama de Respuesta a un Comando (CAF, del inglés Command Answer Frame), Trama de Datos (DF, del inglés Data Frame) y Trama de Alarma (AF, del inglés Alarm Frame). Los primeros bits identifican el tipo de Trama. La Figura 3.6 muestra una representación esquemática de la Megatrama, así como de las Supertramas consideradas.

1. **CRF**: Utilizada para solicitar la conexión de un *módulo de procesado* de un sensor inteligente con el DAD. CRF está formada por los siguientes campos:

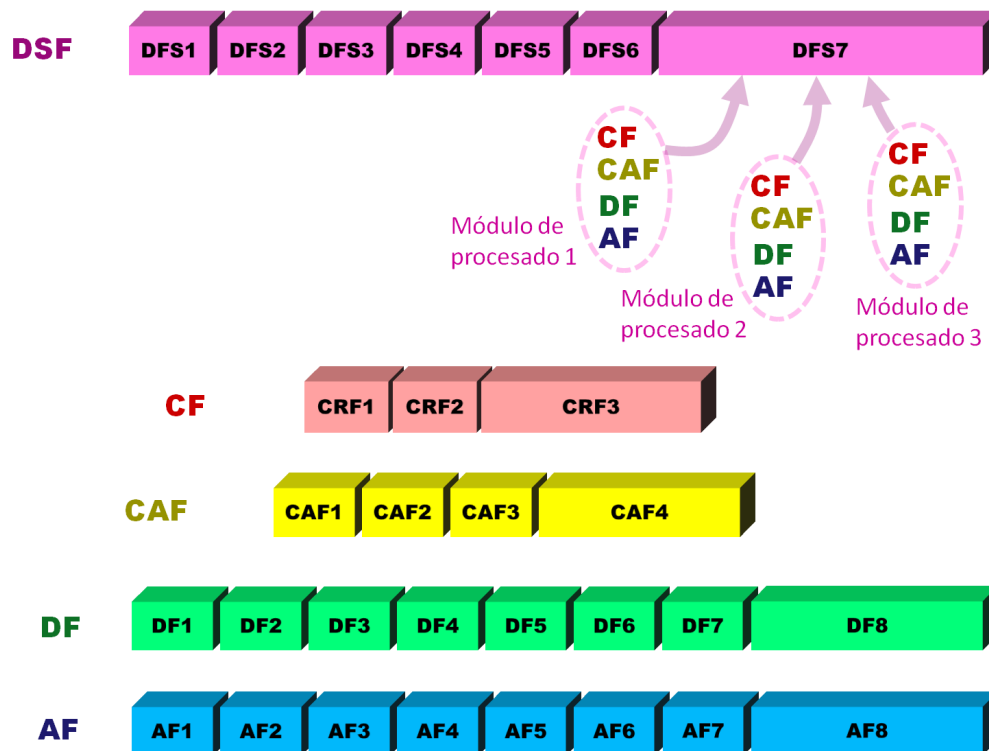


Figura 3.6: Protocolo MCSD (Tramas).

- a) CRF1: Identificador del módulo de procesado que ha generado la Trama. Si el DAD acepta la conexión con el modulo de procesado, incluirá un comando de respuesta en la siguiente BSF.
 - b) CRF2: Número de octetos de la descripción del módulo de procesado
 - c) CRF3: Descripción del modulo de procesado del sensor inteligente en un formato entendible por el DAD. Una opción adecuada con este propósito puede ser utilizar el formato descrito en el estándar IEEE 1451.0 [79, 80], para la identificación y caracterización de dispositivos mediante hojas de datos electrónicas de transductores y sensores (TEDS, del inglés Transducer Electronic Data Sheet). La descripción podría completarse utilizando un lenguaje de modelado de sensores como SensorML (del inglés Sensor Model Language) para una descripción de más alto nivel.
2. **CAF:** Usada por los *módulos de procesado* para asentir y/o responder a un comando previamente recibido en la BSF. CAF está formada por los siguientes campos:
 - a) CAF1: Identificador del módulo de procesado que ha generado la Trama de respuesta.

- b) CAF2: Identificador del comando al que se está respondiendo o asintiendo.
 - c) CAF3: Número de octetos que forman la respuesta al comando (N_{resp}).
 - d) CAF4: Respuesta al comando si $N_{resp} > 0$.
3. **DF**: Empleada por los *módulos de procesado* de un sensor inteligente para la transmisión continua de bioinformación al DAD en el *modo de transmisión continua*. DF está formada por los siguientes campos:
- a) DF1: Identificador del módulo de procesado que ha generado la Trama.
 - b) DF2: Instante temporal de la primera muestra que se enviará en la DF. Un comando enviado desde el DAD puede actualizar la fecha y hora del sensor inteligente durante la inicialización o cuando sea necesario.
 - c) DF3: Frecuencia de muestreo del módulo de procesado, la cual puede ser actualizada mediante un comando.
 - d) DF4: Identificador del número de secuencia de la DF en el flujo de datos del módulo de procesado.
 - e) DF5: Número de octetos de cada muestra de datos.
 - f) DF6: Prioridad de la Trama.
 - g) DF7: Número de muestras que se enviarán en la DF, configurable mediante comandos. De esta forma el DAD puede controlar el tiempo que tarda en disponer de nuevos datos del sensor inteligente.
 - h) DF8: En este campo se situarán de forma secuencial las distintas muestras de bioinformación de la Trama de datos.
4. **AF**: Que transmitirá el *módulo de procesado* del sensor inteligente al DAD en el *modo de transmisión basado en eventos* cuando se haya detectado un evento de alarma. En ese momento se enviará en una Trama AF una cantidad prefijada de bioinformación previa al evento almacenada en el dispositivo. AF está formada por los siguientes campos:
- a) AF1: Identificador del módulo de procesado que ha generado la Trama.
 - b) AF2: Instante temporal en el que se ha detectado la alarma.
 - c) AF3: Frecuencia de muestreo del módulo de procesado.

- d)* AF4: Identificador del tipo de alarma detectado.
- e)* AF5: Número de octetos de cada muestra de datos.
- f)* AF6: Prioridad de la alarma.
- g)* AF7: Número de muestras que se enviarán en la AF.
- h)* AF8: En este campo se situarán de forma secuencial las distintas muestras de bioinformación de la alarma.

Estas Tramas pueden estar fraccionadas en varias DSFs para ocupar siempre el mayor ancho de banda posible, pero en caso de una excesiva fragmentación en el flujo de datos, se recomienda disminuir el tamaño de la DSF para iniciar en la siguiente el envío de una nueva Trama. Una vez constituida una Trama se pondrá en la cola de transmisión para su envío en las DSFs (se enviarán antes las que tengan mayor prioridad).

3.2.3. Diseño de antenas para la plataforma BASIS

Otro de los problemas fundamentales en las WBSNs es el desarrollo de antenas eficientes [81, 82]. Aunque es evidente que durante los últimos años se han realizado importantes avances en la investigación y desarrollo de antenas para su empleo en dispositivos biomédicos portables [83–85], los estrictos requisitos de tamaño, consumo y coste, junto con otras importantes cuestiones como el conocido dilema entre la eficiencia de la antena y su tamaño [86,87] siguen impulsando la investigación de tecnologías portables más eficientes que permitan la personalización y adaptación de los sistemas de comunicación en general, y las antenas en particular.

Debe notarse además que el entorno en el que éstas operan es el propio cuerpo humano, el cual afecta de un modo considerable a su eficiencia [88,89], haciendo necesaria la adaptación de los parámetros de las antenas, en detrimento de su eficiencia [90]. Por otro lado, en el escenario de las WBSNs, el esquema experimental comúnmente empleado es la caracterización pasiva de la antena, sin considerar la influencia del transceptor al cual están conectadas, así como los efectos de la existencia de un plano de tierra finito, que puede afectar de forma apreciable a las propiedades de radiación de la antena [91]. Todo ello, combinado con el hecho de que los mecanismos de propagación a través del cuerpo humano

son todavía desconocidos en detalle, subrayan la necesidad de estudios más exhaustivos que analicen la influencia del cuerpo humano en las antenas y viceversa [89,92].

La medida de la ganancia en cámara anecoica es el método comúnmente empleado para la caracterización experimental de las antenas, las cuales son normalmente analizadas en un esquema pasivo en el que la señal es introducida por los dispositivos de medida [86,93]. Sin embargo, este esquema puede no ser el más adecuado cuando el propósito es analizar una antena activa en un dispositivo alimentado por batería, ya que las características de radiación de la antena pueden verse afectadas por los elementos hardware del dispositivo [94–96]. Además, la antena puede estar adaptada a una impedancia de valor diferente a la del equipo de medida (normalmente 50 ohmios), siendo necesario el empleo de simetrizadores (baluns), los cuales pueden afectar a las prestaciones de las antenas [93]. En este sentido, la caracterización experimental de antenas activas sigue planteando todavía algunos desafíos técnicos que deben ser investigados, echándose en falta una metodología estandarizada para este propósito en el ámbito de las WBSNs.

Estos condicionantes han sido el punto de partida de la investigación, diseño, desarrollo y validación de las antenas de la plataforma BASIS bajo la influencia del cuerpo humano. El proceso de diseño y desarrollo fue aplicado de forma particular a un sensor inteligente de acelerometría para la monitorización del movimiento humano (SoM, del inglés Sensor of Movements), pero puede ser extendido a otros sensores y dispositivos que deriven de la plataforma BASIS. El primer punto considerado es un análisis de las necesidades derivadas de la tecnología empleada para el enlace de comunicaciones. Seguidamente, en el segundo apartado se describen los procesos de diseño y simulación de las antenas. Los siguientes apartados muestran los métodos empleados para la caracterización pasiva y activa de las antenas, respectivamente. El quinto apartado describe el protocolo experimental para las medidas de las antenas en laboratorio y el último apartado el procedimiento para las medidas en cámara anecoica.

Análisis de requisitos de diseño de las antenas

Como para la implementación de las comunicaciones se hace uso del estándar IEEE 802.15.4 [97], se seleccionó el transceptor de Texas Instruments CC2430/CC2431 basado en dicho estándar debido a su bajo coste y consumo en energía [98]. De acuerdo con las especificaciones del fabricante del transceptor, se establecieron una serie de requisitos en la antena para asegurar la eficiencia y robustez

en las comunicaciones: impedancia de entrada próxima a $60 + j164 \Omega$; la antena debe ser balanceada, o, en caso contrario, es necesario el empleo de un balun [98], pérdidas de retorno por encima de 10 dB; el ancho de banda debe asegurar las transmisiones en el espectro de frecuencia comprendido entre 2.403 y 2.482 GHz. Como se empleará una baja potencia de transmisión, se establecen condiciones suficientes de seguridad e inocuidad en las transmisiones [99]. Teniendo en cuenta los requisitos anteriores, junto con el hecho de que el estándar 802.15.4 trabaja en el rango de 2.4 GHz, se seleccionó la tecnología microstrip en placas de circuito impreso (PCB, del inglés Printed Circuit Board) para la implementación de las antenas, frente a otras alternativas como antenas de cable o de chip, debido a su bajo coste, fácil implementación, altas prestaciones y pequeño tamaño en el rango de frecuencias considerado.

Proceso de diseño y simulación de las antenas

Se diseñaron, simularon y analizaron un conjunto de dieciocho posibles diseños de antenas, algunos de ellos propuestos por el fabricante del transceptor [100–102], otros derivados de la literatura e incluso algunos diseños nuevos, que fueron modificados y adaptados para optimizar sus prestaciones (ancho de banda suficiente para soportar con robustez el estándar IEEE 802.15.4, pérdidas de retorno por encima de 10 dB, diagrama de radiación omnidireccional, tamaño pequeño, etc.) y adaptarlas a las características del dispositivo en el que serían integradas (sustrato de la placa de circuito impreso de FR4 Epoxy y 1.6 mm de espesor, tamaño y forma del plano de tierra y disposición de los componentes electrónicos, etc.).

Para el diseño de las antenas y el estudio de las características de radiación (pérdidas de retorno, ganancia, diagrama de radiación, etc.) se empleó el software de simulación electromagnética HFSS de Ansys, basado en el método de los elementos finitos. Para obtener resultados de simulación consistentes, la impedancia del puerto de salida fue normalizada para adaptarse a la impedancia de carga óptima del transceptor. Las características de radiación de cada uno de los diseños fueron optimizadas mediante un proceso iterativo de ajuste de tamaños, formas y orientaciones, así como de los valores de los componentes discretos para el ajuste de la impedancia (resistencias, bobinas y capacidades). De entre todas las antenas analizadas, se seleccionaron por sus características de robustez y adecuación a las especificaciones de diseño los cuatro diseños que se muestran en la Figura 3.7:

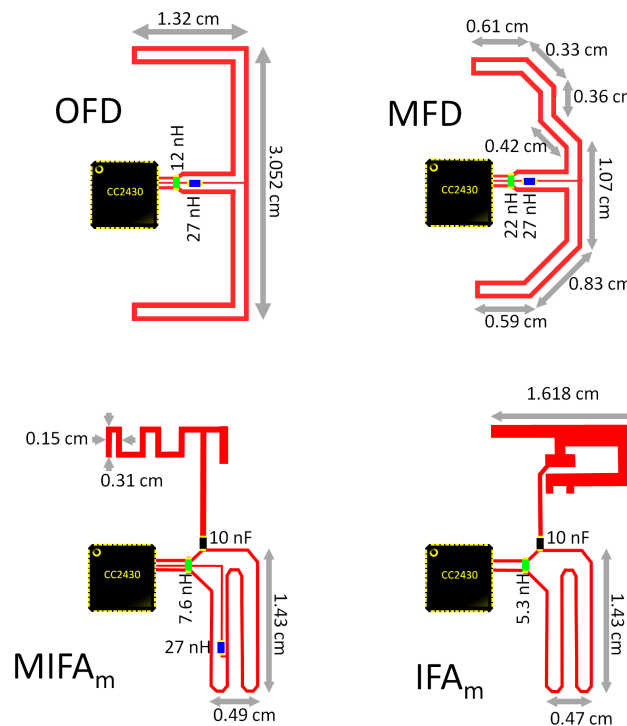


Figura 3.7: Formas y dimensiones de las antenas seleccionadas.

- Dipolo Doblado Perpendicular (OFD, del inglés Orthogonal Folded Dipole): Esta antena es un dipolo doblado con entrada balanceada, pero ajustado en los extremos en una forma perpendicular para adaptarse a la forma del circuito, reduciendo así el tamaño total del dispositivo. El empleo de balun no es necesario ya que la antena OFD ya está balanceada.
- Dipolo Doblado Adaptado (MFD, del inglés Matched Folded Dipole): Esta antena está basada en una modificación del dipolo doblado con el objeto de adaptarse a la forma del dispositivo, reduciendo así el tamaño total del mismo.
- Antena MIFA modificada (MIFA_m): Aunque esta antena presenta el menor tamaño, no está balanceada. En este sentido, fue necesario diseñar un balun de acuerdo con las características de la antena, el sustrato y el dispositivo sensor.
- Antena IFA modificada (IFA_m): Tiene un tamaño mayor que la antena MIFA_m y necesita también de un balun.

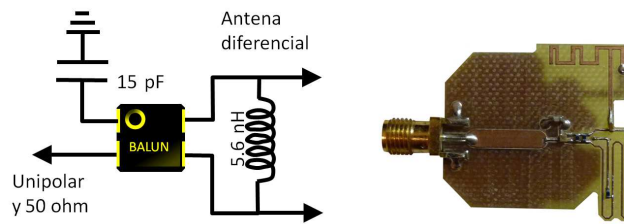


Figura 3.8: Red de adaptación de impedancias y balun de los prototipos P_2 .

Experimentación pasiva de las antenas

Las antenas seleccionadas fueron implementadas en un primer conjunto de prototipos (P_1) para la medida de las pérdidas de retorno. Sin embargo, como la antena es diferencial, un analizador de red no puede emplearse para medir de forma directa la impedancia de la antena. Este problema fue resuelto mediante la técnica descrita en [103–106], en la cual la antena diferencial se analiza como una red de dos puertos, y la impedancia diferencial se determina mediante una sencilla ecuación a partir de los parámetros S que proporciona el analizador de red.

Por otro lado, para posibilitar una caracterización directa de las antenas con los equipos de medida empleados (un analizador de red de Agilent Technologies de la serie PNA y un analizador de espectro de Rohde & Schwarz de la serie FSL8), se implementó un segundo conjunto de prototipos (P_2). La Figura 3.8 muestra la fotografía de uno de estos prototipos. En este caso, se incluyeron en los prototipos una red de adaptación de impedancias y un balun [107] para realizar la conversión unipolar a diferencial, y adaptar la impedancia de la antena para la medida con equipos que tienen 50 ohmios de impedancia de entrada [108].

Experimentación activa de las antenas

Un tercer conjunto de prototipos (P_3) fue implementado con el propósito de incluir en las medidas los efectos derivados de los elementos hardware del dispositivo sensor y evitar los problemas derivados de la desadaptación de impedancias y polaridad de los equipos de medida. En este caso, se implementaron cuatro prototipos completos del SoM, cada uno con una de las antenas seleccionadas. Esta composición permitió realizar una caracterización activa de las antenas, estableciendo un modo de transmisión continuo en el transceptor. El análisis de las prestaciones reales de las antenas fue llevado

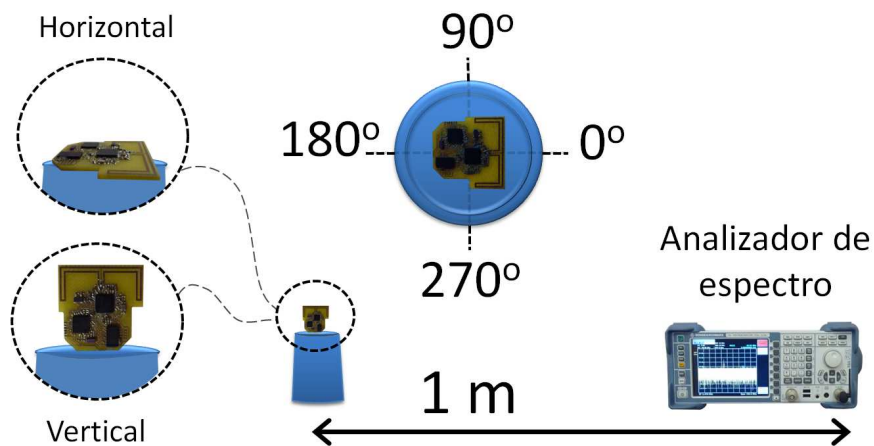


Figura 3.9: Montaje experimental con la antena no afectada por el cuerpo humano.

a cabo mediante dos estudios diferentes:

1. Un primer conjunto de medidas en laboratorio.
2. Un segundo conjunto de medidas en cámara anecoica.

Protocolo experimental para las medidas en laboratorio

Para calcular la potencia recibida, el analizador de espectro fue sintonizado a la frecuencia de transmisión de 2.4425 GHz, acoplando una antena monopolo omnidireccional en el puerto de entrada. Se consideraron dos posibilidades en la experimentación: la antena sin la presencia del cuerpo humano, y la antena situada de forma próxima a la superficie del cuerpo humano, con el objeto de evaluar su influencia sobre las prestaciones de la misma. En ambos casos las medidas fueron repetidas diez veces en diferentes instantes de tiempo para proporcionar una mayor validez estadística. En el primer caso, sin la presencia del cuerpo humano, la antena estaba situada sobre un soporte hueco de material aislante y forma cilíndrica de 10 cm de altura. Estando el soporte situado a un metro de distancia de la antena receptora, se analizaron cuatro ángulos azimutales diferentes (0° , 90° , 180° y 270° , como puede verse en la Figura 3.9. Además, las medidas fueron tomadas con la antena situada tanto en posición horizontal como vertical. En el caso de la antena situada sobre el cuerpo humano, el SoM fue colocado en la espalda de un voluntario a la altura del sacro, ya que ésta es la posición más adecuada para el sensor según algunos resultados de investigación previos [109,110]. Estando el voluntario situado a un

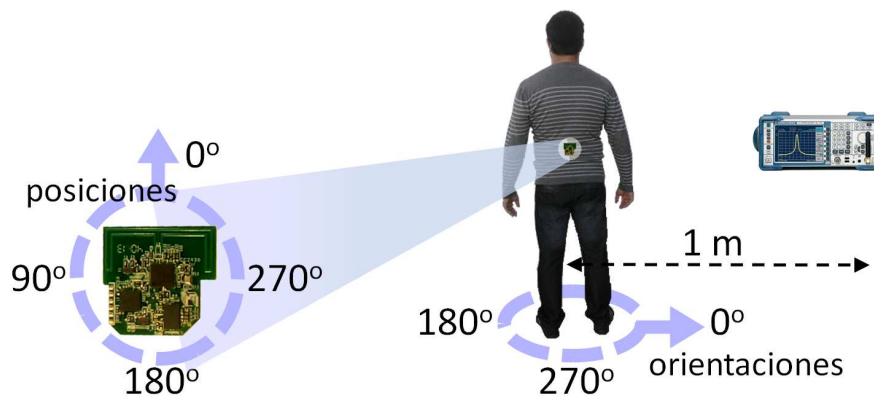


Figura 3.10: Montaje experimental con la antena sobre el cuerpo humano.

metro de distancia de la antena receptora, se consideraron cuatro orientaciones diferentes del sujeto, junto con cuatro posiciones diferentes de la antena, como puede verse en la Figura 3.10.

Protocolo experimental para las medidas en cámara anecoica

En la cámara anecoica empleada en la caracterización experimental, las antenas transmisoras y receptoras fueron situadas sobre unos soportes metálicos de orientación configurable. Se desarrolló un soporte aislante fabricado con tubos de PVC para minimizar los efectos derivados de la presencia de los elementos conductivos del sistema de orientación de la antena transmisora en la cámara anecoica. La Figura 3.11 muestra una representación esquemática de este soporte. El espacio interno del soporte y el resto de elementos metálicos fueron recubiertos con prismas de material absorbente en los puntos de reflexión directa. La antena podía situarse en el centro del plano externo del soporte aislante en dos configuraciones distintas como puede verse en la Figura 3.11.

En el caso particular de la antenas propuestas, éstas se encuentran integradas dentro del sensor inteligente, de modo que era previsible que el tamaño y forma del dispositivo y el plano de tierra del sensor afectarían a las características de radiación. Para tener en cuenta estos efectos se emplearon las implementaciones P_2 de los prototipos del dispositivo con la antena integrada pero sin el transceptor. Por otro lado, hay que tener en cuenta que los equipos de medida empleados presentan una impedancia de 50 ohmios y operan con medidas unipolares. Por lo tanto, como las antenas son diferenciales y están adaptadas a la impedancia característica del transceptor ($60 + j164 \Omega$), fue necesario incorporar una red de adaptación de impedancias. En el diseño desarrollado, un conector SMA permitía la inyección

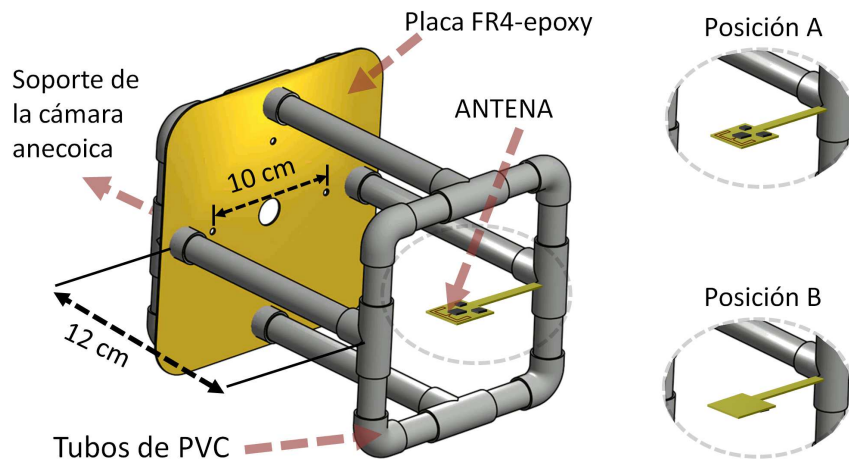


Figura 3.11: Soporte aislante para la antena en la cámara anecoica.

de la señal, la cual era guiada a través de una línea microstrip con impedancia característica de 50 ohmios. Se empleó el balun descrito en [107] como red de adaptación. Sin embargo, las medidas de la señal transmitida (relacionada con S_{21}) y las pérdidas por retorno (relacionada con S_{11}) no mostraron resultados satisfactorios. La causa probable del error en la medida pudo estar relacionada con una posible desadaptación de impedancias en una de las diferentes etapas del diseño.

Para resolver los problemas planteados se emplearon las implementaciones P_3 de los prototipos en las cuales la antena estaba alimentada por el propio sensor inteligente, el cual disponía de su propia fuente de alimentación. Este esquema evita el empleo de cables coaxiales para la inyección de señal en la antena y los problemas derivados de transición entre medios diferentes, además, es una aproximación más realista a los efectos que derivan de las características del propio sensor (tamaño, forma, disposición de componentes, elementos metálicos, características dieléctricas de la placa de circuito impreso, etc.).

El dispositivo fue configurado para transmitir datos de forma pseudo-continua en un bucle infinito de transmisión de Tramas con datos aleatorios en la frecuencia de 2.4448 GHz. En este esquema el analizador de red de la cámara anecoica fue incapaz de sincronizarse con la señal recibida, lo cual puede deberse a que la señal transmitida no era de onda continua, ya que el transceptor utilizaba el nivel físico del estándar IEEE 802.15.4, en el que un '1' lógico se corresponde con la mitad de un seno positivo y un '0' lógico es equivalente pero de signo contrario. Una secuencia de '1' y '0' alternados equivale a la transmisión de la portadora pura, pero como los datos son codificados en grupos de 4

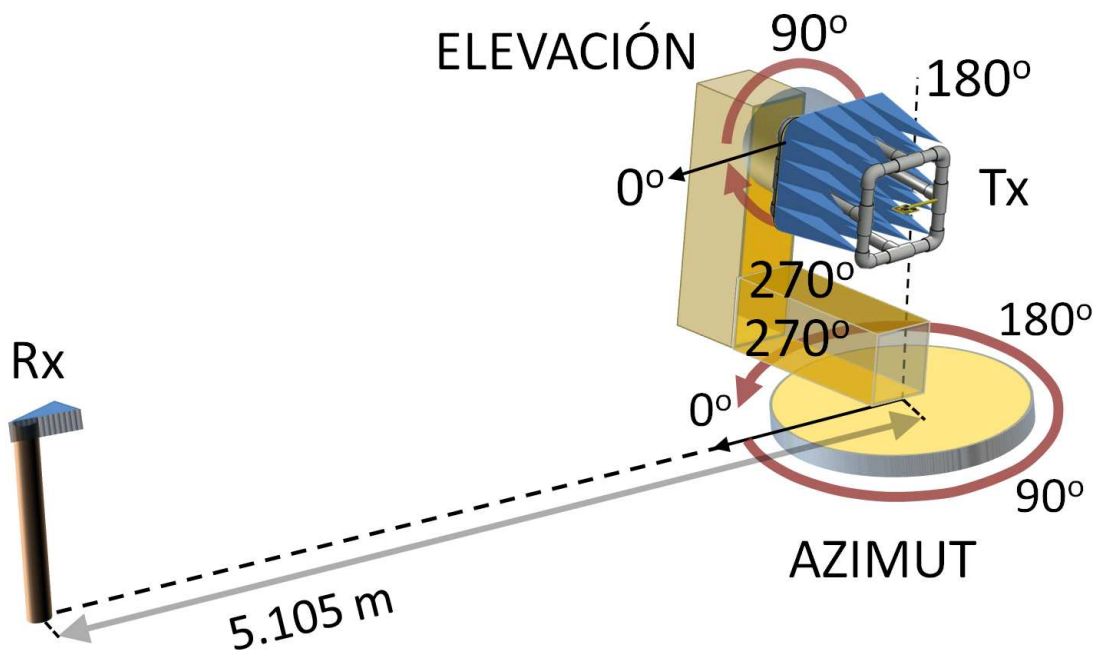


Figura 3.12: Esquema de la disposición del transmisor (Tx) y el receptor (Rx) en cámara anecoica.

bits en 16 secuencias pseudoaleatorias posibles, y ninguna de las secuencias se corresponde con las transiciones deseadas, se producen continuos cambios de fase de 180° en la señal que evitaban que el analizador de red pudiera captar de forma adecuada la señal recibida. Además, ninguna configuración en los datos enviados podía ser empleada para la implementación de una portadora pura.

Este problema fue resuelto mediante el empleo de un analizador de espectro, el cual solo mide el módulo de la señal. La Figura 3.12 también muestra un esquema de la disposición de los equipos de transmisión (Tx) y recepción (Rx) en el interior de la cámara anecoica. Al no emplearse el sistema de captura de señal de la cámara anecoica no fue posible realizar un barrido automático en las medidas, de modo que hubo que configurar paso a paso la orientación de la antena. Para obtener el diagrama de radiación en el plano H, se fijó la elevación en 0° , la posición de la antena era perpendicular al plano externo del soporte y se varió el azimut para recorrer los 360° en intervalos de 5° . En cada posición se registró el valor de la potencia recibida en tres instantes diferentes, tomándose finalmente el valor medio. Cuando el brazo metálico se interponía en el camino de visión directa hacia la antena receptora se modificaron los valores del azimut y la elevación y la posición de la antena para obtener un equivalente en la orientación, pero con el brazo del soporte en una posición opuesta. Para obtener el diagrama de radiación en el plano E, se fijó el azimut en 0° , la posición de la antena coincidía con

el plano externo del soporte y se varió la elevación para recorrer los 360° en intervalos de 5° . También se anotaron tres medidas en cada orientación, para luego tomar el valor medio. Este procedimiento fue repetido para cada una de las antenas.

3.2.4. Comunicaciones intracorporales

Las tecnologías de transmisión basadas en los estándares inalámbricos de comunicaciones, como Bluetooth o Zigbee, no son soluciones óptimas para desarrollar las comunicaciones en las BSNs, debido a la situación de sobreexplotación y saturación que experimentan las bandas de frecuencias en las que trabajan (2.45 GHz) y al hecho de que el consumo de los transceptores representa una severa limitación en la autonomía de los dispositivos.

En la búsqueda de una alternativa, las tecnologías basadas en la transmisión a través del cuerpo humano merecen ser consideradas con atención, ya que además de resolver los problemas anteriores presenta una serie de características que potencian en gran medida las propiedades exigidas para las comunicaciones inalámbricas en una BSN. Zimmerman [111] denominó a esta forma de comunicación IntraBody Communication (IBC), apelativo que ha sido ampliamente utilizado en la bibliografía posterior. Usar el cuerpo humano como un medio de transmisión de señales eléctricas es una forma novedosa de comunicación en los sistemas de monitorización biomédica. Al ser una transmisión centrada en el ámbito corporal del individuo el sistema es más robusto a interferencias [112] y se evita así el problema de saturación del espectro de la banda libre inherente a los sistemas WLAN (del inglés “Wireless Local Area Network”). En las comunicaciones por radio la señal decrece con el cuadrado de la distancia, mientras que en las comunicaciones a través del cuerpo lo hace con el cubo de la distancia [113]. Al eliminarse las perturbaciones de otros dispositivos inalámbricos se asegura la privacidad de los datos del paciente a la vez que el sistema se hace más robusto ante interferencias [114]. Por otro lado, las técnicas que utilizan el cuerpo como medio de transmisión permiten utilizar una menor potencia en la transmisión, reduciendo así el consumo de los dispositivos [114]. Desde que Zimmerman propuso la idea de transmitir información a través del cuerpo [111], la transferencia de datos utilizando este medio de transmisión ha sido propuesta por investigadores y la industria como una novedosa y prometedora tecnología para comunicaciones inalámbricas de muy bajo consumo en las redes de área personal [115].

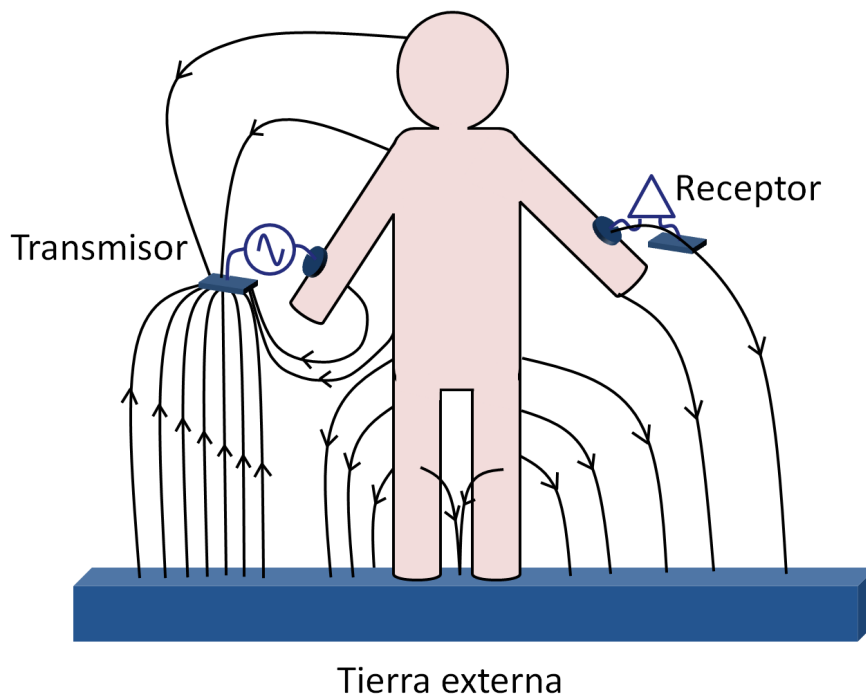


Figura 3.13: Sistema de comunicación basado en acoplamiento capacitivo.

En los sistemas utilizados por Zimmerman [111] y Partridge [113] la señal se transmite entre los transceptores corporales mediante un bucle cerrado el cual está formado por el electrodo transmisor, el canal corporal, el electrodo receptor y el camino capacitivo de retorno a través de la tierra externa. Este tipo de transmisión se ha denominado acoplamiento capacitivo, debido a las características del camino de retorno de la señal. La Figura 3.13 muestra una representación esquemática de este tipo de acoplamiento. En esta configuración, el cuerpo humano se modela como un conductor, y los acoplamientos eléctricos de los electrodos del transmisor, el cuerpo y el entorno se modelan como capacidades. En estos casos, la calidad de la transmisión dependerá del entorno. Los resultados mostrados en [116] pusieron de manifiesto que por debajo de los 4 MHz el cuerpo humano se comporta como un filtro paso bajo debido al camino de retorno capacitivo. Sin embargo, a medida que la frecuencia de la comunicación se incrementa para aumentar la tasa de datos, la impedancia de los acoplamientos capacitivos del camino de retorno disminuye y la impedancia del cuerpo no puede ser ignorada, ya que se ocasionan pérdidas que dependen de la longitud del canal.

En torno a 10 MHz, el cuerpo humano puede verse como un contenedor de líquido conductor, donde las señales de alta frecuencia son conducidas por la superficie hacia el receptor y retornando de nuevo

hacia el transmisor a través del campo electromagnético cercano [117]. Para mejorar las prestaciones de las comunicaciones establecidas a través del cuerpo parecería lógico proponer el uso de frecuencias superiores en la transmisión. Aunque la transmisión de datos con una portadora de alta frecuencia queda favorecida por una mejora en el camino de retorno modelado con acoplamientos capacitivos y por una mayor tasa de datos, aumenta también el problema de las interferencias [116]. Una portadora de alta frecuencia hace que el cuerpo radie ondas electromagnéticas más allá de la zona cercana al cuerpo. A 300 MHz, la longitud de onda es de 1 metro, comparable con el tamaño de una persona, radiando más señal al espacio libre que la que puede llegar a otro dispositivo a través del cuerpo. El efecto de la radiación limita a los transceptores corporales en términos de frecuencia y de potencia transmitida. Para evitar este efecto, Zimmerman sugirió limitar la frecuencia a 1 MHz. En [118] se realizó un estudio sobre interferencias entre dispositivos IBC situados en personas separadas una distancia de 10 cm. Atendiendo a los resultados obtenidos recomiendan no sobrepasar la frecuencia de 5 MHz para evitar el problema de las interferencias en este sentido. No obstante, Agud y cols. [119,120] investigaron el cuerpo humano como un medio de transmisión de señales de radio frecuencia de hasta 1400 MHz, muy por encima de la frecuencia máxima de la portadora considerada por Zimmerman. En sus artículos recomendaban el rango de frecuencias de 1 MHz a 600 MHz como el más adecuado desde el punto de vista de la atenuación para las transmisiones de radiofrecuencia a través del cuerpo humano. Con los resultados obtenidos comprobaron que la potencia de la señal recibida decrecía a medida que aumentaba la frecuencia, tanto más cuanto más alejado estaba el receptor del transmisor.

Distinta es la técnica utilizada en [121], el acoplamiento galvánico, donde se utilizan dos electrodos para introducir una corriente en el interior del cuerpo humano. El acoplamiento galvánico fue investigado por Oberle [122] y analizado por Hachisuka et al. [112,123]. Este tipo de técnica se basa en una transferencia de señal entre la unidad transmisora y la unidad receptora por acoplamiento galvánico de corrientes en el interior del cuerpo humano como puede verse en la Figura 3.14. En [124] se presenta el acoplamiento galvánico como un prometedor enfoque en las comunicaciones sin cables a través del cuerpo entre sensores situados sobre el cuerpo, pero también para la comunicación con implantes.

Wegmueller y cols. [121] utilizaron el acoplamiento galvánico para las transmisiones a través del cuerpo en el rango de frecuencias de 10 kHz a 1 MHz, por lo que este tipo de transmisión es mucho más eficiente energéticamente que los transmisores inalámbricos de más alta frecuencia. Normalmente, se decide transmitir a una frecuencia superior a 10 kHz para no interferir con las señales biológicas

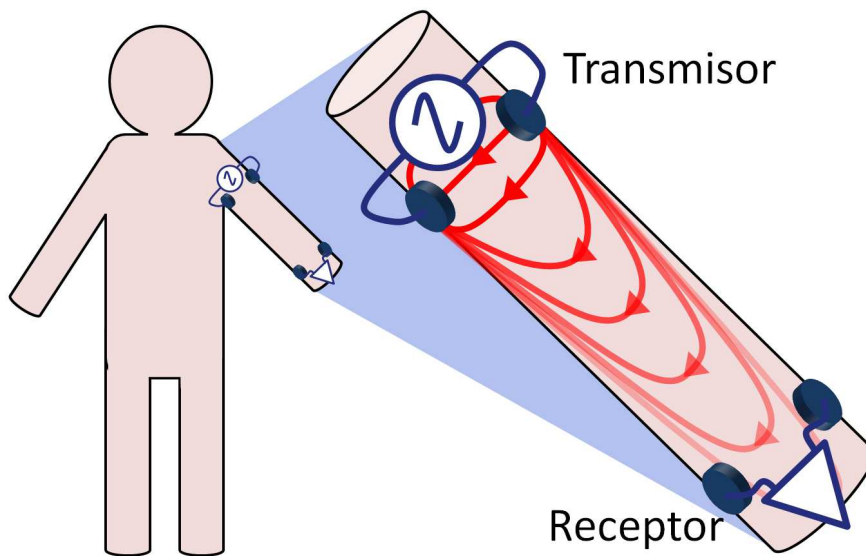


Figura 3.14: Sistema de comunicación basado en acoplamiento galvánico.

del paciente. Por otro lado, observaron que la atenuación disminuía a medida que aumenta el tamaño de los electrodos transmisores, mientras que el tamaño de los electrodos receptores apenas afectaba a la transmisión. Un análisis de la sensibilidad de la atenuación con la resistencia de los diferentes tejidos confirmó que el flujo de corriente se centraba sobre todo en los músculos, conformando éste el camino de paso de la corriente. Con sus estudios pudieron establecer el acoplamiento galvánico como una tecnología potencial de comunicación para aplicaciones de sensores situados en el tórax o a corta distancia en las extremidades en el rango de frecuencias de comunicación de 10 kHz a 1 MHz [124].

Diseño de un transceptor IBC para acoplamiento galvánico

En la búsqueda de una alternativa a los estándares comunes de comunicaciones inalámbricas se ha realizado una primera aproximación al diseño de un transmisor IBC basado en acoplamiento galvánico. La Figura 3.15 muestra una representación esquemática del transmisor. En este primer diseño el transmisor de señal consistió en un dispositivo portable alimentado por batería capaz de generar una señal de corriente senoidal de amplitud constante. La base del dispositivo es un módulo de síntesis digital directa de frecuencias (DDS, del inglés Direct Digital Synthesizer), que puede generar cualquier frecuencia comprendida entre 25 MHz y 0.19 Hz, con una resolución de 0.19 Hz y una estabilidad de 40 ppm. La frecuencia y la fase de la señal generada son controladas a través de una interfaz de datos serie

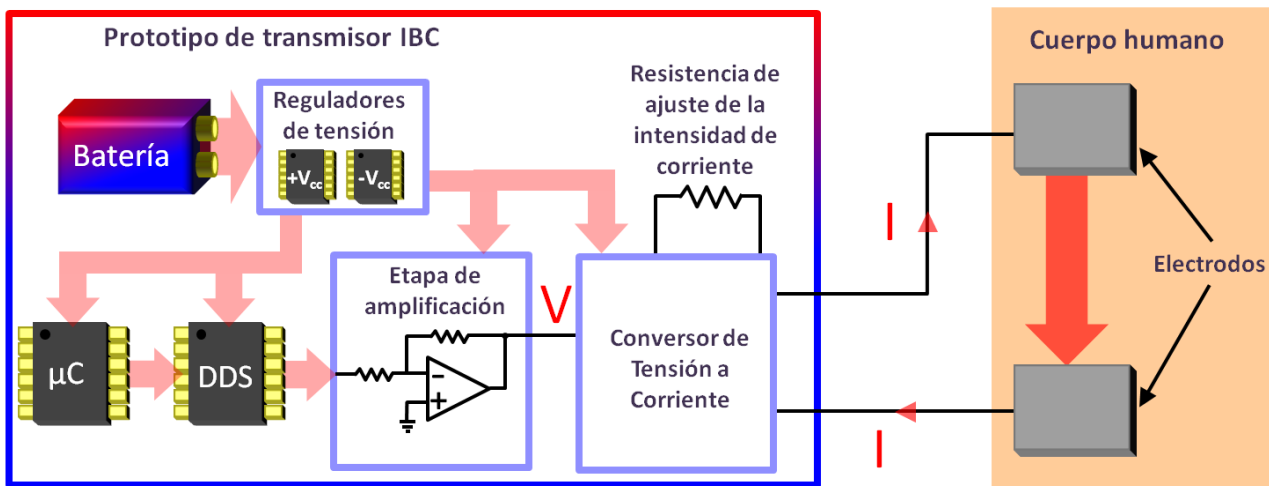


Figura 3.15: Esquema del transmisor IBC para acoplamiento galvánico.

desde un microcontrolador (PIC18LF2431 de Microchip), el cual se encuentra también implementado en el mismo dispositivo. Este esquema dota de gran flexibilidad al transmisor para generar señales de diferente frecuencia.

Una línea de entrada al DDS, también controlada por el microcontrolador, permite configurarlo en un modo de baja energía, en el que se suspende la operación del dispositivo y se anula el proceso de generación de señal. Esta posibilidad puede emplearse para implementar un esquema de modulación ASK binaria “todo o nada”. Los saltos bruscos en la señal debido al muestreo digital son suavizados a través de un filtro paso de baja con una frecuencia de corte lo suficientemente elevada como para no afectar a las señales generadas. La siguiente etapa del dispositivo es una etapa de amplificación basada en amplificadores operacionales cuyo propósito es aislar al DDS de la influencia de las etapas sucesivas, elevando también su amplitud, ya que la señal de salida del DDS tiene un valor muy pequeño (alrededor de 0.6 V_{pp}). Finalmente, una última etapa realiza la conversión de la tensión en una corriente de amplitud constante, la cual se inyecta en el cuerpo humano mediante dos electrodos. Una resistencia permite controlar la amplitud de la corriente inyectada por el dispositivo.

Estudio experimental de evaluación del transceptor IBC

Para evaluar la viabilidad técnica y funcional del dispositivo se realizaron una serie de experimentos sobre un voluntario varón de 36 años de edad, 100 kg de peso y 180 cm de altura. La resistencia del

conversor de tensión a corriente fue fijada para obtener 1 mA de corriente eficaz, y dentro del rango de seguridad para dispositivos de experimentación [99]. El transmisor fue programado para generar de forma secuencial las siguientes frecuencias: 100 kHz, 200 kHz, 400 kHz, 600 kHz, 800 kHz y 1000 kHz. La pulsación de un botón en el prototipo servía para lanzar los saltos de frecuencia en la secuencia programada. Esto permitió realizar un primer análisis del comportamiento frecuencial del método de transmisión basado en acoplamiento galvánico con el propósito de localizar el rango óptimo de operación del dispositivo.

La señal generada fue inyectada en el cuerpo del voluntario mediante dos electrodos Ag/AgCl con hidrogel no polarizables de 22.5×26.5 mm. La distancia de separación entre los electrodos fue de 5 cm, los cuales estaban enfrentados entre sí por la parte más estrecha. Se probaron a su vez tres posiciones diferentes para los electrodos: brazo derecho a la altura del músculo biceps, pecho derecho a la altura del músculo pectoral y pierna derecha a la altura del músculo gastrocnemio. Con un osciloscopio MSO6032A de Agilent se midió la tensión generada en bornas de los electrodos (señal transmitida) y la tensión recibida en otros dos electrodos equivalentes a los de transmisión, separados 5 cm entre sí y situados en dos configuraciones diferentes: a 5 cm y 10 cm de los electrodos transmisores.

Estos experimentos permitieron realizar un primer análisis sobre la influencia de la posición de los electrodos en diferentes partes del cuerpo, así como otros aspectos relacionados con la atenuación de la señal en función de la distancia entre los electrodos transmisores y receptores.

Capítulo 4

VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA BASIS

El segundo objetivo de la tesis es la validación de la plataforma BASIS mediante su aplicación a la investigación, diseño, desarrollo y validación de un conjunto de sensores biomédicos inteligentes: sensor inteligente para la detección de caídas en personas mayores, sensor inteligente para la monitorización de las actividades cotidianas y la estimación del gasto metabólico, sensor inteligente para la estimación de la composición corporal y sensor inteligente para la medida no obstructiva del ritmo respiratorio. En este capítulo se describen los procesos de investigación, diseño y desarrollo de cada uno de estos dispositivos, los cuales han sido realizados de forma sistemática utilizando como base la arquitectura hardware y software de la plataforma BASIS. Dichos dispositivos permitirán validar la plataforma BASIS mediante su aplicación a cuatro casos de uso que recogen un amplio espectro de casuística relacionado con la monitorización y asistencia de personas mayores y enfermos crónicos. Además, la investigación realizada para cada uno de los sensores inteligentes ha dado lugar a nuevas aportaciones en cada uno de los sistemas de sensorización investigados y desarrollados.

4.1. Sensor inteligente para la detección de caídas

Las personas mayores se enfrentan a un importante problema, las caídas, las cuales tienen una demostrada relación con la morbilidad y la mortalidad en este grupo poblacional [125]. Un tercio de los adultos mayores de 65 años dicen haber sufrido al menos una caída por año [4]. Las consecuencias de las caídas son aún peores cuando la persona permanece tumbada más de una hora, tanto a nivel de riesgo personal, como de coste sanitario, ya que en muchos de los casos es necesaria una hospitalización [126]. Una detección temprana de la caída aumenta la tasa de supervivencia, reduce el gasto médico derivado y disminuye el tiempo medio de retorno a una vida independiente [126]. En este sentido, la investigación y desarrollo de sistemas portables aplicados en la detección de caídas de personas mayores está acumulando importantes esfuerzos de investigación en la actualidad [127, 128].

Los sistemas de detección de caídas desarrollados hasta ahora pueden clasificarse en dos grupos: por un lado están aquellos que necesitan ser activados por el usuario [129] y por otro, los que pueden operar de forma automática. El primer grupo tiene un desventaja muy importante respecto al segundo, y es que si la persona pierde la conciencia o la movilidad durante la caída, este evento podría no ser detectado, y la caída podría dejar de ser atendida. La detección automática de caídas se ha abordado desde muchas perspectivas: estudio de la vibración y el sonido causado por el golpe del cuerpo en

el suelo [130,131], sistemas de visión basados en cámaras [132–134], dispositivos de infrarrojo [135] o láseres [136], sensores de presión en el calzado [137], en el suelo [138] o en sillas [139], sensores de presión barométrica [140], de campo electromagnético cercano en el suelo [141], o mediante la integración de la información de diferentes sensores [142]. Sin embargo, la gran mayoría de los sistemas de detección están basados en sensores cinemáticos como giróscopos [143], goniómetros y especialmente acelerómetros [144–148]. De hecho, las soluciones comerciales disponibles en la actualidad [144,149–151] emplean acelerómetros en sus diseños.

El uso extendido de la acelerometría en los sistemas de detección de caídas se debe a sus múltiples ventajas [152,153]: responden a la frecuencia e intensidad del movimiento, permiten el uso de diferentes diseños que pueden utilizarse para medir la inclinación y el movimiento del cuerpo, además, los avances técnicos en el campo de los micro sistemas electro-mecánicos (MEMS, del inglés Micro-Electro-Mechanical Systems) han hecho posible la existencia de acelerómetros comerciales fiables de bajo coste y muy pequeño tamaño. Sin embargo, muchos de estos sistemas de monitorización basados en medidas de aceleración están restringidos en su dominio de aplicación al hogar del usuario, dejándolo desprotegido cuando está fuera de casa o cuando está desvestido [154]. La última situación es más peligrosa porque normalmente sucede cuando el sujeto está en el cuarto de baño o en el dormitorio, donde hay una alta probabilidad de sufrir una caída [155]. Por otro lado, debe tenerse en cuenta la importancia de elegir un emplazamiento apropiado. La localización óptima está próxima al centro de gravedad del sujeto, es decir, en la espalda, en el plano medio a la altura del sacro [154,156]. Esta localización tiene menos artefactos de movimiento y reduce el ruido durante la realización de las actividades cotidianas (caminar, subir y bajar escaleras, etc.). Además, muchos de los dispositivos sensores están diseñados para transmitir los datos de aceleración capturados [157,158], lo cual impone severas limitaciones a la autonomía de los dispositivos debido al consumo en transmisiones.

Otra cuestión importante en estos sistemas es la minimización del número de falsos positivos, evitando siempre la ocurrencia de falsos negativos. Con este propósito a menudo se utilizan un gran número de dispositivos sensores, lo cual implica una mayor complejidad del sistema de monitorización. Otros métodos tienen en cuenta la inmovilidad de usuario durante un periodo tiempo después del evento de caída para reducir el número de falsos positivos [159,160], sin embargo esta técnica tiene el inconveniente de que si el usuario intenta levantarse tras la caída, el sistema pueda descartarla como tal, produciendo un falso negativo. Otra opción es el empleo de algoritmos de procesado de

señal complejos y de alta carga computacional para optimizar la detección de caídas y los procesos de clasificación, como redes neuronales [161] o modelos computacionales de aprendizaje [162]. También hay otros sistemas destinados a la detección temprana de la caída, que analizan la velocidad de caída libre del cuerpo [163,164]. Sin embargo, los sistemas más populares hoy en día detectan caídas alertando cuando se supera un conjunto de umbrales predefinidos [165], lo cual puede complementarse con una estimación de la postura [158].

A pesar del significativo esfuerzo de investigación, todavía hay limitaciones importantes en los sistemas actuales de detección de caída. Los sistemas desarrollados hasta ahora revelan un claro déficit en la posibilidad de personalización para adaptar el dispositivo a las características particulares de la persona, tales como la edad, el peso, el sexo o el estado de movilidad [166,167]. Estas consideraciones deben ser tenidas en cuenta porque los modos de andar y de moverse son diferentes para cada persona, y también varían dependiendo de la actividad desarrollada. Además, los desarrollos no incluyen la consideración de procedimientos de comunicación bidireccional para optimizar la operación del dispositivo y adaptar su uso en todo momento al entorno y al contexto de aplicación. Además, como la operación de los dispositivos está supeditada al emplazamiento del mismo por el usuario, la monitorización es interrumpida cuando éste olvida ponérselo o cuando está en el baño o en la cama.

Teniendo en cuenta los condicionantes anteriores, la plataforma BASIS fue aplicada en la investigación y diseño de un sensor inteligente de acelerometría, denominado SoM (del inglés, Sensor of Movement), para la detección de caídas en personas mayores. La arquitectura de procesado distribuida de la plataforma BASIS permitió integrar de forma explícita capacidades para la adaptación continua al medio, el contexto y el usuario mediante una serie de módulos de procesado que proporcionaban en todo momento los parámetros de operación más adecuados para los algoritmos de detección empleados. El apartado 4.1.1 detalla cómo la arquitectura distribuida de la plataforma fue aplicada en la implementación del sistema de detección de caídas. El apartado 4.1.2 describe un primer nivel de procesado en el proceso de detección, la detección de impactos, así como su implementación dentro de la arquitectura modular de la plataforma. El apartado 4.1.3 presenta el procedimiento empleado para la optimización de los parámetros del algoritmo de detección de impactos. El apartado 4.1.4 muestra cómo dicho procedimiento es empleado en la personalización del sensor inteligente. Finalmente, en el apartado 4.1.5 se describe un segundo nivel de procesado en el proceso de detección, cuyo propósito es analizar si el evento de impacto se corresponde o no con un verdadero evento de caída.

4.1.1. Arquitectura del sistema de detección de caídas

En el paradigma propuesto para la plataforma BASIS, el sensor inteligente SoM realiza una primera detección (detección de impactos) con el objeto de distribuir el procesamiento de la información acelerométrica mediante una primera capa de procesamiento que emplea un algoritmo robusto en la detección de impactos sin descartar impactos que puedan ser considerados como eventos de caída. El DAD, con más recursos computacionales, realiza un procesamiento más profundo de la información sensorial para discriminar de una forma más precisa y fiable entre un verdadero evento de caída y otro tipo de impacto (discriminación de caída) [168]. Una representación esquemática de ambos dispositivos en diversas situaciones puede verse en la Figura 4.1.

El SoM ha sido concebido para ser integrado en un parche para su colocación sobre la piel, biocompatible e impermeable, de modo que pueda ser llevado de forma cómoda por el usuario en la espalda a la altura del sacro. Un adhesivo biocompatible es una novedosa solución para fijar el parche en ese lugar tanto tiempo como sea necesario, con el valor añadido de que evita la posibilidad de que la persona olvide ponérselo, incluso mientras está tomando una ducha o está en la cama, donde muchas de las caídas tienen lugar. En la Figura 4.2 se muestra también el resto de elementos que forman parte de la plataforma BASIS, como el DAD, que actúa como dispositivo portátil con conexión a los SeS, los cuales gestionan y atienden a distancia los eventos de caída detectados para lanzar los mecanismos de emergencia necesarios. La Figura 4.2 muestra un diagrama de flujo del procedimiento de detección de caídas. El DAD dispone además de un interfaz de usuario dotada de botones, un altavoz para proporcionar mensajes de calma al paciente mientras espera la atención y un micrófono. Este dispositivo puede ser dejado en un área cercana al SoM sin pérdida de efectividad en el sistema de monitorización. Cuenta además con un transceptor GSM / GPRS / UMTS, permitiendo la monitorización tanto dentro como fuera del domicilio del usuario.

De acuerdo con BASIS, el procesamiento distribuido se realiza mediante los siguientes módulos software:

1. **Módulos de procesamiento en el SoM:** La inteligencia del dispositivo sensor está soportada por el *módulo de procesamiento* para la detección de eventos de energía (impactos) que se ejecuta en tiempo real en la *unidad de procesamiento* del SoM, aunque otros *módulos de procesamiento* pueden ejecutarse de forma paralela para la monitorización de otras variables relacionadas con la información

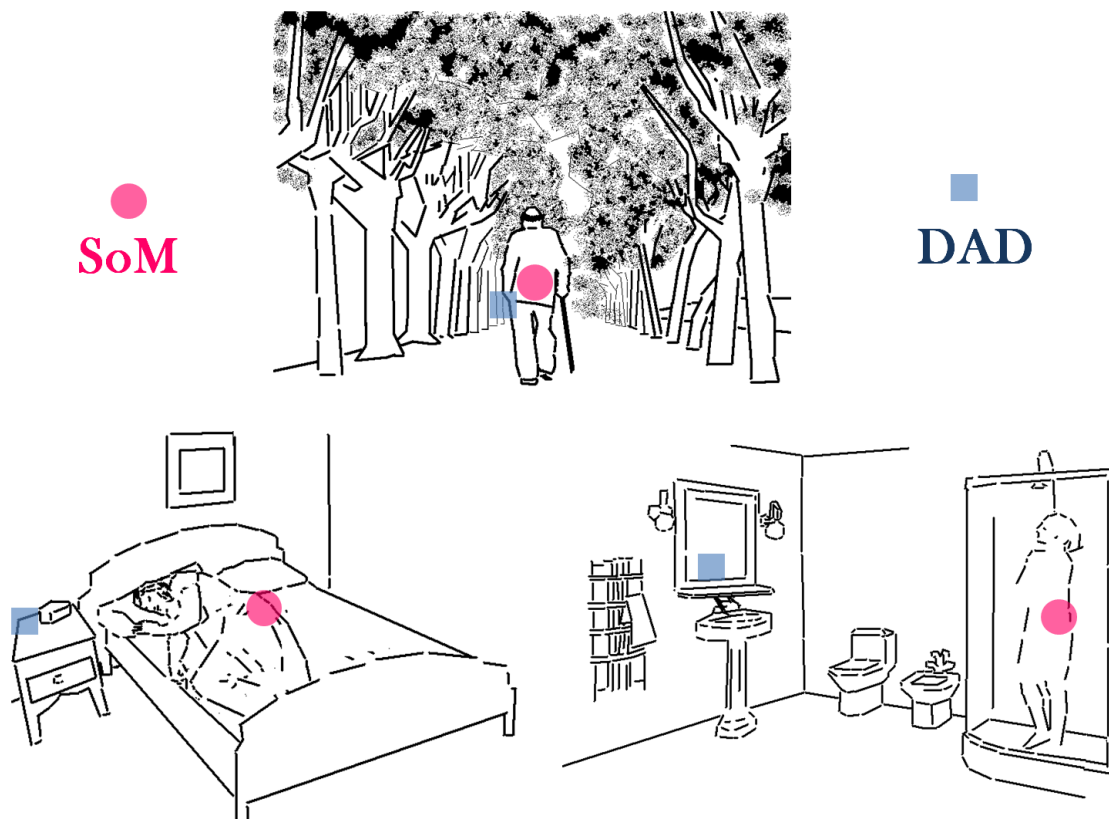


Figura 4.1: Sistema de monitorización distribuido propuesto para la detección de caídas en diferentes escenarios.

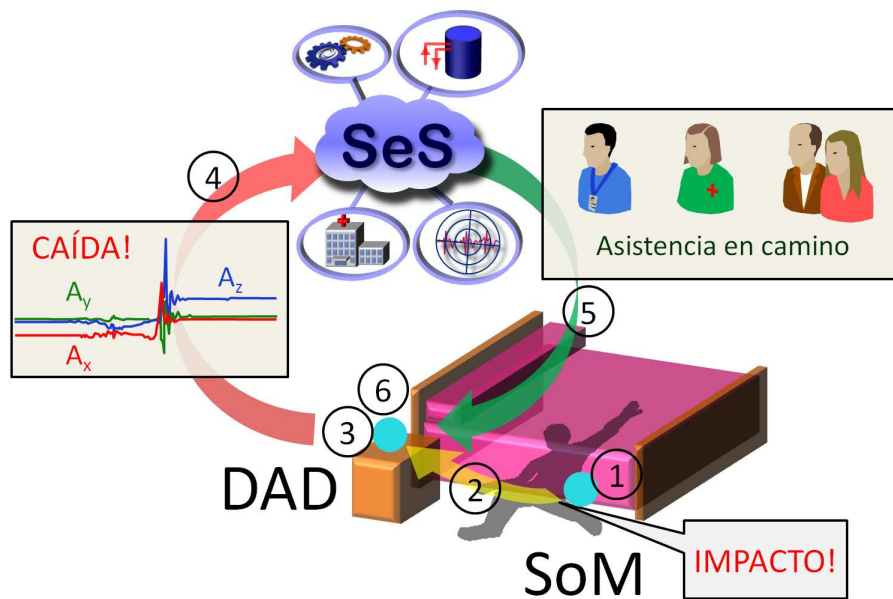


Figura 4.2: Diagrama de flujo del sistema de detección de caídas: 1- detección de impactos en el SoM; 2- transmisión inalámbrica de los datos de aceleración relacionados con un impacto mediante el estándar IEEE 802.15.4; 3- procesado en el DAD para la detección de la caída; 4- transmisión de alarmas a los SeS mediante el transceptor GSM / GPRS / UMTS del DAD; 5- confirmación de alarma; 6- mensaje de tranquilidad informando de que la asistencia está en camino.

acelerométrica. En el modo normal de operación del *módulo de procesado* ningún dato se envía hasta que el dispositivo sensor detecta un impacto en la información acelerométrica. De esta forma, se minimiza el consumo global del sistema [50]. La alarma generada incluye una ventana de muestras acelerométricas de los tres ejes, anteriores y posteriores al evento de impacto, para su posterior análisis en el DAD.

2. **Módulos de análisis y decisión en el DAD:** El *módulo de análisis y decisión* para la detección de caídas es el encargado de analizar si las muestras de información acelerométrica asociadas a un impacto se corresponden con una verdadera caída. Dicho módulo software es ejecutado en el DAD.
3. **Módulos de optimización en el DAD:** En la aplicación de detección de caídas existe un *módulo de optimización* en el DAD encargado de identificar los parámetros óptimos de funcionamiento de los algoritmos de ejecución del *módulo de procesado* para la detección de eventos de energía y del *módulo de análisis y decisión* para la detección de caídas, proporcionando así capacidades de personalización y de adaptación continua al sistema global de detección.

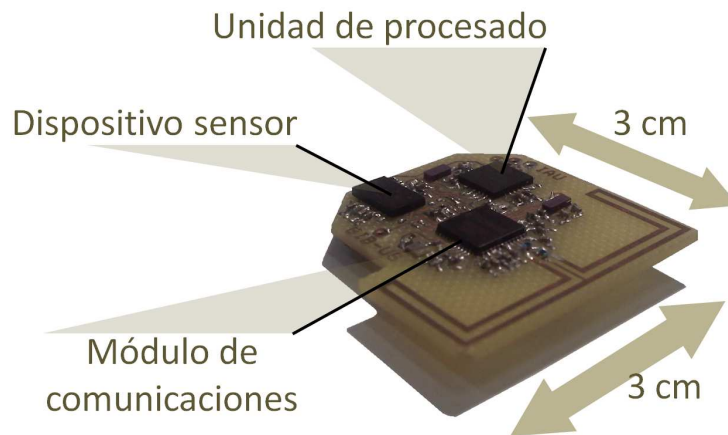


Figura 4.3: Prototipo del SoM.

Conforme a BASIS, el diseño del SoM se descompone en los siguientes módulos hardware, los cuales se muestran en la Figura 4.3 sobre un prototipo del sensor:

1. **Unidad de procesamiento:** En el caso particular del sensor para la detección de caídas, la *unidad de procesamiento* ejecuta el *módulo de procesamiento* para la detección de eventos de energía. Se ha utilizado un microcontrolador PIC18F2431 de Microchip para su implementación.
2. **Módulo de comunicaciones:** Se ha empleado un transceptor CC2430 de Chipcom para desarrollar el protocolo descrito en la sección 3.2 basado en el estándar IEEE 802.15.4.
3. **Dispositivo sensor:** El acelerómetro triaxial LIS3LV02DQ de STMicroelectronics ha sido incluido en el diseño particular del SoM para la transducción de las aceleraciones a señales adecuadas para su transmisión y/o procesamiento.

La funcionalidad del SoM se desarrolla mediante la ejecución de los siguientes *módulos de procesamiento*:

4.1.2. Módulo de procesamiento para la detección de eventos de energía

La detección de eventos de energía se aplica a un sistema de detección de caídas donde los usuarios finales serán en gran medida personas mayores, considerando los eventos de energía como posibles impactos de caída. En el algoritmo empleado por el *módulo de procesamiento* A_1 representa el flujo de

aceleraciones en el eje ‘ x ’, A_2 en el eje ‘ y ’ y A_3 en el eje ‘ z ’, todas ellas muestreadas a 40 Hz. Se seleccionó esta frecuencia de muestreo porque es la más baja a la que opera el acelerómetro, minimizando de esta forma el consumo de energía requerido para el envío inalámbrico de los datos de aceleración. Otros autores han propuesto frecuencias de muestreo similares (50 Hz [145], 40 Hz [140], 20 Hz [142, 148]) y los resultados obtenidos con el SoM muestran que es suficiente para la adecuada operación del algoritmo.

Los datos se almacenan en un buffer circular que comprende algo más de dos segundos de información acelerométrica previa (85 muestras por cada eje). Las aceleraciones son preprocesadas por un filtro supresor de continua que elimina las componentes de baja frecuencia y otras componentes relacionadas con la fuerza de la gravedad, innecesarias en la detección de impactos. La siguiente expresión resume la operación, donde n es el instante de muestreo actual, y $A_{F,i}$ es el valor de la aceleración filtrada en el eje i :

$$A_{F,i} = \frac{1}{2}(A_i(n) - A_i(n - 1)), \quad i = 1, 2, 3 \quad (4.1)$$

Se realiza también una estimación de la energía asociada con los datos de aceleración en cada uno de los ejes, de acuerdo con la siguiente expresión:

$$E_i(n) = E_i(n - \tau) + \|A_{F,i}(n)\|^2 - \|A_{F,i}(n - \tau)\|^2 \quad (4.2)$$

Donde τ es la anchura de la ventana temporal utilizada en el análisis de la energía. Las siguientes ecuaciones muestran el procedimiento de detección de impactos, donde los parámetros A_{th} y E_{th} son los umbrales ajustables de aceleración y energía:

$$\begin{aligned} flagA_i &= \begin{cases} 1 & \text{si } |A_{F,i}(n)| > A_{th}, \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases} \\ flagE_i &= \begin{cases} 1 & \text{si } |E_i(n)| > E_{th}, \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases} \\ h &= \sum_{i=1}^3 (flagA_i \cdot flagE_i) \end{aligned} \quad (4.3)$$

Una vez activado uno de los flags anteriores, $flagA_i$ o $flagE_i$, éste permanecerá activo con un nivel '1' lógico durante un tiempo T_{th} . Se detectará un impacto cuando la variable h tome un valor diferente de '0'. En ese momento, el *módulo de procesado* envía una trama de alarma al DAD con las aceleraciones de los tres ejes sin filtrar almacenadas durante los 2 segundos previos al impacto (85 muestras de información, cada muestra formada por 3 octetos, uno por eje). Después, el módulo de procesado entra en el *modo de transmisión continua* hasta que se completa el envío de 85 muestras posteriores al evento de alarma. Se reduce así el consumo del dispositivo ya que sólo se envían las aceleraciones correspondientes a 4 segundos cada vez que se detecta un impacto. Este tiempo es suficiente para recoger toda la información del evento de impacto para así decidir en el DAD si se ha producido una verdadera caída.

Con el objeto de ajustar los *módulos de procesado* al contexto y al usuario, el DAD puede enviar comandos para modificar la operación del dispositivo. La Tabla 4.1 muestra a modo de ejemplo una serie de comandos de configuración del *módulo de procesado* para la detección de eventos de energía (impacto).

4.1.3. Módulo de optimización para la detección de impactos

La arquitectura definida por la plataforma BASIS proporciona explícitamente capacidades para la adaptación continua al medio, al contexto y al usuario a través de los *módulos de optimización*. En el contexto de la detección de caídas, se ha desarrollado un *módulo de optimización* de la detección de impactos para encontrar los valores óptimos de los parámetros utilizados en el algoritmo de detección de impactos del SoM que se ejecutará en tiempo real en el DAD o en otro nivel de procesado para adaptar el funcionamiento del dispositivo al usuario, al medio y al contexto de la actividad realizada por el usuario portador.

Para encontrar los valores óptimos de los parámetros del algoritmo de detección de impactos del SoM el *módulo de optimización* asociado ejecuta un procedimiento compuesto de tres fases. La ejecución del procedimiento proporciona los siguientes parámetros optimizados para el algoritmo de detección de impactos, los cuales serán enviados al SoM mediante los comandos de configuración descritos anteriormente: el umbral de aceleración A_{th} , el umbral de energía E_{th} , el parámetro temporal T_{th} relacionado con el tiempo de permanencia de los umbrales de alarma y el parámetro τ relacionado

Tabla 4.1: Comandos del SoM

Identificador	Parámetro	Descripción
00100001	Nuevo A_{th}	Comando para modificar el valor el umbral de aceleración (A_{th}).
00100010	Nuevo E_{th}	Comando para modificar el valor el umbral de energía (E_{th}).
00100011	Nuevo T_{th}	Comando para modificar el valor del intervalo de persistencia del flag de detección.
00100100	Nueva τ	Comando para modificar la anchura de la ventana (τ) en el cálculo de la energía.
00100101	Indicador de la nueva frecuencia de muestreo	Comando utilizado para establecer la frecuencia de muestreo de las aceleraciones. Modifica también los parámetros A_{th} , E_{th} , T_{th} y τ para adaptarlos a la nueva frecuencia de muestreo. El parámetro toma el valor 0 para 40 Hz, el valor 1 para 160 Hz, 2 para 640 Hz y 3 para 2560 Hz.
00100110	Indicador del nuevo rango dinámico de las aceleraciones	Comando utilizado para establecer un rango dinámico en las aceleraciones. Modifica también los parámetros A_{th} , E_{th} , T_{th} y τ para adaptarlos al nuevo rango dinámico. El parámetro toma el valor 0 para el rango dinámico de -2g a +2g y 1 para -6g a +6g.
00100111	Modo de operación	Comando utilizado para configurar el modo de operación del dispositivo. El parámetro toma el valor 00000000 para el <i>modo de transmisión continua</i> (submodo normal), 00000001 para el <i>modo de transmisión continua</i> (submodo con alarmas), 00000010 para el <i>modo de transmisión basada en eventos</i> , 00000011 para el <i>modo de espera activa</i> .
00011111	-	Comando que el DAD envía al dispositivo para saber si todavía está conectado al sistema de monitorización distribuido. La respuesta al comando indica que el dispositivo permanece conectado.

con la anchura de la ventana temporal que comprende el análisis de energía. Dicho procedimiento de optimización y adaptación se alimenta en su ejecución con un conjunto de patrones de actividad que podrían clasificarse en dos grupos: actividades de impacto y actividades de no-impacto. A continuación se describen las fases de dicho procedimiento:

Primera aproximación

El objetivo de esta fase es encontrar la zona de funcionamiento óptima en el espacio de parámetros $T_{th} - \tau$ utilizados por el *módulo de procesado* para la detección de eventos de energía (impactos). Para este fin se utilizará una función F_{FA} que para cada parámetro T_{th} y τ ponderará el grado de robustez del algoritmo de detección de impactos. En una primera aproximación, se elegirá el rango de valores de los parámetros T_{th} y τ donde se maximice la función F_{FA} definida de la siguiente forma:

$$F_{FA}(n) = \sum_{E_{min}}^{E_{max}} \left(\sum_{A_{min}}^{A_{max}} (flagFN * flagFP * flagE) \right) \quad (4.4)$$

E_{max} y E_{min} son los valores máximos y mínimos del rango de umbrales de energía que se evaluarán en la función de optimización F_{FA} para cada valor de T_{th} y τ . A_{max} y A_{min} son los valores máximos y mínimos del rango de umbrales de aceleración. $flagFN$ es una variable que toma el valor 1 si se han detectado todos los impactos correctamente en el conjunto de patrones presentado al procedimiento y 0 en caso contrario (toma el valor 1 cuando el número de falsos negativos es 0).

La variable $flagFP$, por el contrario, tomará el valor 1 si no se ha detectado ningún impacto en los patrones asociados a eventos de no-impacto y 0 en caso contrario. La variable $flagE$ se ha añadido para proporcionar mayor robustez al procedimiento de selección de parámetros del algoritmo de detección de impactos. Dicha variable toma el valor 1 si el valor máximo de la energía calculada para cada uno de los ejes en cada uno de los patrones de no-impacto no supera el umbral de energía E_{th} , y 0 en caso contrario.

Selección de τ y T_{th}

En esta fase se realiza una adaptación del cálculo de la energía para aumentar su especificidad frente a eventos de impacto. Dentro del rango de valores del parámetro τ obtenido en la fase anterior se seleccionará aquel que minimice la siguiente función de coste F_C , donde n es el instante de muestreo actual, y E_i es la estimación de la energía en el eje i tal y como la calcula el *módulo de procesado* para la detección de eventos de energía.

$$F_C = \sum_{\substack{\text{experimentos} \\ \text{de no impacto}}} \left(\sum_n \left(\sum_{i=1}^3 (E_i(n)) \right) \right) \quad (4.5)$$

Al minimizar la función de coste anterior se maximiza la distancia entre el umbral de energía y los valores de energía asociados con los eventos de no impacto. Finalmente, de entre las opciones que queden se seleccionará el valor más alto de T_{th} para el parámetro τ seleccionado (un valor más alto en el parámetro es más conservador frente a los impactos y asume las detecciones de uno más bajo).

Selección de A_{th} y E_{th}

Una vez elegidos los parámetros τ y T_{th} se buscarán valores para los umbrales de aceleración A_{th} y de energía E_{th} adecuados en la detección de impactos. Con este objetivo se define una función de evaluación F_{AE} que para cada umbral A_{th} y E_{th} calcula la aplicabilidad del algoritmo de detección de impactos.

$$F_{AE}(A_{th}, E_{th}) = flagFN * flagFP * flagE \quad (4.6)$$

Las variables $flagFN$, $flagFP$ y $flagE$ se definen de la misma forma que las utilizadas anteriormente, pero evaluadas ahora para cada umbral A_{th} y E_{th} dentro del rango de búsqueda entre los umbrales máximos y mínimos (A_{max} , A_{min} , E_{max} y E_{min}). Por tanto, serán valores adecuados para los umbrales aquellos con los que se obtenga un valor distinto de cero en la función de evaluación F_{AE} . De entre estos valores se han de seleccionar los umbrales de aceleración A_{th} y de energía E_{th}

más pequeños (para protegerse frente a falsos negativos), que a su vez proporcionen robustez frente a falsos positivos en la aceleración (si se disminuyera el umbral de aceleración continuarían sin producirse falsos positivos) y robustez frente a falsos positivos en la energía (tampoco se producirían falsos positivos si se disminuyera el umbral de energía).

4.1.4. Personalización y adaptación mediante módulos de optimización

Dentro del marco de la arquitectura propuesta, el algoritmo de optimización presentado se ejecutará en el *módulo de optimización* de detección de caídas para obtener los parámetros del *módulo de procesado* más adecuados en cada momento según la actividad realizada por el usuario (optimización continua). Como se verá en la sección 4.2, la estimación de la actividad puede ser realizada mediante un *módulo de procesado* adicional que puede ejecutarse en la *unidad de procesado* del SoM en paralelo con el módulo de procesado para la detección de eventos de energía. Los nuevos parámetros de operación de los algoritmos de detección de impacto serán proporcionados por los comandos de configuración del *módulo de procesado* correspondiente. Hay que tener en cuenta que los patrones experimentales utilizados para validar el algoritmo no serán adecuados para un dispositivo orientado a personas mayores. Sin embargo, el procedimiento de optimización facilitará que el sistema de detección pueda ser aplicado a personas mayores mediante el siguiente proceso de aprendizaje-personalización, el cual puede ser dividido en las siguientes fases:

1. **Fase de inicialización:** La primera vez que se utilice el sistema de monitorización se ejecutará el procedimiento de optimización con patrones genéricos de actividad adaptados al sujeto de acuerdo con sus características personales (peso, movilidad). Estos patrones serán almacenados en una base de datos local en la memoria no volátil del DAD, pero procederán de una base de datos de patrones global en los SeS, la cual será inicializada en un principio con patrones de actividad de personas mayores obtenidos en laboratorio (los impactos serán simulados por personas jóvenes), aunque paulatinamente será complementada con patrones obtenidos de todos los usuarios durante la realización de sus actividades cotidianas.
2. **Fase de personalización:** Tras la fase de inicialización, se establecerá un periodo de tiempo en el cual tendrá lugar la personalización del sistema de detección. Durante esta fase se irán incluyendo en la base de datos local nuevos patrones de actividad obtenidos directamente del usuario.

Diariamente y de forma aleatoria se capturarán un número prefijado de patrones de actividad para cada uno de los niveles de actividad detectados (muy bajo, bajo, medio, alto). Durante la fase de personalización, el módulo de optimización se ejecutará en numerosas ocasiones, aunque no necesariamente coincidiendo con los instantes de captura de patrones ni de forma diaria. Los impactos que son detectados como caídas durante la operación normal del dispositivo siempre serán incluidos como nuevos patrones de actividades de impacto. Algunos de los patrones de actividad de no impacto y todos los patrones de impacto serán enviados a la base de datos global para realimentar y optimizar futuras inicializaciones de dispositivos.

- 3. Fase de adaptación:** Tras la fase de inicialización se ejecutará una fase equivalente, pero de dinámica mucho más lenta y un mayor tiempo entre capturas de patrones, en la cual permanecerá finalmente el sistema de monitorización. Esta fase permitirá adaptar de forma paulatina el sistema a posibles variaciones en el nivel de actividad del usuario, como puede ser un lento proceso de deterioro psicomotor o una mejora de las capacidades del usuario tras un plan de ejercicios eficaz, haciendo así más robusto el sistema de detección. Cabe también la posibilidad de que el *módulo de optimización* para la detección de impactos pueda realizar una configuración on-line del *módulo de procesado* dependiendo de la actividad realizada por el usuario en cada momento.

4.1.5. Módulo de análisis y decisión para la discriminación de caídas

Este módulo tiene un algoritmo embebido que procesa las señales de acelerometría que se corresponden con una ventana temporal de dos segundos previos ($t_i - 2\text{seg}$, tiempo de impacto menos dos segundos) y dos segundos posteriores ($t_i + 2\text{seg}$) al instante de impacto (t_i) detectado por el SoM (el algoritmo de detección de caídas en el DAD analiza únicamente cuatro segundos de datos de aceleración por cada impacto detectado). El algoritmo empleado en el DAD segmenta los datos acelerométricos procedentes del SoM en diferentes intervalos temporales. En cada uno de estos intervalos se aplica un análisis en tiempo real de doble umbral, el cual se puede resumir de la siguiente forma. En primer lugar, en cada uno de los segmentos temporales se realiza un análisis temporal para la detección de la postura por medio del cálculo de la variación del ángulo vertical de la acelerometría estática, el cual permite determinar si el usuario está en una postura acostada o no. Al mismo tiempo, se realiza un análisis en frecuencia basado en el modelo lineal autorregresivo de Burg, con el propósito de confirmar

la detección del impacto [50]. En caso de que ambos umbrales se superen en un segmento, el sistema decidirá que se ha producido un evento de caída.

4.2. Sensor inteligente para la monitorización de la actividad

Una importante área de aplicación de los sistemas de e-Salud es la monitorización remota de la actividad física de las personas mayores [126]. Estando demostrada la relación entre pérdida de movilidad con pérdida de independencia, e incluso, con la mortalidad [1, 169], las intervenciones preventivas que tengan como objetivo preservar o recuperar la movilidad en los mayores repercutirán de forma positiva tanto en la cantidad como la calidad de su vida [170]. La monitorización remota del movimiento resulta también de gran utilidad a la hora de mejorar la atención sanitaria de la población en general, y en especial, de pacientes con patologías crónicas [157, 171]: pacientes diabéticos, con insuficiencia renal crónica, con problemas cardíacos, asma, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, Alzheimer y en el seguimiento del post-operatorio. Además, la monitorización de la actividad física es de gran interés a la hora promover estilos de vida saludable y un envejecimiento activo en las personas mayores y los pacientes crónicos en sus propios domicilios, principalmente a través de la motivación del ejercicio [172] y el control de la dieta [173].

La acelerometría es el método comúnmente aplicado para la evaluación objetiva de la actividad física en los estudios observacionales [174]. Existen numerosos sistemas portables basados en acelerómetros para la monitorización continua de la actividad diaria, ya que permiten registrar variaciones en la orientación y detectar movimientos de forma muy sencilla [170]. Algunos autores proponen utilizar el número acumulado de pasos al caminar como una estimación de la actividad física realizada [175]. Otros estudios proponen los minutos de actividad totales diarios [176] o utilizar una medida de la intensidad de la actividad [157]. La mayoría de los dispositivos acelerométricos tradicionales sólo almacenan una medida proporcional a la aceleración promedio en un determinado periodo de tiempo [174, 177], lo cual puede llevar a errores en la clasificación de la actividad cuando se comparan con el método de referencia [178]. También se han realizado propuestas basadas en la frecuencia de las transiciones posturales [179] y estimaciones del gasto energético [180]. Aunque son los sistemas basados en clasificaciones del tipo de actividad cotidiana realizada los que aportan mayor información sobre los patrones de comportamiento y hábitos de los usuarios monitorizados [181, 182].

Estos sistemas pueden emplearse en la detección de anomalías relacionadas con la progresión de enfermedades neurodegenerativas o en la detección temprana de trastornos de la salud [183]. Sin embargo, no existen todavía soluciones capaces de proporcionar una estimación precisa de las activi-

dades diarias mediante dispositivos portables de bajo coste que empleen algoritmos sencillos, pero a la vez suficientemente flexibles como para desarrollar varios tipos de clasificación.

Teniendo en cuenta los condicionantes anteriores, la plataforma BASIS fue aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente de acelerometría para la monitorización de la actividad física, el cual podrá ser utilizado en tratamientos preventivos que promuevan un envejecimiento activo y la vida independiente de las personas mayores, así como en la detección precoz de alteraciones que puedan ser indicativas de un deterioro psicomotor asociado al envejecimiento. La monitorización de la actividad fue abordada de forma integral en el mismo dispositivo a través de diferentes enfoques: 1) Una clasificación de los niveles de actividad que permite establecer patrones de comportamiento, 2) Un identificador de actividades que es capaz de distinguir actividades como subir o bajar escaleras utilizando un método sencillo para separar las componentes de aceleración relacionadas con la gravedad de las componentes de movimiento, y 3) una estimación del gasto metabólico independiente de la actividad realizada y las características antropométricas del usuario. El apartado 4.2.1 detalla como la arquitectura distribuida de la plataforma fue aplicada en la implementación de un sistema de e-Salud aplicado a la monitorización de la actividad física. El apartado 4.2.2 describe el algoritmo empleado para la clasificación de los niveles de actividad. El apartado 4.2.3 presenta el algoritmo empleado para la identificación de actividades y finalmente el apartado 4.2.4 describe el procesado utilizado por el sensor para la estimación del gasto metabólico.

4.2.1. Arquitectura del sistema de monitorización de la actividad

De acuerdo con el paradigma propuesto en BASIS y partiendo del diseño hardware descrito en la sección 4.1, la funcionalidad del SoM se complementa con un sistema de monitorización personalizado y en tiempo real de la actividad física. Como se muestra en la Figura 4.4, dicho sistema está implementado mediante la ejecución de los siguientes *módulos de procesado*:

1. *Módulo de procesado* para la clasificación del nivel de actividad.
2. *Módulo de procesado* para la identificación de actividades.
3. *Módulo de procesado* para la estimación del gasto metabólico.

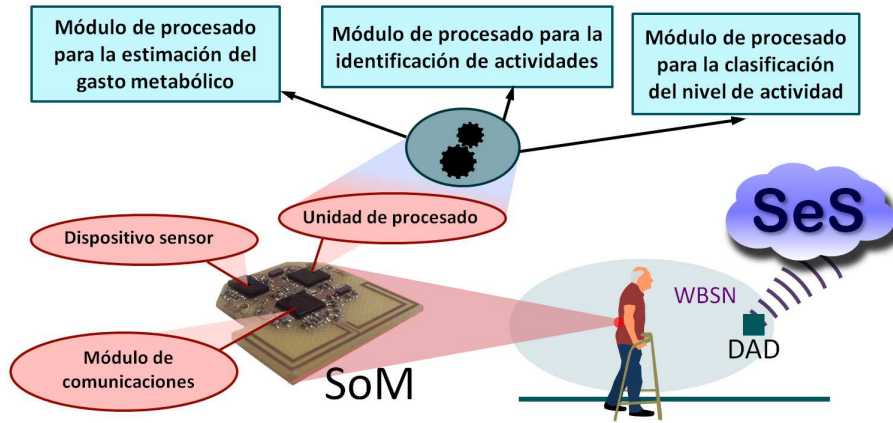


Figura 4.4: Sistema de monitorización distribuido propuesto y prototipo del SoM.

4.2.2. Módulo de procesamiento para la clasificación del nivel de actividad

En este módulo, cada muestra de información se corresponde con una variable que representa el nivel de actividad física del portador del sensor, estimado en el periodo transcurrido entre la muestra actual y la anterior (hay que recordar que cada *módulo de procesamiento* estructura sus datos mediante muestras de información). El clasificador distingue entre los siguientes niveles de actividad: nivel muy bajo (dormir, sentado), nivel bajo (comer, escribir), nivel medio (pasear, planchar) y nivel alto (subir escaleras, trabajo de casa intenso). En el algoritmo de procesamiento del clasificador las muestras de aceleración a 40 Hz son filtradas por un filtro paso de alta Butterworth de segundo orden ($Ord_{Filt}=2$) con frecuencia de corte F_C ($A_{HP,x}$, $A_{HP,y}$ y $A_{HP,z}$). El propósito de este filtrado es eliminar las componentes de continua de la señal acelerométrica, las cuales están relacionadas con la gravedad, para dar mayor relevancia a las componentes relacionadas con el movimiento. Después se realiza una estimación de la energía global de la actividad realizada sumando el cuadrado de N_{AS} muestras de aceleración ($N_{AS}=256$), multiplicando la componente vertical por un coeficiente de ponderación ($WeCo = 0,5$) para dar mayor relevancia a las componentes horizontales en la estimación del nivel de actividad.

$$E_A = \sum_{i=0}^{255} (A_{HP,x}(n - i))^2 + \sum_{i=0}^{255} WeCo * (A_{HP,y}(n - i))^2 + \sum_{i=0}^{255} (A_{HP,z}(n - i))^2 \quad (4.7)$$

El valor obtenido se utiliza para clasificar el nivel de actividad mediante el algoritmo descrito por el siguiente pseudocódigo:

IF $E_A \leq Umbral_{muy\ bajo}$

nivel de actividad = *Muy bajo*;

ELSEIF $E_A \leq Umbral_{bajo}$

nivel de actividad = *Bajo*;

ELSEIF $E_A \leq Umbral_{medio}$

nivel de actividad = *Medio*;

ELSE

nivel de actividad = *Alto*;

ENDIF

La variable “nivel de actividad” es determinada dependiendo de la situación del valor de la variable E_A sobre las cuatro áreas establecidas por tres umbrales pre-configurados, como puede observarse en el pseudocódigo. Cada 256 nuevas muestras de aceleración vuelve a calcularse la variable “nivel de actividad” y dependiendo de la frecuencia de muestreo configurada para el *módulo de procesado*, se asignará a la muestra de información del *módulo de procesado* el valor de la variable “nivel de actividad” que más veces se haya detectado durante el periodo entre muestras. Por otro lado, existen cuatro contadores, cada uno asignado a un nivel de actividad, los cuales se incrementan cada vez que se genera una nueva muestra (solo se incrementará uno de los contadores). En este *módulo de procesado* los eventos de alarma se corresponden con situaciones de atención relacionadas con la realización o ausencia de actividad en determinadas franjas horarias de la vida diaria del portador. Estas situaciones de atención son configurables mediante comandos, definiendo la franja horaria de observación y el umbral en el valor del contador que provocará el evento al final del periodo. También se puede configurar mediante comandos el coeficiente *WeCo* y los límites del clasificador del nivel de actividad para adaptar la operación del módulo al contexto de aplicación y al usuario. Los contadores

se inician al comienzo de la franja horaria y la superación del umbral puede configurarse tanto en un sentido positivo como negativo. El módulo está programado para lanzar un evento de alarma si no se detecta actividad física durante las horas normales en las que se despierta el portador.

El algoritmo tiene una serie de parámetros establecidos: $WeCo = 0,5$, para dar mayor relevancia a las componentes horizontales del movimiento, $Ord|_{Filt}=2$, el cual se comprobó que era adecuado con el propósito de extraer las componentes relacionadas con el movimiento y $N_{AS}=256$, ya que a 40 Hz produce un tiempo comparable a la duración de una actividad según otros autores [183–185]. El resto de parámetros del algoritmo deben ser fijados de tal forma que se obtenga la máxima sensibilidad y especificidad. Con tal propósito se realizaron una serie de experimentos que recogían un amplio espectro de actividades de diferente intensidad. Para ello se situó el sensor inteligente sobre la espalda de un conjunto de voluntarios, y se recogieron los datos acelerométricos de las diferentes actividades realizadas. Cada voluntario realizó 15 actividades, las cuales fueron clasificadas como actividades de nivel muy bajo, actividades de nivel bajo, actividades de nivel medio y actividades de nivel alto:

1. **Actividades de nivel muy bajo:** durmiendo, sentado.
2. **Actividades de nivel bajo:** comiendo, haciendo una manualidad (punto), de pie hablando, escribir sentado.
3. **Actividades de nivel medio:** pasear, lavar los platos, planchar, barrer de forma no intensa.
4. **Actividades de nivel alto:** bajar escaleras, ejercicio físico (rotaciones repetidas del tronco), andar rápido, trabajos de casa intensos, subir escaleras.

Esta clasificación multinivel ha sido empleada en estudios de patrones de actividad física [170,186] y la clasificación de los diferentes niveles se estableció teniendo en cuenta el gasto energético asociado a cada una de ellas [187]. A partir de los experimentos de actividad se desarrolló un proceso iterativo de ajuste de los parámetros del algoritmo que permitiera obtener la máxima sensibilidad y especificidad en la clasificación. En una primera fase del proceso se establecía el valor de la frecuencia de corte F_C del filtro para el cálculo de la energía y en una segunda fase se establecían como umbrales los niveles de energía que permitían la máxima separación entre las diferentes agrupaciones de actividades. El proceso fue repetido de forma sucesiva con modificaciones del parámetro F_C hasta evitar el solapamiento de los grupos, y, una vez conseguido, hasta obtener la máxima separación entre ellos.

4.2.3. Módulo de procesado para la identificación de actividades

Cada muestra de información de este *módulo de procesado* se corresponde con una variable que identifica la actividad realizada por el usuario, la cual es estimada durante el periodo comprendido entre la muestra actual y la muestra previa. El identificador distingue entre las siguientes actividades: 1) caminar (paso normal), 2) caminar (paso rápido), 3) subir escaleras, 4) bajar escaleras, 5) estar tumbado, 6) ninguna de las anteriores. La muestra de información incluye una variable que representa el número de pasos que han tenido lugar en la actividad estimada, la cual toma un valor cero en las actividades 5) y 6). La distancia recorrida puede aproximarse a partir del número de pasos, multiplicando dicha cantidad por una longitud media personalizada del paso (tanto para paso normal como rápido). El propósito de este *módulo de procesado* es proporcionar un nivel adicional de información sobre la actividad física realizada por el usuario, para mejorar la información proporcionada por el *módulo de procesado* para la clasificación del nivel de actividad.

La principal novedad de esta segunda capa de procesado es el método empleado para desacoplar las componentes de aceleración gravitacionales de las componentes propiamente relacionadas con el movimiento, para así poder discriminar entre actividades horizontales como andar e inclinadas como subir y bajar escaleras, un aspecto poco tratado en la literatura relacionada con el reconocimiento de actividades humanas. Algunos autores han resuelto este problema de forma sencilla realizando un filtrado de las aceleraciones [145], de modo que las componentes de baja frecuencia se corresponden con las componentes de aceleración gravitacionales y las componentes de alta frecuencia con las componentes de movimiento. Para estudiar la fiabilidad de dichos métodos, se realizó un estudio preliminar empleando datos experimentales. Sin embargo, en nuestra experiencia no fue posible discriminar de forma robusta entre actividades como andar, subir y bajar escaleras con este tipo de filtrado e integrando las componentes de aceleración relacionadas con el movimiento vertical.

Otros autores complementan la información de acelerometría con información proporcionada por otros sensores como giróscopos y magnetómetros [185, 188], o emplean algoritmos con una elevada carga computacional [189] para poder desacoplar de forma fiable las componentes gravitacionales de las de movimiento. Sin embargo, las técnicas mencionadas no son aplicables en el contexto del sistema de monitorización empleado debido a la necesidad de emplear algoritmos de baja carga computacional, como consecuencia del uso de sensores compactos de bajo coste con capacidades de procesado limitadas,

de acuerdo con los requisitos del sensor. Para resolver este problema, se ha desarrollado un sencillo algoritmo el cual puede ser ejecutado en tiempo real en la unidad de procesado del SoM.

Un análisis experimental preliminar de las aceleraciones sirvió para establecer un conjunto de hipótesis siguiendo un razonamiento empírico. Estas hipótesis fueron posteriormente aplicadas para simplificar la metodología de clasificación:

1. La primera hipótesis del algoritmo consiste en considerar la componente (A_y) de la aceleración como la componente vertical de la aceleración. Esta hipótesis implicaría que en los casos en los que la espalda del usuario no estuviese completamente vertical se cometería un error en el cálculo exacto de la distancia vertical recorrida, sin embargo, la simplificación es válida si lo que se quiere es estimar la dirección del movimiento.
2. La segunda hipótesis del algoritmo supone que la componente vertical de la aceleración puede descomponerse como la suma de la aceleración asociada a la fuerza gravitatoria en el sentido vertical ($A_y|_g$) y la aceleración asociada al movimiento en el sentido vertical ($A_y|_{mov}$).
3. La tercera hipótesis consiste en considerar un valor nulo para la aceleración vertical asociada con el movimiento ($A_y|_{mov}=0$) cuando la inclinación de la espalda del sujeto está alineada con la dirección vertical durante el proceso de caminar, tanto en la dirección horizontal como al subir o bajar escaleras. Esta hipótesis está basada en dos razones adicionales. Por un lado, durante el proceso de caminar puede observarse un periodo corto de desequilibrio en el cual el cuerpo tiene un comportamiento semejante a la caída libre; en ese instante se produce una pérdida de inercia en la dirección vertical y se inicia una pequeña caída sobre un pie, el cual está listo para el amortiguamiento de ese pequeño impacto. Si la caída libre ocurriera durante un periodo largo de tiempo, la componente vertical de la aceleración (A_y) adquirida por el acelerómetro tendería a cero, pero como este evento es muy rápido, se produce una variación despreciable en su valor, que se mantiene alrededor de la aceleración nominal de la gravedad ($g = 9,8 \text{ m/s}^2$ si el cuerpo está completamente vertical). En ese mismo instante puede observarse como la espalda del sujeto está en posición vertical. Por otro lado, la hipótesis implica una simplificación adicional que consiste en considerar despreciables las fuerzas biomecánicas, actuando en ese caso únicamente la fuerza de la gravedad en el instante de caída libre.

Si la actividad realizada se corresponde con caminar, subir o bajar escaleras, el desplazamiento obtenido al integrar las componentes de movimiento en sentido vertical puede servir para discriminar el sentido del movimiento. Sin embargo, no es inmediato desacoplar las componentes de la aceleración para obtener las componentes del movimiento, ya que las componentes gravitacionales varían también con la postura, y por lo tanto, con el movimiento.

El método propuesto se basa en el establecimiento de un nivel de referencia gravitacional variable en el tiempo ($A_y|_{g,ref}$) en la componente vertical de las aceleraciones (A_y , de acuerdo con la hipótesis 1), con el que se trata de aproximar la componente gravitacional de la aceleración en sentido vertical ($A_y|_g$). De esta forma, la componente vertical de la aceleración asociada al movimiento ($A_y|_{mov}$) se calcula como la diferencia entre la aceleración vertical (A_y) y el nivel gravitacional de referencia ($A_y|_{g,ref}$) (hipótesis 2).

Dada la complejidad de establecer este nivel de referencia ($A_y|_{g,ref}$) para cada instante de tiempo, se aproxima el mismo como una curva acelerométrica que pasa por una serie de puntos de control. El problema se reduce así a encontrar una serie de puntos en el espacio de las aceleraciones en función del tiempo que puedan aproximarse por las componentes gravitacionales de las aceleraciones en el sentido vertical ($A_y|_g$). Como en ausencia de componentes de aceleración relacionadas con el movimiento, la raíz cuadrada de la suma al cuadrado de las aceleraciones debe tomar el valor g , estos puntos podrían establecerse como aquellos valores de la componente de aceleración A_y en los que la suma de las aceleraciones al cuadrado toma un valor igual a g^2 o próximo a él. Sin embargo, los resultados obtenidos frente a la identificación del sentido del movimiento vertical utilizando esta aproximación para un conjunto de experimentos mostraron un error significativo.

Para resolver este problema se ha establecido un método indirecto que implica la asunción de la tercera hipótesis, en la cual se supone que durante el proceso de caminar, ya sea en dirección horizontal o subiendo o bajando escaleras, la aceleración en la dirección vertical es nula ($A_y|_{mov}=0$) cuando la inclinación de la espalda del portador del sensor se encuentra alineada respecto de la posición vertical. Esta hipótesis implica una velocidad constante en la dirección vertical en ese instante. De acuerdo con la segunda hipótesis, las aceleraciones verticales adquiridas por el acelerómetro se corresponderían con las aceleraciones asociadas con la fuerza gravitacional en la dirección vertical ($A_y|_g$). De este modo, las componentes de aceleración vertical en esos instantes de tiempo (A_y) pueden ser empleadas como un conjunto de puntos de control en el nivel de referencia gravitacional ($A_y|_{g,ref}$).

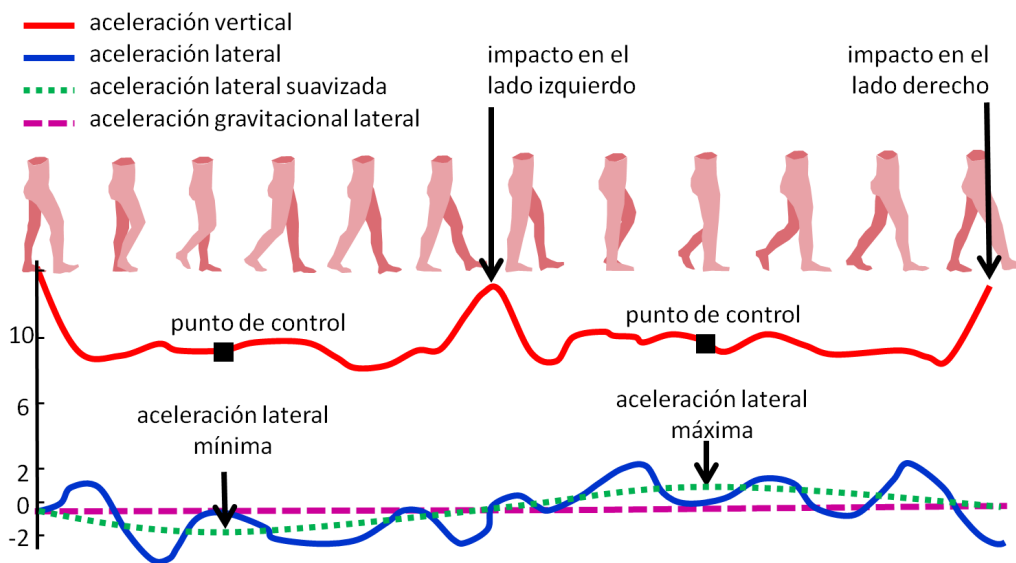


Figura 4.5: Características de las aceleraciones observadas durante el periodo de un paso.

En la Figura 4.5 pueden verse las diferentes aceleraciones consideradas durante una actividad como caminar. De acuerdo con la metodología planteada, la resolución del problema se simplifica a encontrar los instantes de tiempo de los puntos de control. La experimentación realizada en laboratorio planteó dos alternativas de estudio:

1. Si la frecuencia del paso es baja, la aceleración lateral (que puede aproximarse por A_x de acuerdo con la primera hipótesis) es máxima (ya sea en sentido positivo o negativo) cuando la inclinación de la espalda del portador del sensor se encontraba alineada respecto de la posición vertical. De este modo, los máximos y mínimos de A_x se corresponden con los instantes de los puntos de control. Además, para definir estos puntos con una mayor precisión es conveniente filtrar las componentes de baja y alta frecuencia. Los puntos de cruce ascendentes y descendentes de la aceleración lateral suavizada (aceleración lateral A_x filtrada con un filtro paso de baja con frecuencia de corte ligeramente superior a la frecuencia del paso) con la aceleración lateral gravitacional (aceleración lateral A_x filtrada con un filtro paso de baja) permiten establecer los intervalos de búsqueda de estos puntos.
2. Si la frecuencia del paso es alta, la aceleración lateral no es adecuada para definir los puntos de control. Sin embargo, el mismo procedimiento, pero aplicado a la aceleración en la dirección del desplazamiento horizontal A_z , resultó ser completamente válido.

Este método de clasificación puede resumirse en el siguiente algoritmo:

1. **S1**: La componente vertical de la aceleración (A_y) es filtrada por un filtro paso de banda Butterworth de orden $Ord|_{Filt1}$ con frecuencias de corte $F_{C1}|_{Filt1}$ Hz y $F_{C2}|_{Filt1}$ para obtener una señal de baja frecuencia ($A_{vertical,LF}$).
2. **S2**: La componente vertical de la aceleración es filtrada por un filtro paso de banda Butterworth de orden $Ord|_{Filt2}$ con frecuencias de corte $F_{C1}|_{Filt2}$ y $F_{C2}|_{Filt2}$, superiores a las del filtro anterior, para obtener una señal de alta frecuencia ($A_{vertical,HF}$).
3. **S3**: Durante el periodo de tiempo correspondiente a una muestra de información se suman los valores absolutos de ambas señales. Dependiendo de cual tenga el sumatorio más alto, se considerará que la señal es de baja o de alta frecuencia, y se asignará el valor más alto a una variable auxiliar (A_{sum}).
4. **S4**: Si esta variable auxiliar (A_{sum}) es menor que un cierto límite $Quiet|_{th}$ y el valor medio de A_y es menor que cierto umbral $Vertical|_{th}$ se considera que la actividad realizada se corresponde con estar tendido.
5. **S5**: Si la variable auxiliar (A_{sum}) es más grande que un cierto límite $Quiet|_{th}$, la actividad realizada se considera como caminar (a paso normal), caminar (rápido), subir o bajar escaleras.
 - a) En tal situación, pueden establecerse dos posibilidades:
 - 1) **S6**: Si la señal era de baja frecuencia:
 - a' **S7**: La aceleración lateral es filtrada por un filtro paso de baja Butterworth de orden $Ord|_{Filt3}$ con frecuencia de corte de $Fc|_{Filt3}$ (aceleración lateral suavizada) con el objeto de eliminar las componentes de alta frecuencia pero manteniendo las componentes relacionadas con el movimiento (suavizándolas).
 - b' **S8**: La aceleración lateral es filtrada por un filtro paso de baja Butterworth de orden $Ord|_{Filt4}$ con frecuencia de corte de $Fc|_{Filt4}$, de valor mucho más pequeño que el filtro anterior (aceleración lateral gravitacional).
 - c' **S9**: Los cruces ascendentes y descendentes de la aceleración lateral suavizada sobre la aceleración lateral gravitacional permiten establecer una serie de intervalos de búsqueda para definir las posiciones de los valores máximos y mínimos de las aceleraciones en la dirección lateral.

2) **S10**: Si la señal era de alta frecuencia:

a' **S11**: La aceleración en la dirección de frente al movimiento es filtrada por un filtro paso de baja Butterworth de orden $Ord|_{Filt5}$ con frecuencia de corte de $Fc|_{Filt5}$ (aceleración frontal suavizada) con el objeto de eliminar las componentes de alta frecuencia pero manteniendo las componentes relacionadas con el movimiento (suavizándolas).

b' **S12**: La aceleración en la dirección de frente al movimiento es filtrada por un filtro paso de baja Butterworth de orden $Ord|_{Filt6}$ con frecuencia de corte de $Fc|_{Filt6}$, de valor mucho más pequeño que el filtro anterior (aceleración frontal gravitacional).

c' **S13**: Los cruces ascendentes y descendentes de la aceleración frontal suavizada sobre la aceleración frontal gravitacional permiten establecer una serie de intervalos de búsqueda para definir las posiciones de los valores máximos y mínimos de las aceleraciones en la dirección de frente.

b) **S14**: Se definen los puntos de control de la aceleración en la dirección vertical como los valores de A_y que se corresponden con los instantes de tiempo de los máximos y mínimos de las aceleraciones en la dirección lateral o de frente, dependiendo del caso.

c) **S15**: Se establece como nivel de referencia para la aceleración vertical una curva acelerométrica que pasa por todos los puntos de control.

d) **S16**: Para calcular la componente de movimiento vertical de la aceleración vertical ($A_{mov,y}$), a la aceleración vertical se le resta el nivel de referencia.

e) **S17**: Para calcular la velocidad vertical asociada con el movimiento ($V_{mov,y}$), se integra $A_{mov,y}$.

f) **S18**: Para calcular la distancia vertical recorrida ($D_{mov,y}$), se integra $V_{mov,y}$.

g) **S19**: El número de pasos (N_S) realizados es la suma del número de máximos y mínimos detectados en la aceleración suave.

h) **S20**: Se define la altura recorrida por paso (H_{gait}) como el cociente entre $D_{mov,y}$ y N_S .

i) **S21**: Dependiendo del valor de H_{gait} se decidirá la actividad realizada:

1) **S22**: Si H_{gait} es mayor que $H_{gait}|_{up}$, la actividad realizada es subir escaleras.

2) **S23**: Si H_{gait} es menor que $H_{gait}|_{down}$, la actividad realizada es bajar escaleras.

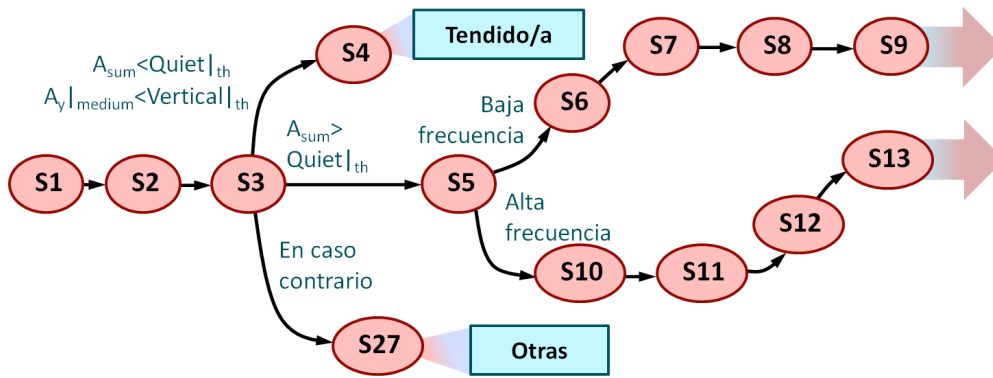


Figura 4.6: Diagrama de flujo del módulo de procesado para la clasificación de la actividad (parte I).

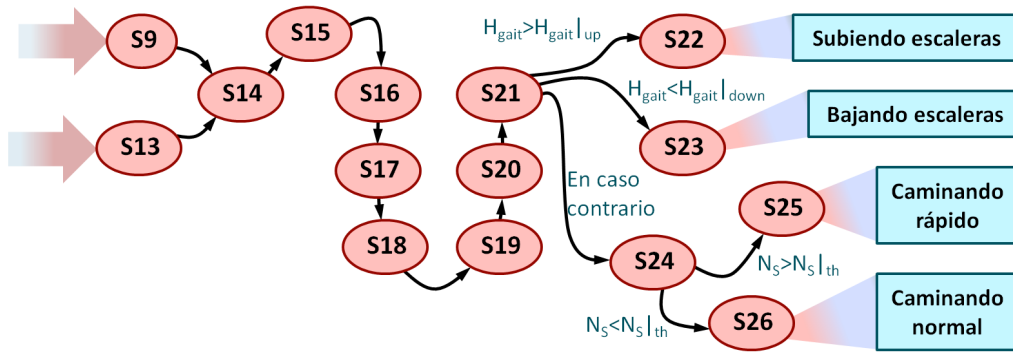


Figura 4.7: Diagrama de flujo del módulo de procesado para la clasificación de la actividad (parte II).

3) **S24**: En caso contrario, la actividad realizada es caminar, y dependiendo del número de pasos realizados:

a' **S25**: Si N_S es mayor que $N_S|_{th}$, la actividad realizada es andar rápido.

b' **S26**: En caso contrario, la actividad realizada es andar con paso normal.

6. **S27**: Si la variable auxiliar (A_{sum}) es menor o igual que $Quiet|_{th}$ y el valor medio de A_y es mayor que el umbral $Vertical|_{th}$ se considera que la actividad realizada no se corresponde con andar, andar rápido, subir o bajar escaleras, o estar tendido.

El diagrama de flujo descrito en las figuras 4.6 y 4.7 resume los aspectos más relevantes del algoritmo de clasificación del *módulo de procesado*. Los parámetros mostrados en la misma son descritos en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Parámetros del módulo de procesado para la identificación de actividades

$A_y _{medium}$	Valor medio de A_y .
$A_{LF} _{sum}$	Suma de los valores absolutos de la aceleración vertical A_y filtrada con un filtro paso de banda alrededor de la frecuencia del paso al caminar a paso normal.
$A_{HF} _{sum}$	Como $A_{LF} _{sum}$, pero a paso rápido.
A_{sum}	El valor más alto entre $A_{LF} _{sum}$ y $A_{HF} _{sum}$.
$A_{mov,y}$	Componente vertical de la aceleración relacionada con el movimiento. A_y menos el nivel de referencia gravitacional ($A_y _{g,ref}$).
$V_{mov,y}$	Velocidad vertical relacionada con el movimiento. Integral de $A_{mov,y}$.
$D_{mov,y}$	Distancia vertical recorrida. Integral de $V_{mov,y}$.
N_S	Número de pasos por segundo. Número medio de puntos de control por segundo.
H_{gait}	Altura por paso. Razón entre $D_{mov,y}$ y N_S .
$Vertical _{th}$	Umbral relacionado con $A_y _{medium}$ (umbral relacionado con estar tendido).
$A_{sum} _{th}$	Umbral relacionado con A_{sum} (umbral relacionado con caminar o subir o bajar escaleras).
$Quiet _{th}$	Umbral relacionado con A_{sum} (umbral relacionado con estar tendido).
$H_{gait} _{up}$	Umbral relacionado con H_{gait} (umbral relacionado con subir escaleras).
$H_{gait} _{down}$	Umbral relacionado con H_{gait} (umbral relacionado con bajar escaleras).
$N_S _{th}$	Umbral relacionado con N_S (umbral relacionado con caminar a paso normal o rápido).

Tabla 4.3: Correspondencia entre actividades y su equivalente en METS

ACTIVIDAD	CÓDIGO	METS	ACTIVIDAD	CÓDIGO	METS
Durmiendo	07030	0.9	Lavando los platos	05041	2.3
Sentado	07021	1	Planchando	05070	2.3
Comiendo	13030	1.5	Bajando escaleras	17070	3
Manualidad (punto)	05080	1.5	Ejercicio físico	15300	4
De pie, hablando	09050	1.8	Andando (rápido)	17220	5
Escribiendo, sentado	09040	1.8	Trabajos de casa intensos	05027	4
Paseando	17250	3.5	Subiendo escaleras	17130	8
Barriendo, pero no de forma intensa				05010	3.3

4.2.4. Módulo de procesado para la estimación del gasto metabólico

En este *módulo de procesado* cada muestra de información se corresponde con una variable que estima el gasto metabólico del sujeto, el cual se determina durante el periodo comprendido entre la muestra actual y la muestra previa. La variable E_A definida en el *módulo de procesado* para la clasificación del nivel de actividad se utiliza como base para la estimación del gasto metabólico. Empleando el estándar genérico propuesto en el Compendio de Actividades Físicas [187], se establecieron una serie de correspondencias entre algunas actividades de la vida diaria (ADL, del inglés Activities of Daily Living) y el gasto metabólico asociado con dichas actividades. El Compendio de Actividades Físicas [187] ha sido desarrollado para facilitar la comparación entre valores de intensidad de actividad física en estudios poblacionales. El Compendium proporciona un esquema de clasificación que asigna a cada actividad específica un código de cinco dígitos y su correspondiente nivel equivalente de intensidad metabólica (MET, del inglés Metabolic Equivalent). Se define un MET como el estándar del gasto metabólico asociado con una actividad de descanso ($4,184 \text{ kJ kg}^{-1} \text{ hora}^{-1}$). El gasto metabólico en METs asignado al resto de actividades se define entonces como la razón existente entre el gasto metabólico asociado a la actividad y el gasto metabólico de la actividad patrón de 1 MET. La Tabla 4.3 muestra la correspondencia entre un conjunto de actividades observacionales, el código asociado a la actividad de acuerdo a [187] y su equivalente en METs.

La realización de las actividades mencionadas en un conjunto de experimentos permitió establecer una correspondencia entre el valor de la variable E_A para cada una de las actividades con su equivalente

en METs, la cual es la base del algoritmo de estimación del *módulo de procesado*. Las ecuaciones y gráficas resultantes se mostrarán en la sección 5.4 de la tesis.

4.3. Sensor inteligente para la estimación de la composición corporal

La estimación de la composición corporal resulta de gran utilidad clínica en diferentes áreas (nefrología, nutrición, obstetricia, gastroenterología, en el seguimiento del postoperatorio, de pacientes infectados con el virus del síndrome de inmunodeficiencia adquirida (SIDA), con déficit de la hormona del crecimiento, obesos o en cuidados críticos). Los pacientes urémicos, independientemente de si son tratados mediante diálisis peritoneal o hemodiálisis, muestran alteraciones en el metabolismo del agua con variaciones continuas en el estado de hidratación [190–192]. Es bastante común que este tipo de pacientes presenten un importante exceso de fluidos o se encuentren en un estado indeseable de deshidratación, lo cual puede provocar o agravar posibles afecciones cardiovasculares [193] y está asociado con un incremento de la mortalidad [194]. Por otro lado, la pérdida de peso corporal y la disminución de la masa muscular, son algunas de las características extra-pulmonares más investigadas en los pacientes con enfermedades respiratorias crónicas [195,196]. La malnutrición ha sido reconocida como un factor de riesgo asociado con una mayor morbilidad (inflamación, caquexia, anorexia, disfunción del músculo esquelético, aumento de la disnea, empeoramiento del estado de salud, aumento del riesgo de las exacerbaciones, disminución de la capacidad de ejercicio) [195,197–199], mortalidad [196,200–202] y un deterioro de la calidad de vida [198,202] en este tipo de pacientes.

Los métodos de referencia para la estimación de la composición corporal están basados en disoluciones de radio-isótopos [203], los cuales se difunden libremente por todos los compartimentos celulares sin ninguna barrera [193,203,204]. Aunque los métodos de múltiples disoluciones proporcionan medidas precisas de los compartimentos corporales y son considerados como métodos de referencia en la determinación de volúmenes de líquidos, no son métodos ideales para su aplicación clínica por diversas razones [203,205,206]: son procedimientos que requieren mucho tiempo para su realización; son caros ya que necesitan del uso de espectrómetros de masas y necesitan de técnicos especializados; implican la administración de isótopos radiactivos o trazadores; son procedimientos invasivos si se utilizan muestras de sangre; precisan de la disponibilidad del paciente durante muchas horas; se necesita de un periodo de espera de al menos 2-3 semanas para que los trazadores sean completamente eliminados del cuerpo y la técnica de medida pueda volver a ser empleada, por lo que estas técnicas no pueden ser utilizadas para medir variaciones de volumen en un corto periodo de tiempo. Por todas estas razones, los métodos de disolución no son la opción adecuada para la estimación de la composición corporal en la práctica clínica rutinaria o en sistemas de e-Salud. Para evitar estos problemas, numerosos au-

tores han propuesto ecuaciones basadas en medidas antropométricas para una rápida estimación de los volúmenes de líquidos corporales, como la correlación de Watson et al. (1980) o la de Hume y Weyers [207]. Sin embargo, como estas correlaciones fueron establecidas a partir de datos procedentes de sujetos sanos, no deberían aplicarse a personas con una composición corporal anormal, bajo ciertas enfermedades o en un grupo poblacional diferente.

Todos estos factores han hecho que el análisis de la bioimpedancia sea una de las técnicas más utilizadas para calcular la composición corporal, ya que no tiene las restricciones de los métodos de disolución y proporciona una mayor precisión en las estimaciones que los métodos antropométricos [206]. Gracias a la bioimpedancia es posible obtener una estimación precisa de los fluidos corporales y de la composición corporal tanto en estados normales como en enfermedad. Además, las medidas de bioimpedancia presentan numerosas ventajas prácticas que han favorecido su rápido desarrollo [203, 205, 208]. La instrumentación es portable, relativamente barata, y las medidas pueden realizarse de forma rápida con un mínimo entrenamiento del operador. Los métodos de bioimpedancia requieren poco mantenimiento, son seguros y fáciles de realizar. Es una técnica no invasiva, requiriendo solo el emplazamiento de electrodos en el cuerpo. Los resultados se obtienen inmediatamente, y las medidas pueden ser repetidas tan a menudo como se desee, con una gran reproductibilidad inter-observador. El nivel de participación de los sujetos examinados es relativamente bajo, no siendo necesario que ingieran disoluciones de mal sabor, la toma de muestras de sangre o un tiempo de reposo excesivamente largo como el necesario en los métodos de disolución para el equilibrio de los trazadores orales (3-4 horas).

Después de años de investigación sobre el análisis de bioimpedancia en pacientes, esta técnica ha incrementado de forma significativa su uso clínico [190, 209], tanto en la estimación de volúmenes corporales, como en la estimación del estado nutricional. La utilidad clínica del análisis de la composición corporal mediante técnicas de bioimpedancia en pacientes urémicos y respiratorios ha quedado demostrada en los numerosos estudios clínicos que se han llevado a cabo [191, 192, 195, 198–200, 210–213].

Teniendo en cuenta los condicionantes anteriores, la plataforma BASIS fue aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente de bioimpedancia para la estimación de la composición corporal implementado a partir de la arquitectura propuesta en la plataforma BASIS. En el primer apartado de esta sección se describen los principios del análisis mediante bioimpedancia. El apartado 4.3.2 presenta la arquitectura del sensor inteligente de bioimpedancia propuesto. En el apartado 4.3.3 se describe la etapa de captura de señal y sensorización. El estudio empleado para la validación del

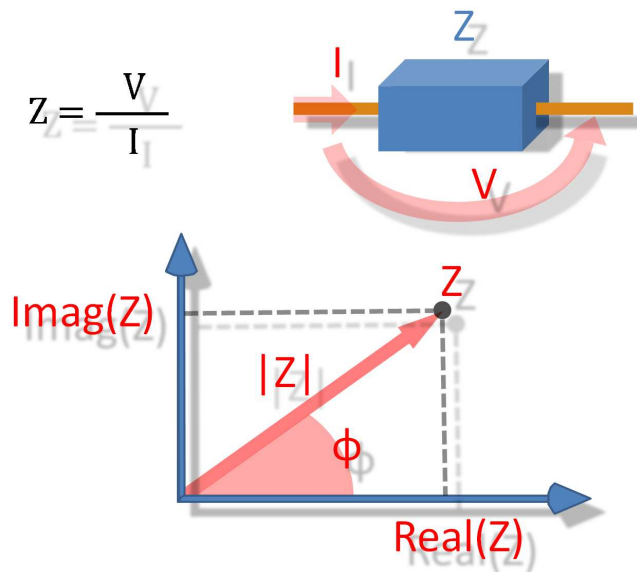


Figura 4.8: Representación gráfica de la impedancia.

sensor se describe en el apartado 4.3.4. Finalmente, con el objeto de seleccionar el método de análisis de bioimpedancia más adecuado para el dispositivo se ha realizado un estudio cuasi-experimental para analizar diferentes métodos de análisis de bioimpedancia en la evaluación nutricional de un conjunto de pacientes con insuficiencia respiratoria. Dicho estudio está descrito en el apartado 4.3.5.

4.3.1. Principios del análisis mediante bioimpedancia

La impedancia (Z) se describe como la oposición de un conductor al flujo de una corriente alterna. Se define como la razón existente entre un voltaje y la intensidad de corriente eléctrica que lo produce ($Z = V/I$), como puede verse en la Figura 4.8. Esta propiedad es dependiente de la frecuencia y de las características particulares del medio por el que circula la corriente.

Un modelo simple que describe el fenómeno de conducción eléctrica a través del cuerpo humano se representa mediante un circuito en paralelo en el cual una rama del circuito representa el camino de la corriente a través del medio extracelular y la otra el entorno intracelular [190]. Como puede verse en la Figura 4.9, el camino extracelular se modela mediante una resistencia (R_e , resistencia extracelular) y el camino intracelular mediante otra resistencia (R_i , resistencia intracelular) en serie con una capacidad (C_m , capacidad de la membrana).

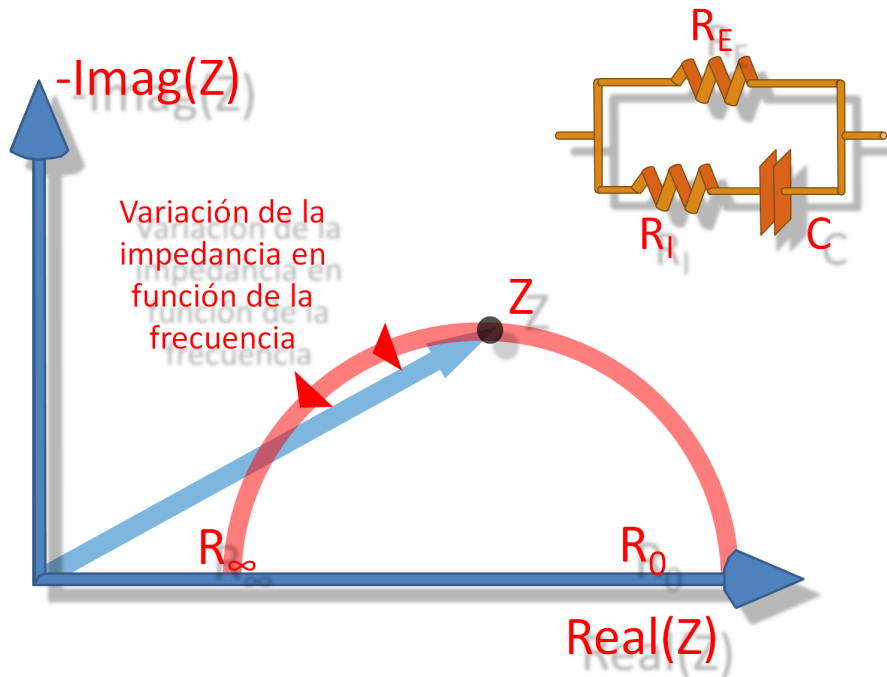


Figura 4.9: Modelo de bioimpedancia simple y diagrama de Cole.

Si se representa gráficamente la parte real de la bioimpedancia frente a la parte imaginaria en valor absoluto para diferentes valores de frecuencia, los puntos obtenidos se corresponden con un semicírculo en el primer cuadrante cuyo centro está en el eje real, tal y como muestra la Figura 4.9. A esta representación se la suele denominar diagrama de Cole. Un modelo de bioimpedancia más completo incluye los efectos de la variabilidad de las membranas celulares, las cuales no son capacidades perfectas debido a sus diferentes formas, tamaño y características. Esta distribución de las capacidades provoca un desplazamiento del centro del semicírculo por debajo del eje real, el cual puede expresarse mediante la siguiente expresión (modelo de Cole de una única dispersión):

$$Z = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + [j\omega\tau]^{1-\alpha}} \quad (4.8)$$

donde R_0 es equivalente a R_e , R_∞ es el paralelo de las resistencias R_e y R_i , $\tau = (R_e + R_i)C_m$ es una constante de tiempo relacionada con las características de la membrana celular y los valores de las resistencias, $\omega = 2\pi f$, f es la frecuencia y α es un parámetro relacionado con el desplazamiento de la curva ($0 \leq \alpha \leq 1$).

Un modelo más realista incluye además los efectos de los retrasos en las señales causados por los electrodos, los cables y el hardware, que pueden modelarse mediante un retraso en fase (T_d), el cual se incrementa de forma lineal con la frecuencia (modelo de Cole extendido):

$$Z' = Z \cdot e^{-j\omega T_d} \quad (4.9)$$

4.3.2. Arquitectura del sensor inteligente de bioimpedancia

El sensor inteligente de bioimpedancia investigado y desarrollado es un dispositivo de sensorización portable capaz de realizar medidas de bioimpedancia en múltiples frecuencias configurables, procesar los datos para obtener el módulo y la fase de la bioimpedancia (o parte real e imaginaria de la bioimpedancia) en cada una de las frecuencias y transmitir de forma inalámbrica los resultados del procesado. Para ello el dispositivo debe estar en contacto con el medio biológico a medir (puede ser una sección corporal, pero también un tejido o un líquido con sustancias biológicas) mediante una serie de electrodos. A través de estos electrodos el dispositivo inyecta corriente eléctrica dentro del medio biológico en las diferentes frecuencias y mide la tensión producida por la circulación de dicha corriente.

La arquitectura hardware/software del sensor inteligente de bioimpedancia está basada en la infraestructura propuesta por la plataforma BASIS, ampliada con nuevas funcionalidades y descrita en este caso en forma de subsistemas. La Figura 4.10 muestra una representación esquemática de los subsistemas del sensor.

1. **Subsistema de sensorización:** El cual engloba el hardware necesario para realizar las medidas de bioimpedancia. Dicho subsistema genera una corriente alterna de amplitud conocida para ser inyectada en el cuerpo humano a través de dos electrodos (electrodos distales). Por medio de otros dos electrodos situados en el camino de la corriente (electrodos proximales) el subsistema de sensorización realiza una medida de la tensión generada por la circulación de la corriente en el medio biológico a medir, el cual puede ser una sección corporal (un brazo, una pierna, el tronco, un brazo + el tronco + una pierna, o cualquier otra parte del cuerpo), aunque también puede ser un órgano o un tejido, e incluso un líquido con sustancias biológicas en suspensión. El

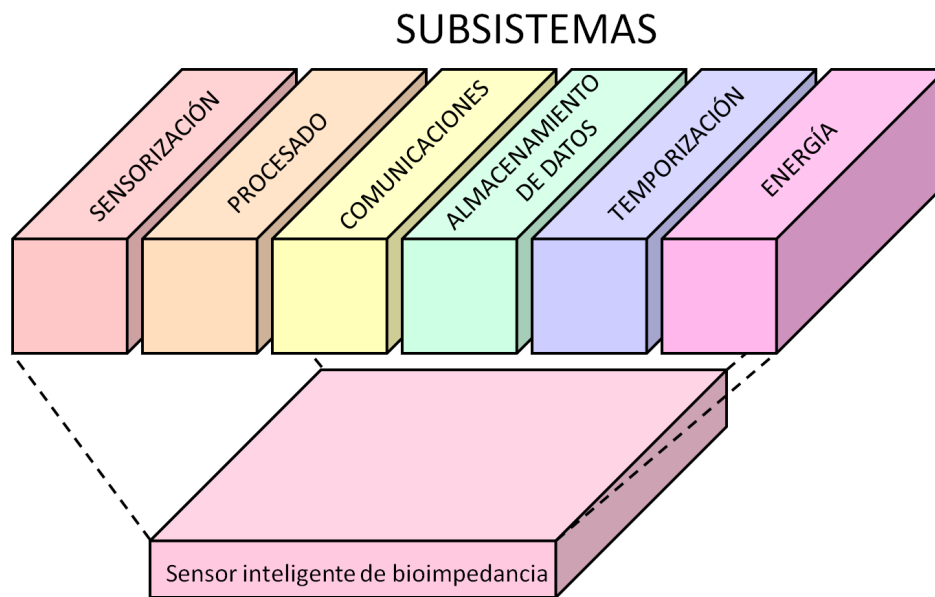


Figura 4.10: Arquitectura del sensor inteligente de bioimpedancia.

subsistema de sensorización opera con estas señales para generar otras cuyo posterior procesamiento permite una estimación del módulo y la fase de la impedancia.

2. **Subsistema de procesamiento:** Integra los elementos hardware, software y firmware del sensor inteligente de bioimpedancia que se aplican en el procesamiento de estimación del módulo y la fase de la bioimpedancia en cada una de las frecuencias. Las frecuencias pueden ser configuradas de forma remota mediante el envío de un comando. El subsistema de procesamiento también se encarga de la correcta activación y configuración de los diferentes módulos del subsistema de sensorización cada vez que se realice una nueva medida de bioimpedancia. Se reduce así el consumo de energía del sensor inteligente de bioimpedancia, derivando los diferentes módulos del subsistema de sensorización a modos de operación de bajo consumo cuando éstos no sean necesarios. Además, cada medida supone una secuencia de operaciones en el subsistema de sensorización, las cuales son gestionadas por el subsistema de procesamiento. Las medidas de bioimpedancia pueden activarse de forma local en el sensor inteligente de bioimpedancia mediante un pulsador, también pueden activarse de forma remota mediante el envío de un comando, e incluso pueden configurarse (de forma remota mediante comandos) un conjunto de instantes temporales en los cuales las medidas serán realizadas.
3. **Subsistema de comunicaciones:** Comprende los elementos hardware, software y firmware que

se encargan del desarrollo de las comunicaciones inalámbricas del sensor inteligente de bioimpedancia. Las comunicaciones son bidireccionales para permitir, en un sentido, el envío de los resultados del subsistema de procesado, y, en el otro sentido, la configuración remota del sensor inteligente mediante el envío de comandos.

4. **Subsistema de almacenamiento de datos:** Se encarga del correcto almacenamiento de los datos empleados por el sensor inteligente de bioimpedancia (valores medidos, variables auxiliares, resultados del procesado, configuraciones, etc.).
5. **Subsistema de temporización:** El cual se ocupa del mantenimiento de un sistema de temporización en tiempo real y de la asignación a cada medida del instante temporal en el que éstas fueron realizadas para su registro y posterior seguimiento. Dicho subsistema se encarga además de avisar al subsistema de procesado de los instantes para la realización de operaciones cuya temporización ha sido preconfigurada.
6. **Subsistema de energía:** Proporciona las tensiones de alimentación necesarias para el correcto funcionamiento del resto de subsistemas.

4.3.3. Arquitectura del subsistema de sensorización

El subsistema de sensorización es el resultado de una novedosa transformación del esquema de detección genérico de señales en cuadratura. Sin embargo, el desarrollo presentado incorpora nuevos módulos, funcionalidades y esquemas de interconexión que hacen que dicho esquema sea algo totalmente novedoso. En primer lugar, el esquema empleado utiliza un único multiplicador, lo cual permite reducir costes respecto de otros sistemas basados en un esquema de detección genérico de señales en cuadratura, evitando además errores derivados de posibles diferencias entre componentes. Otra novedad es un multiplexor interno que permite reutilizar el hardware en un esquema de medida del módulo de la bioimpedancia y su seguimiento con una determinada frecuencia de muestreo, y un multiplexor externo para la medida en diferentes secciones del medio biológico a medir. Una señal global se encarga de la activación de los módulos para evitar que éstos consuman energía cuando no se está realizando una medida de bioimpedancia.

El subsistema de sensorización se descompone en los siguientes módulos funcionales, como muestra

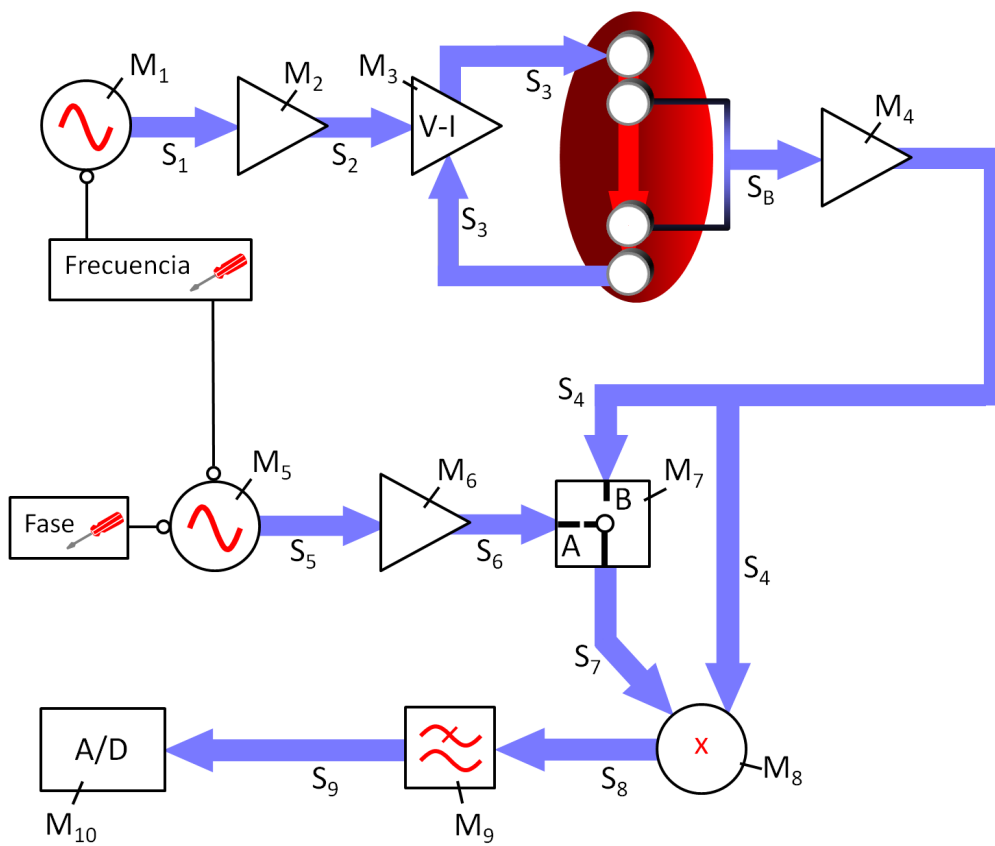


Figura 4.11: Arquitectura del subsistema de sensorización.

la Figura 4.11:

1. **Módulo de generación de señal de inyección (M_1):** Este módulo genera una señal (S_1) de tensión senoidal de amplitud fija (A_1). La frecuencia (f_1) de la señal (S_1) puede ser configurada en tiempo real para realizar el barrido en frecuencia de medidas de bioimpedancia. Las frecuencias de dicho barrido pueden ser configuradas de forma remota mediante un comando para que tomen cualquier valor comprendido entre 1 kHz y 5 MHz, aunque dependiendo de la aplicación dicho rango puede ser ampliado tanto a bajas como a altas frecuencias. El número de frecuencias del barrido de medidas de bioimpedancia también es por lo tanto un parámetro configurable. Cabe también la posibilidad de analizar una única frecuencia.
2. **Módulo de amplificación de señal de inyección (M_2):** Amplificador de ganancia (A_2) aplicado sobre la señal (S_1) para generar la señal (S_2). La función de este módulo es desacoplar al módulo (M_1) de la etapa de inyección de corriente, adaptando además los niveles de tensión de la señal senoidal para que sean adecuados en la entrada del módulo (M_3).
3. **Módulo de conversión tensión-corriente (M_3):** Amplificador de transconductancia que convierte la señal de tensión a la salida del módulo de amplificación de señal de inyección (S_2) en una señal de corriente (S_3) con la misma frecuencia (f_1), la cual será inyectada en la sección corporal, tejido o medio biológico sobre el que se realizará la medida de bioimpedancia. La amplitud (A_I) de la intensidad de corriente inyectada tiene un valor constante, prefijado para que la corriente inyectada cumpla con las normativas de seguridad internacionales. Además, dicha amplitud de corriente es independiente de la impedancia del medio biológico, la impedancia de los electrodos y la frecuencia en la que se realiza la medida. Dos electrodos (electrodos distales) inyectan la corriente generada en el medio biológico a analizar. El apartado asociado al módulo de acoplamiento (M_{12}) describe con mayor profundidad las características de estos electrodos.
4. **Módulo de detección de señal (M_4):** La circulación de la señal de corriente (S_3) sobre el medio biológico genera una señal de tensión (S_B) en una sección de dicho medio situada entre otros dos electrodos (electrodos proximales). La frecuencia de dicha señal será la misma que la de (S_1), pero la amplitud (A_B) de la tensión producida y el desfase (Φ_B) respecto de la señal (S_1) dependerán de las características del medio. El módulo (M_4) es un amplificador de instrumentación que amplifica con una ganancia (A_4) la tensión detectada a través de los

electrodos proximales, generando la señal (S_4). La impedancia de entrada del amplificador de instrumentación es muy elevada para que la caída de tensión en los electrodos proximales pueda considerarse despreciable y obtener así una medida real de la tensión en la sección del medio biológico a medir.

5. **Módulo de generación de señal de interna** (M_5): La función de este módulo es generar una señal interna de tensión senoidal (S_5) con el mismo valor de amplitud (A_1) y con la misma frecuencia (f_1) que la señal (S_1), pero con una diferencia de fase (Φ_5) respecto de ella configurable en tiempo real. El desfase de la señal (Φ_5) alterna sus valores de 0° a 90° para la medida de las señales en fase y cuadratura, lo que permite a su vez calcular el módulo y la fase de la bioimpedancia [214]. El subsistema de procesado se encargará de configurar esta transición en la fase, esperando el tiempo necesario para que las señales se estabilicen antes de que la medida sea realizada.
6. **Módulo de amplificación de la señal interna** (M_6): Amplificador de ganancia (A_6) aplicado sobre la señal (S_5) para generar la señal (S_6). La función de este módulo es desacoplar al módulo (M_5) del resto del subsistema de sensorización, adaptando además la tensión de la señal senoidal a niveles más adecuados.
7. **Módulo de selección** (M_7): Multiplexor cuya salida (S_7) puede configurarse para que se corresponda con la señal (S_6) en la posición A para la detección de señales en cuadratura o la señal (S_4) en la posición B para la medida del módulo de la impedancia.
8. **Módulo multiplicador** (M_8): Este módulo genera la señal (S_8) como resultado de la multiplicación de la señal (S_4) y la señal (S_7). La señal (S_8) resultante estará formada por la suma de una señal senoidal con frecuencia ($2 \cdot f_1$) y un nivel de continua dependiente del desfase entre ambas señales y sus amplitudes. Los valores de continua de la señal, en fase y en cuadratura, permiten calcular el módulo y la fase de la impedancia mediante un proceso de demodulación coherente [214].
9. **Módulo de filtrado** (M_9): Este módulo genera la señal (S_9) como resultado de un filtrado paso de baja de la señal (S_8) que elimina la componente senoidal de frecuencia ($2 \cdot f_1$). La frecuencia de corte del filtro es lo suficientemente baja como para mantener el rizado en la señal por debajo del 1% respecto del nivel de continua en todas las frecuencias de operación.

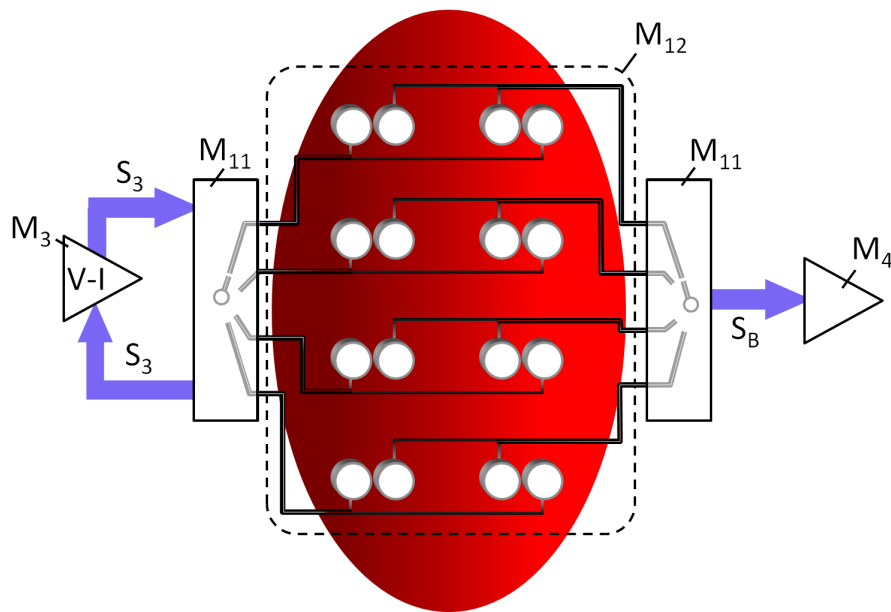


Figura 4.12: Esquema para la medida en múltiples secciones corporales.

10. **Módulo de conversión Analógico-Digital (M_{10}):** Este módulo es el encargado de convertir la señal analógica (S_9) en señales digitales con las que pueda operar el subsistema de procesado.
11. **Módulo de multiplexado (M_{11}):** Este módulo, cuando es implementado, permite realizar medidas en diferentes secciones corporales de forma automática. Para ello se situarán electrodos en las diferentes secciones corporales a medir, tanto para la inyección de corriente como en la detección de tensión. Como muestra la Figura 4.12, este módulo se encargará de conducir la señal de corriente (S_3) hasta los electrodos de inyección y derivar (S_4) desde los electrodos de detección adecuados.
12. **Módulo de acoplamiento (M_{12}):** El cual lo forman los electrodos del sistema de sensorización, tanto para inyección de corriente (electrodos distales) como para detección de tensión (electrodos proximales) y los cables que unen dichos electrodos con el módulo de multiplexado (M_{11}). Normalmente el módulo (M_{12}) estará dispuesto de forma externa al resto de módulos del sensor inteligente de bioimpedancia, los cuales se encontrarán integrados junto al resto de subsistemas dentro de una misma carcasa. Los cables estarán unidos al módulo (M_{11}) de forma permanente o a través de uno o varios conectores en la carcasa. La longitud de los cables podrá adaptarse a la aplicación concreta del sensor. Además, estarán apantallados para proteger la medida frente

a interferencias externas. Los electrodos podrán tener múltiples formas y tamaños. Podrán ser electrodos secos o húmedos, y podrán disponer o no de medios adhesivos para la fijación de los mismos, dependiendo del tipo de aplicación. La técnica de medida empleada, con una corriente inyectada de amplitud independiente de la impedancia de los electrodos, y un amplificador de instrumentación que anula los efectos de la impedancia en los electrodos de detección, permite que el sistema sea independiente de las características de los electrodos. Las únicas restricciones a considerar son una impedancia del contacto entre el electrodo y el medio biológico lo suficientemente baja como para que la tensión generada por la corriente inyectada esté dentro del rango de funcionamiento del dispositivo, y que sus dimensiones sean tales que la densidad de corriente esté por debajo de 1 mA/cm^2 (para aplicaciones no realizadas in-vivo esta densidad puede ser mayor). Las conexiones de los cables con los electrodos podrán ser fijas o a través de conectores o pinzas metálicas, dependiendo de la aplicación. Para medidas in-vivo los cables y electrodos pueden también estar dispuestos sobre una prenda o indumentaria, o formar parte de ella (electrotexiles), la cual se ajustará sobre la sección corporal a medir. En este caso, la carcasa del sensor inteligente estaría integrada en la misma prenda o estaría preparada para ser acoplada a la misma, conformando así un dispositivo portable. Finalmente, otra posibilidad es que los electrodos formen parte integrante de la propia carcasa del sensor inteligente. Además de la configuración de cuatro electrodos mencionada (dos electrodos de inyección de corriente y dos electrodos de detección de tensión), también son posibles otras configuraciones con tres o dos electrodos, en las que uno o los dos electrodos de inyección coinciden con uno o los dos electrodos de detección. En estas otras configuraciones, sin embargo, la impedancia de los electrodos afectará a la impedancia medida.

4.3.4. Estudio de validación del sensor inteligente de bioimpedancia

Para la validación de la etapa de instrumentación del sensor inteligente se ha diseñado un patrón circuital que permite emular diferentes valores de bioimpedancia en un rango afín a los que se tendrían en medidas de bioimpedancia reales sobre personas con diferentes características corporales. Dicho rango de valores fue establecido a partir de un estudio preliminar sobre pacientes en hemodiálisis y sujetos sanos. El empleo de dicho patrón, con resistencias y condensadores de parámetros conocidos, es necesario para evaluar la precisión en las estimaciones, ya que los valores de bioimpedancia reales

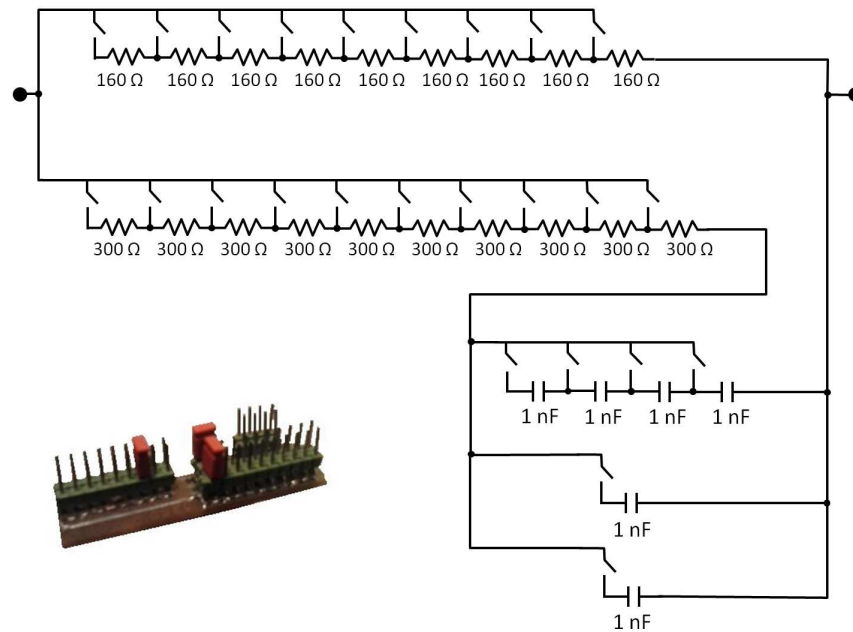


Figura 4.13: Patrón circuital empleado en la validación de la etapa de sensorización.

no pueden ser conocidos a priori. La Figura 4.13 muestra un esquemático del patrón circuital. Los conectores permiten la configuración de las resistencias y los condensadores en diferentes esquemas en serie y paralelo para modelar el comportamiento en frecuencia de la bioimpedancia. De forma analítica es posible calcular el valor de la parte real e imaginaria de la impedancia configurada en el patrón circuital para su comparación con los resultados experimentales obtenidos por el sensor inteligente de bioimpedancia. Se considerará que el sensor inteligente de bioimpedancia funciona de forma correcta según las especificaciones de diseño si el error en las estimaciones está por debajo del 1% en las frecuencias y configuraciones consideradas para el estudio de validación.

Como los valores de bioimpedancia pueden estar afectados por retrasos en las señales causados por los electrodos, los cables y el hardware, se empleó el modelo descrito en la ecuación 4.11 para tener en cuenta estas perturbaciones. El valor del retraso de fase T_d fue aproximado mediante un algoritmo recursivo que minimizaba el error cuadrático medio entre los valores de bioimpedancia medidos y los valores de bioimpedancia esperados de acuerdo al patrón circuital.

4.3.5. Estudio de los métodos de estimación de la composición corporal

Con el objeto de seleccionar el método de análisis de bioimpedancia más adecuado para su implementación en el *módulo de análisis y decisión* se ha realizado un estudio cuasi-experimental para analizar diferentes métodos de análisis de bioimpedancia en la evaluación nutricional de un conjunto de pacientes con insuficiencia respiratoria, el cual ha sido realizado de forma comparativa en dos niveles: en un primer nivel se compararon los métodos de análisis de bioimpedancia más comunes (SF-BIA, BIS, BIVA; ver Anexo A) y en un segundo nivel se analizan las características de una pequeña muestra representativa de tres grupos diferentes de sujetos. Para analizar las prestaciones y valorar la aplicabilidad de modelos de estimación corporal basados en SF-BIA se utilizó un dispositivo comercial de bioimpedancia monofrecuencia (Bodystat de Bodystat Limited, Isla de Man). Para analizar las prestaciones y valorar la aplicabilidad de modelos de estimación corporal complejos basados en la técnica de BIS se utilizó un dispositivo comercial de bioimpedancia multifrecuencia (BCM de Fresenius Medical Care, Alemania). Para analizar las prestaciones y valorar la aplicabilidad del método BIVA se emplearon los valores de impedancia complejos obtenidos por el dispositivo BCM de Fresenius en la frecuencia de 50 kHz, los cuales fueron normalizados por la altura de los sujetos. Las medidas de bioimpedancia fueron realizadas sobre tres grupos de voluntarios, los cuales aceptaron participar en el estudio tras ser debidamente informados.

1. Grupo I: Un grupo de sujetos sanos (5 hombres y 1 mujer, 25 medidas de bioimpedancia), para contrastar los resultados con respecto a una muestra de sujetos sanos.
2. Grupo II: Un grupo de pacientes diagnosticados con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) (3 hombres y 3 mujeres, 21 medidas de bioimpedancia) en rehabilitación respiratoria, debido a la alta incidencia de esta patología en la unidad de rehabilitación.
3. Grupo III: Un grupo de pacientes hospitalizados con insuficiencia respiratoria (9 hombres y 1 mujer, 20 medidas de bioimpedancia).

La Tabla 4.4 muestra algunas de las características de los sujetos del estudio:

Mediante los métodos de análisis de bioimpedancia se estimaron un conjunto de parámetros de composición corporal [195]. La Figura 4.14 muestra una representación esquemática del modelo de

Tabla 4.4: Características de los voluntarios en el análisis de métodos de bioimpedancia

Max/Medio/Min	Grupo I	Grupo II	Grupo III
Edad (años)	59/39/30	65/60/52	71/60/30
Peso (kg)	102/88/50	99/69/48	144/80/59
Altura (cm)	182/175/146	182/161/142	180/165/150

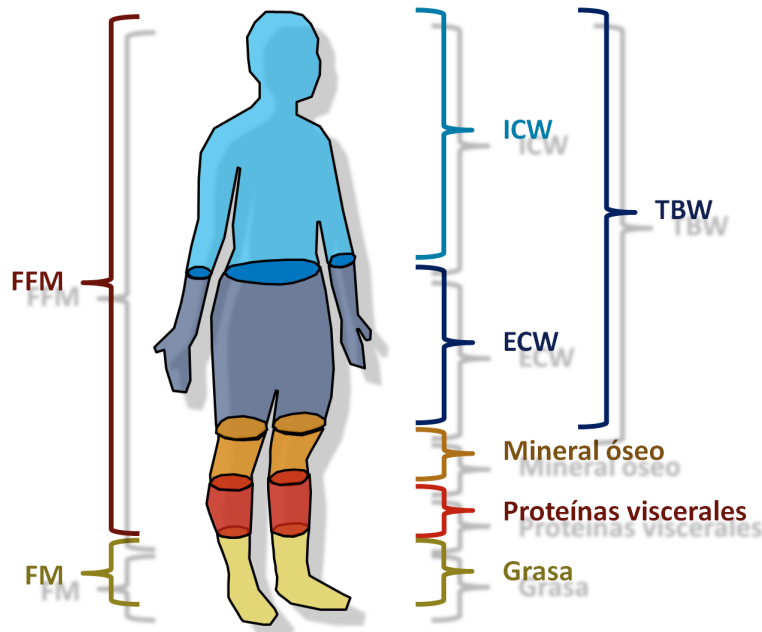


Figura 4.14: Modelo de composición corporal.

composición corporal con los parámetros considerados.

Agua extracelular (ECW, del inglés Extra-Cellular Water)

- Formada por el agua del compartimento extracelular.
- Un valor alto o un incremento en su valor pueden indicar retención de líquidos extracelulares (edema).
- Un valor bajo o un decremento en su valor pueden indicar pérdida de líquidos extracelulares (poliuria).

Agua intracelular (ICW, del inglés Intra-Cellular Water)

- Formada por el agua del compartimento intracelular.

Agua corporal total (TBW, del inglés Total Body Water)

- Formada por la suma del agua intracelular y extracelular.
- Un valor alto puede indicar una alta masa muscular pero también retención de líquidos (edema).
- Un valor bajo puede indicar una baja masa muscular aunque también puede estar relacionado con un estado de deshidratación.

Masa libre de grasa (FFM, del inglés Fat-Free Mass)

- Todo lo que no es grasa corporal.
- Un valor bajo es común en personas mayores y enfermos crónicos.

Masa grasa (FM, Fat mass)

- Su porcentaje puede ser un indicador de las reservas de grasa del paciente.
- Un valor elevado está relacionado con la obesidad y la acumulación de grasa en órganos y tejidos internos.

El protocolo empleado para la realización de las medidas fue el siguiente:

1. Previamente al comienzo de la medida, se asignó una tarjeta inteligente del dispositivo BCM a cada paciente, en la que se incluían: nombre y apellidos, edad (fecha de nacimiento) y sexo. Asimismo, se recogieron el peso, la altura, el perímetro de la cintura y el perímetro de la cadera.
2. Esos mismos datos fueron incluidos en un informe en papel reservado para incluir los resultados del Bodystat.
3. El paciente se colocó decúbito supino, manteniendo esa posición durante diez minutos.

4. Se limpió la zona con alcohol antes de aplicar los electrodos (muy importante para asegurar que el contacto electrodo/piel sea igual en todos los pacientes).
5. Se colocaron electrodos de medida de bioimpedancia en muñeca y tobillo del mismo lado: MANO (electrodo distal: se situó en el dorso de la mano, por detrás de los nudillos; electrodo proximal: se situó en el dorso de la mano, encima de la línea imaginaria de la muñeca). PIE (electrodo distal: se situó en el empeine del pie, por encima de los nudillos; electrodo proximal: se situó en el empeine del pie, encima de la línea imaginaria del tobillo).
6. Se esperaron 5 minutos y se conectó el dispositivo Bodystat. Los cables no debían estar entrelazados, ni tocar el suelo, objetos metálicos o personas.
7. Se realizó la medida, apuntando los resultados en el informe en papel.
8. Se repitieron los pasos 6 y 7, pero con el dispositivo BCM. Los resultados se almacenaron de forma automática en las tarjetas inteligentes.

4.4. Sensor inteligente para la monitorización del ritmo respiratorio

Enfermedades respiratorias como la EPOC, representan un grave problema de salud público [215]. La EPOC se cuantificó como la sexta causa de muerte en 1990 y se prevé que sea la cuarta en 2030 [215,216]. Aunque la tasa respiratoria es un signo vital de especial importancia para la monitorización y seguimiento de las enfermedades respiratorias, especialmente para pacientes críticos, el ritmo respiratorio se considera todavía el signo vital más abandonado [217]. Sin embargo, puede ser un índice indicativo del estado de salud en numerosas condiciones patológicas de enfermedades respiratorias, como la EPOC o la apnea del sueño, pero también en desórdenes metabólicos y cardiovasculares [218].

La espirometría es la técnica comúnmente empleada para la monitorización del ritmo respiratorio [219], sin embargo, representa una experiencia incómoda para el sujeto que perturba su respiración natural, y por tanto no es apropiada para aplicaciones a largo plazo. Otros métodos propuestos para la monitorización continua están basados en sensores como micrófonos, sensores de presión integrados en la ropa [220], sensores piezorresistivos [221], sensores inductivos [222,223] o de acoplamiento capacitivo [224]. Sin embargo, muchos de los desarrollos propuestos tienen la desventaja de requerir de un emplazamiento especial del sensor, muchas veces incómodo para el sujeto, o requieren de un procesado especial que repercute de forma perjudicial en la autonomía de las baterías [225].

El sensorización capacitiva permite integrar el sistema de sensorización en una prenda que puede ser llevada cómodamente por el sujeto monitorizado [217]. Esta técnica está basada en la medida de la capacidad existente entre dos laminas metálicas (electrodos), junto al tejido torácico que actúa como material dieléctrico. Los cambios mecánicos producidos por la respiración causan variaciones en la capacidad, que puede ser correlacionada con patrones del ritmo respiratorio [217,226–228].

Teniendo en cuenta los condicionantes anteriores, la plataforma BASIS fue aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente capacitivo para la monitorización no obstructiva del ritmo respiratorio. La sección 4.4.1 presenta la arquitectura del sensor inteligente. En el apartado 4.4.2 se describen los principios de la sensorización capacitiva. El apartado 4.4.3 presenta el esquema de la etapa de captura de señal. Finalmente, en el apartado 4.4.4 se describe el algoritmo empleado en la estimación del ritmo respiratorio a partir de la información capacitiva capturada.

4.4.1. Arquitectura del sistema de monitorización del ritmo respiratorio

De acuerdo con el paradigma propuesto en BASIS, el dispositivo de sensorización es un sensor capacitivo inteligente, el cual realiza la captura y primer procesado de la información sensorial para la monitorización en tiempo real de la tasa respiratoria. El sensor inteligente ha sido concebido para ser integrado en una prenda elástica ajustable al pecho del usuario. En la particularización de la plataforma BASIS sobre el sensor capacitivo, el diseño del dispositivo comprende los siguientes elementos:

1. **Dispositivo sensor:** Está formado por el sistema de electrodos, un oscilador LC y la etapa de acondicionamiento de señal.
2. **Unidad de Procesado:** Se ha empleado un microcontrolador PIC32 MX440F256 de Microchip con objeto del procesado de los datos, que pueden almacenarse en una memoria interna o ser enviados inalámbricamente en tiempo real al DAD.
3. **Módulo de Comunicaciones:** El módulo Bluetooth HC-06 de Wavesen ha sido el elegido para implementar las comunicaciones.

4.4.2. Sensorización capacitiva

Durante la respiración, los cambios en el volumen de los pulmones y el correspondiente movimiento del diafragma dan lugar a la expansión-contracción del torso y el abdomen. El cuerpo humano está compuesta principalmente por una solución electrolítica de agua (permitividad relativa, $\epsilon_r = 80$) [217]. El aire ($\epsilon_r = 1$) que fluye dentro y fuera del cuerpo, cambia también la permitividad del torso.

En el sistema propuesto y como puede verse en la Figura 4.15, los electrodos metálicos están dispuestos enfrentados de forma opuesta en el torso del sujeto, sin estar en contacto directo con él. Están integrados en una prenda elástica que se coloca sobre el tórax, de forma que la capacidad que se crea puede aproximarse a la siguiente expresión:

$$C_{body} = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{D} \quad (4.10)$$

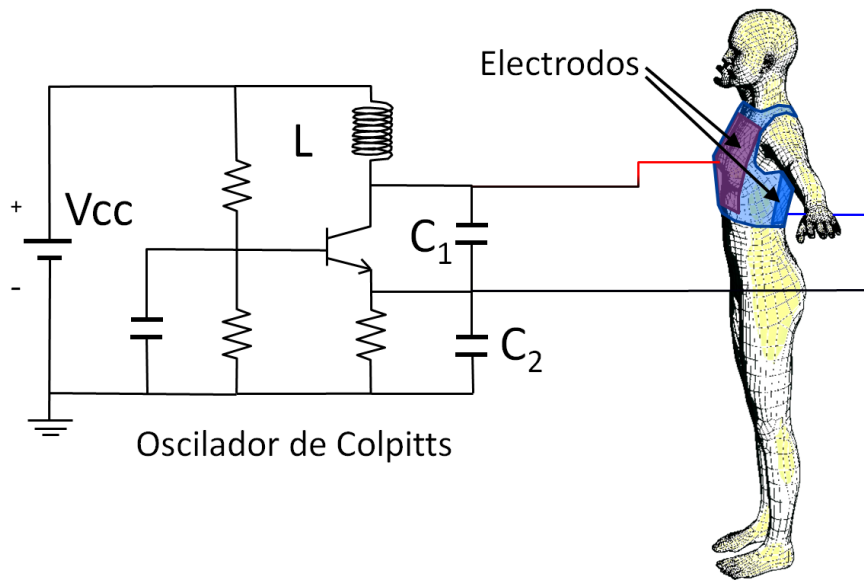


Figura 4.15: Sistema de electrodos y etapa de captura de la señal.

donde ϵ_0 es la permitividad del vacío, ϵ_r es la permitividad relativa global del tórax, A es el área de los electrodos y D es la distancia entre los electrodos. La capacidad resultante estará afectada por los cambios en el volumen y la permitividad del tórax, de modo que en el instante de volumen pulmonar máximo, la capacidad es mínima y el instante de volumen pulmonar mínimo corresponde a la máxima capacidad.

4.4.3. Etapa de captura de señal

La capacidad creada puede ser medida con precisión por medio de un oscilador LC. Los osciladores LC son circuitos formados por una inductancia y un condensador en paralelo (circuito tanque LC). Su funcionamiento está basado en el intercambio de energía entre el condensador, el cual almacena energía en forma de carga eléctrica, y la inductancia, en forma de campo magnético. El esquema de la etapa de captura también puede verse en la Figura 4.15.

Este tipo de osciladores pueden generar una onda senoidal mediante amplificación y retroalimentación. Su elemento activo es, normalmente, un transistor único, un FET, un bipolar o un operacional. Para el diseño del dispositivo se ha decidido utilizar la configuración en base común del oscilador de Colpitts, dadas sus características de robustez. En este tipo de oscilador la variación de capacidad

provoca una variación en la frecuencia de oscilación (f_o) ya que dicha frecuencia depende directamente de la inductancia y la capacidad según la siguiente expresión:

$$f_o = \frac{1}{2\pi\sqrt{L\frac{C_1C_2}{C_1+C_2}}} \quad (4.11)$$

Los electrodos del sistema de sensorización quedan en paralelo con la capacidad C_1 , de valor mucho menor que la capacidad corporal, de modo que el efecto de C_1 puede despreciarse frente a la capacidad corporal. El valor de la capacidad C_2 en cambio tiene un valor mayor y se emplea para ajustar el rango de oscilación. La frecuencia de oscilación f_o será el resultado de la ecuación anterior, sustituyendo la capacidad C_1 por la capacidad corporal. Los electrodos están unidos al oscilador por medio de cables coaxiales, cuya malla se fija al mismo potencial que la salida del oscilador a través de un amplificador operacional en la configuración de seguidor de tensión.

Finalmente, un operacional en la configuración de comparador convierte la onda senoidal de entrada en una onda cuadrada limitada en amplitud. La *unidad de procesado* cuenta el número de flancos de subida de la señal durante un periodo de tiempo, y a partir de estos datos, establece la frecuencia de oscilación instantánea del sensor capacitivo.

4.4.4. *Módulo de procesado* para la estimación del ritmo respiratorio

En este apartado se describe el procedimiento empleado para la estimación del ritmo respiratorio (número total de ciclos de respiración por minuto), el cual es ejecutado en el *módulo de procesado* correspondiente dentro de la *unidad de procesado* del sensor inteligente capacitivo. En este módulo de procesado las muestras de información se corresponden con una variable que representa el ritmo respiratorio estimado durante un periodo de tiempo configurable. La frecuencia de muestreo también es configurable y no necesariamente corresponde con el periodo de estimación del ritmo respiratorio.

El ritmo respiratorio se obtiene a partir de la frecuencia de oscilación instantánea de la etapa de captura de señal por medio de un algoritmo de cuatro etapas. En la primera etapa la señal relacionada con la frecuencia de oscilación instantánea es filtrada mediante un filtro paso de baja Butterworth de orden 4 y frecuencia de corte 4 Hz. En la segunda etapa se fijan los instantes temporales correspon-

dientes a los valores máximos y mínimos de la señal filtrada. En la tercera etapa se fijan los tiempos de inspiración y expiración instantáneos teniendo en cuenta que el instante de máximo volumen pulmonar corresponde con un máximo en la frecuencia de oscilación y el instante de mínimo volumen pulmonar corresponde con un mínimo en la frecuencia de oscilación. En la cuarta etapa, el ritmo respiratorio instantáneo se determina como el inverso del ciclo respiratorio completo (tiempo de inspiración y tiempo de expiración), pero promediado durante un periodo de tiempo configurable.

Capítulo 5

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se presentan los resultados experimentales obtenidos con la implementación de la plataforma y los diferentes sensores inteligentes. En primer lugar se muestran los resultados relacionados con el procedimiento de programación remota y las comunicaciones de la plataforma BASIS. Después se presentan los resultados experimentales obtenidos con las implementaciones de los cuatro sensores inteligentes desarrollados (sensor inteligente para la detección de caídas, la monitorización de las actividades cotidianas y la estimación del gasto metabólico, la estimación de la composición corporal y la medida no obstructiva del ritmo respiratorio). Los resultados que se presentan tienen una doble función, por un lado poner de manifiesto la validación de los propios dispositivos sensores y los algoritmos de detección, clasificación y estimación propuestos, pero por otro lado su función es también validar la propia plataforma BASIS para el desarrollo de sensores biomédicos inteligentes.

5.1. Resultados de validación del procedimiento de programación remota

En esta sección se muestran los resultados de validación del procedimiento de programación remota de la plataforma BASIS. Dicha validación ha sido realizada sobre un prototipo de sensor inteligente de ECG realizado a partir de la plataforma BASIS. En la implementación del dispositivo se empleó el microcontrolador PIC18F2431 de Microchip como unidad de procesado y el transceptor CC2430 de Chipcom como módulo de comunicaciones. La etapa de captura de señal fue implementada en la rutina de interrupción del microcontrolador para simular la recepción cíclica de los datos de una señal de ECG con una frecuencia de muestreo de 500 Hz. Para dicho sensor se implementó un *módulo de procesado* para la detección del pulso cardiaco, el cual es un parámetro importante en la detección de taquicardia, bradicardia y fibrilación, y un *módulo de procesado* para la estimación de la duración del intervalo PQ, el cual es de relevancia en defectos de conducción auriculo-ventricular, en la detección de bloqueos atrioventriculares o bloqueos de las ramas del haz de His [61]. Ambos módulos estaban configurados para transmitir datos de forma continua con una frecuencia de muestreo de 1 segundo.

La validación del procedimiento de programación remota fue realizada mediante un experimento compuesto por los siguientes pasos:

1. Envío inalámbrico del *módulo de procesado* para la estimación del pulso cardiaco. Dichos datos

El código de los *módulos de procesado* fue compilado empleando el software MPLAB IDE v8.60 de Microchip, ocupando cerca de 400 octetos en el caso del *módulo de procesado* para la estimación del pulso cardiaco y cerca de 1 Kocteto en el caso del *módulo de procesado* para la estimación de la duración del intervalo PQ. Los comandos de programación fueron enviados desde una aplicación implementada en MATLAB, la cual era ejecutada en un ordenador portátil. Éste a su vez estaba conectado a un módulo de evaluación del transceptor CC2430 de Chipcom (CC2430DK) para emular el funcionamiento del transceptor en el lado del DAD. El sensor estaba situado a 3 metros de distancia del módulo de evaluación. Los eventos de envío de comandos fueron iniciados de forma manual a través de la interfaz del programa MATLAB. La recepción de datos podía visualizarse a través de la misma interfaz. Para la medida de la duración de los intervalos temporales empleados en la actualización se empleó un cronómetro. La Figura 5.1 muestra una captura de pantalla de la interfaz empleada justo antes de enviar el comando de eliminación del *módulo de procesado* para la estimación del pulso cardiaco. En la figura pueden verse los botones empleados para el envío de los diferentes comandos, un botón para salir de la aplicación y los datos recibidos desde el sensor, tanto los correspondientes al ritmo respiratorio (70 pulsos por minuto) como los correspondientes a la duración del intervalo PQ (0.16 segundos). Los valores transmitidos fueron siempre los mismos porque la señal de ECG procesada repetía la misma forma de onda en cada pulso, de modo que los algoritmos proporcionaban siempre los mismos resultados. Hay que destacar que el proceso a evaluar no era el procedimiento de monitorización cardiaca, sino el proceso de actualización remota del software.

La Figura 5.2 muestra un cronograma de los tiempos de actualización de los módulos de procesado durante la realización del experimento. Estos tiempos de actualización son comparables o incluso mejores que otros obtenidos por otros autores con códigos de tamaño similares y mayores recursos en los dispositivos [42, 229], incluyendo WSNs genéricas [63]. Los resultados obtenidos muestran la fiabilidad de la plataforma propuesta y el método de actualización remota para sensores biomédicos inteligentes.

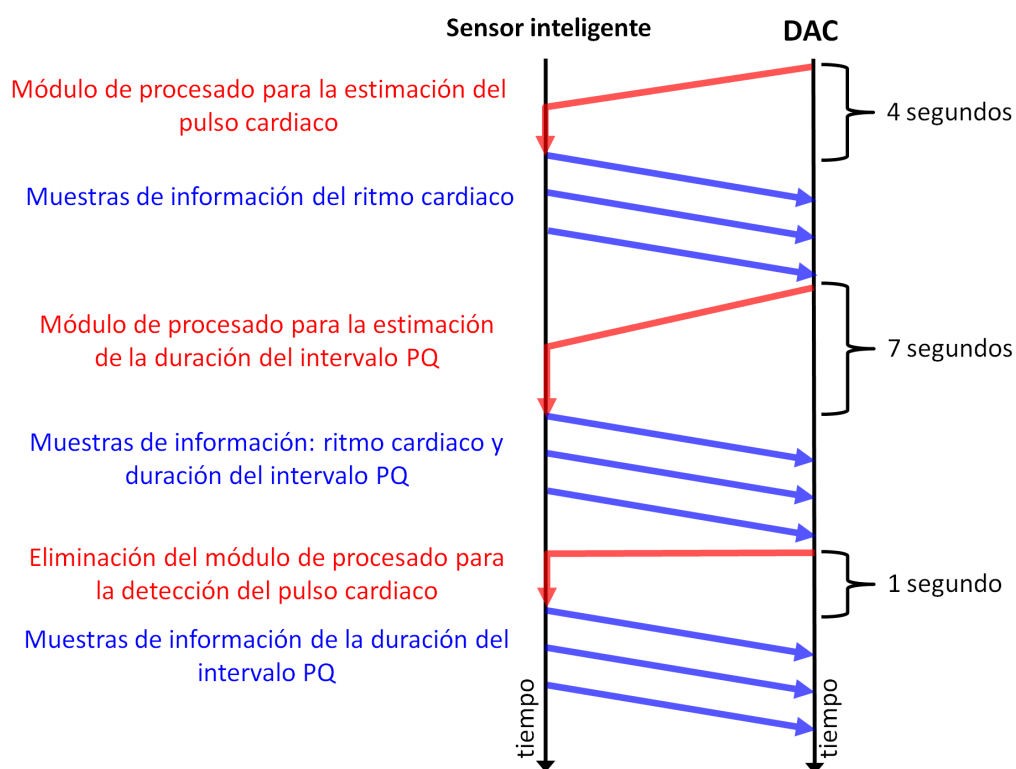


Figura 5.2: Cronograma de los experimentos de validación del procedimiento de programación remota.

5.2. Resultados de las comunicaciones en BASIS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en el análisis de las comunicaciones de la plataforma BASIS. En el apartado 5.2.1 se analizan las prestaciones del protocolo MCSD. En el apartado 5.2.2 se presentan los resultados obtenidos en la caracterización experimental de las antenas diseñadas para la plataforma BASIS. En un primer subapartado se presentan los resultados de simulación de las antenas diseñadas. Un segundo subapartado presenta los resultados experimentales de las antenas en una configuración de medida pasiva. Los dos subapartados siguientes muestran los resultados obtenidos en las medidas en laboratorio sin la presencia del cuerpo humano y bajo la influencia del cuerpo humano. Un último subapartado describe los resultados de la caracterización experimental de las antenas en una cámara anecoica. Finalmente, en el apartado 5.2.3 se presentan los resultados experimentales obtenidos con el transmisor diseñado para evaluar las comunicaciones intracorporales como alternativa en el enlace de comunicaciones.

5.2.1. Análisis de prestaciones del protocolo MCSD

En este apartado se analizan las prestaciones del protocolo de comunicaciones de la plataforma BASIS. Dicho análisis ha sido realizado desde diversos puntos de vista (consumo de energía, duración de la batería, retraso temporal en el envío de los datos, tasa de transmisión, escalabilidad). Las prestaciones de consumo y de retraso temporal del protocolo de comunicaciones fueron comparadas con diversos estándares inalámbricos de comunicaciones y otros protocolos propuestos recientemente.

Para poder efectuar dicho análisis se realizaron una serie de experimentos sobre un prototipo del sensor inteligente para la detección de caídas. Dicho sensor se situó en la espalda de un voluntario, estando éste a su vez a tres metros del DAD. La Figura 5.3 muestra un esquema del montaje experimental empleado. El consumo de energía fue medido de forma experimental empleando una configuración equivalente a la propuesta en [230]. De acuerdo con esta configuración, en el camino de salida de la corriente desde la batería se situó una resistencia de 10 ohmios con una precisión del 1%. Con un osciloscopio MSO6032A de Agilent se registró la caída de tensión en bornas de la resistencia, lo que permitía establecer la corriente instantánea consumida por el dispositivo.

Para calcular la potencia hay que tener en cuenta que el sensor fue alimentado con una batería

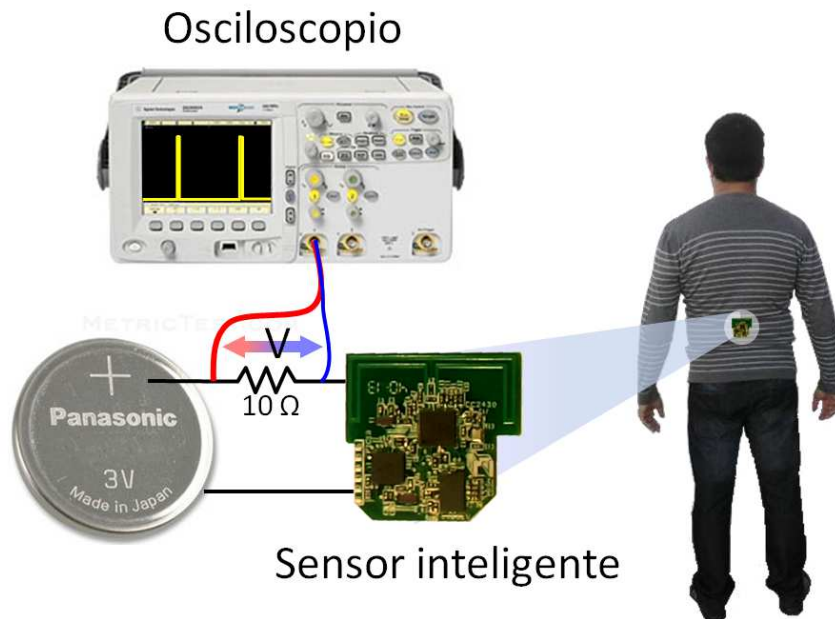


Figura 5.3: Montaje experimental de los experimentos para el análisis de prestaciones del protocolo MCS-D.

de 3V. Para minimizar el consumo de energía, el transceptor entraba en un modo de bajo consumo cuando no tenía que enviar o recibir datos. Los temporizadores internos del transceptor permitían despertarlo en los momentos necesarios de acuerdo a la sincronización establecida para la Megatrama. Además, la unidad de procesado entraba también en un modo de bajo consumo cuando finalizaba la captura y el procesado de los datos en cada instante de muestreo, despertándose de nuevo con otro temporizador interno que gestionaba la frecuencia de muestreo de las aceleraciones (40 muestras por segundo).

Se utilizó el mismo esquema de Megatrama en todos los experimentos (64 intervalos temporales para una duración de la Megatrama de 500 ms, reservando el intervalo temporal número 17 de la Megatrama para las transmisiones del sensor inteligente). Se analizaron a su vez los dos modos de funcionamiento del protocolo: transmisión continua de datos y transmisión basada en eventos. En el modo de transmisión continua el dispositivo generaba 40 muestras por segundo y 3 octetos por muestra, un octeto por eje). En el modo de transmisión basado en eventos cada alarma incluía 85 muestras de aceleración previa al impacto detectado y 85 muestras posteriores al evento de impacto (1 octeto por eje, 3 octetos por muestra, 40 muestras por segundo, 510 octetos en total para aproximadamente 4 segundos de datos de aceleración).

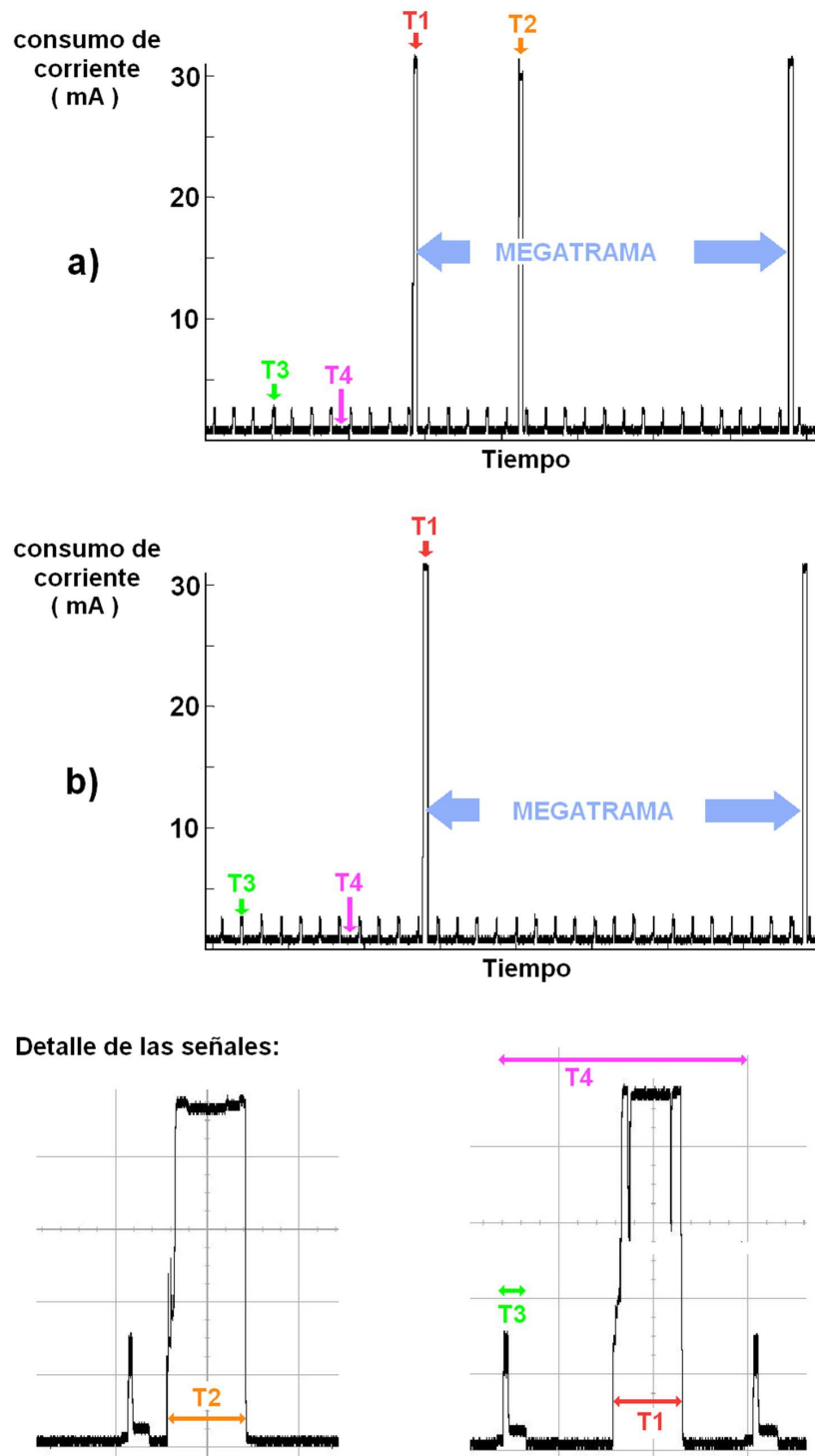


Figura 5.4: Consumo experimental de corriente en tiempo real (a), y únicamente cuando se detecta un impacto (b) con el protocolo MAC MCSD.

Tabla 5.1: Consumo del sensor inteligente.

Intervalo	Duración	Consumo de corriente
T1	6 ms	28.4 mA
T2	6.2 ms	27.1 mA
T3	3.4 ms	1.9 mA
T4	21.6 ms	0.79 mA

La Figura 5.4 muestra el consumo obtenido en las dos configuraciones del sensor. Como se observa en dicha figura, la estructura de la Megatrama impone una periodicidad en la actividad del sensor de modo que las observaciones del dispositivo pueden restringirse a la duración de una Megatrama, donde es fácil distinguir los siguientes intervalos:

1. T1: Intervalo temporal durante el cual el dispositivo transceptor está a la escucha de la trama de baliza.
2. T2: Intervalo temporal durante el cual el transceptor transmite los datos de aceleración (únicamente en transmisiones en tiempo real).
3. T3: Intervalo temporal en el cual el microcontrolador de la *unidad de procesado* captura y procesa los datos de aceleración.
4. T4: Intervalo temporal de inactividad del sensor inteligente.

En la Tabla 5.1 se muestra la duración de los intervalos y el consumo medio de corriente de todo el sensor en cada uno de ellos.

Teniendo en cuenta la estructura de la Megatrama y la corriente consumida en los diferentes periodos, es posible entonces establecer un consumo medio del sensor inteligente de 1.66 mA en la configuración de experimentos en el modo de transmisión continua (0.66 mA corresponden al transceptor) y un consumo medio de 1 mA en el modo de transmisión basado en eventos. Para obtener este consumo medio se consideraron también las retransmisiones necesarias para evitar la pérdida de datos, suponiendo una tasa de error en las transmisiones del 7%, la cual fue obtenida de forma experimental. Además, para el cálculo del consumo en el modo de transmisión basado en eventos se consideró una

distribución aleatoria de 10 impactos al día. Si el dispositivo es alimentado con una batería de pequeño tamaño de 1000mAh (CR 2477 de Panasonic, por ejemplo), se estima una operación durante 25 días en el modo de transmisión continua y de 41 días en el modo de transmisión basado en eventos.

A continuación se detallan otros resultados derivados de los experimentos realizados:

1. La simplicidad del protocolo MAC permitió que éste pudiera ser implementado en el microcontrolador del transceptor.
2. El protocolo permite un control directo de la tasa de transmisión, desde 58 octetos/segundo (1 intervalo temporal en una Megatrama de 256 intervalos temporales) a 14.9 Koctetos/segundo (255 intervalos temporales en una Megatrama de 256 intervalos temporales). El DAD adapta de forma dinámica la tasa de transmisión asignando el número global de intervalos temporales en la Megatrama y el número de intervalos temporales asignados a cada uno de los dispositivos.
3. Pudo comprobarse la escalabilidad del sistema, pudiéndose conectar hasta 16 sensores inteligentes al DAD sin sobrecarga en la red.
4. El algoritmo de asignación de intervalos temporales del DAD le proporciona al sistema una alta capacidad de adaptación. Si en cualquier momento un dispositivo necesita enviar un mayor volumen de información en tiempo real, el DAD asigna de forma dinámica el número necesario de intervalos temporales para cumplir con los requisitos de transmisión del dispositivo sensor en ese momento. Sin embargo, si el sensor inteligente envía datos únicamente cuando detecta un evento, el DAD asigna un único intervalo temporal al dispositivo y amplía la duración de la Megatrama para reducir el consumo de potencia en las comunicaciones. Por otro lado, el algoritmo también funciona en un entorno multi-dispositivo en el caso de que todos los dispositivos quieren enviar datos al mismo tiempo, ya que cada dispositivo tendrá asignado el número de intervalos temporales necesarios para sus transmisiones.
5. El mecanismo de control de asignación de intervalos temporales permite reducir al mínimo el consumo requerido para las transmisiones. Los resultados obtenidos muestran mejores prestaciones con respecto al protocolo MAC del estándar IEEE 802.15.4 y otros protocolos propuestos recientemente. La primera gráfica de la Figura 5.5 muestra los resultados obtenidos mediante simulación del consumo de energía obtenido en [76] para un sistema con 5 dispositivos sensores

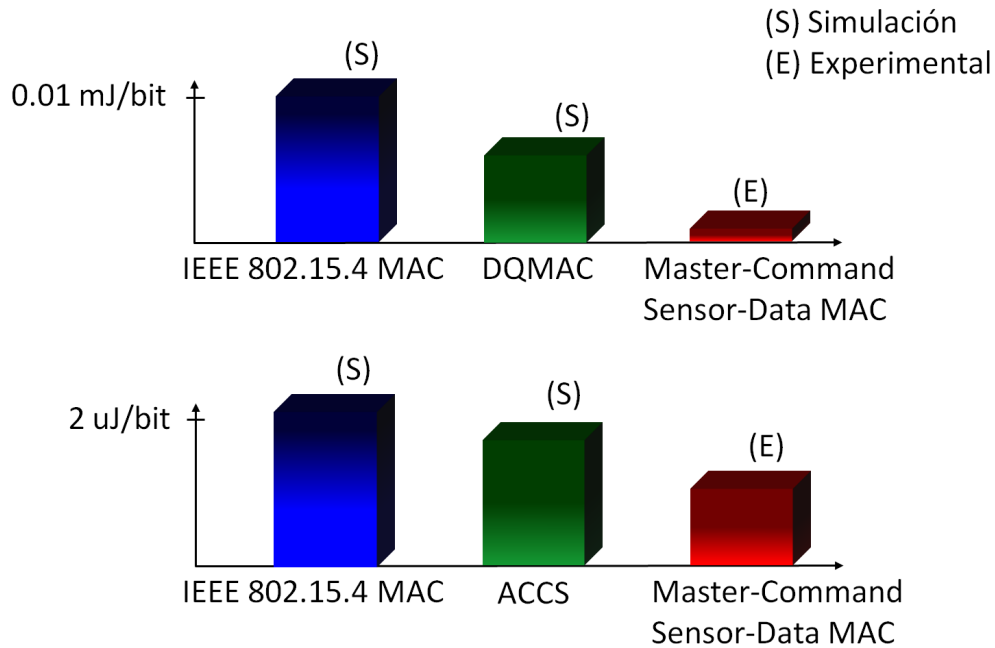


Figura 5.5: Comparación del consumo de energía con diferentes protocolos MAC.

y saturación en la red. En las mismas condiciones, el consumo del SoM fue obtenido experimentalmente en una configuración equivalente al procedimiento descrito en el apartado 5.2.1, con un intervalo temporal asignado en la Megatrama para cada uno de los 5 dispositivos y una tasa de error en las transmisiones del 7%, obtenida experimentalmente durante la realización de las pruebas de consumo. La segunda gráfica compara los datos obtenidos mediante simulación en [70] (considerando una carga de tráfico media, con tramas de datos de 90 octetos y 20 sensores) con las prestaciones de consumo de potencia bajo las mismas condiciones del SoM en una configuración equivalente al procedimiento descrito en el apartado anterior, pero mostrando resultados obtenidos de forma experimental en lugar de simulaciones.

6. Teniendo en cuenta que el diseño del sensor está basado en un esquema de transmisiones basadas en eventos, el consumo de energía relacionado con las comunicaciones de los dispositivos sensores se reduce de forma drástica como se observa en la Tabla 5.2 (se han supuesto 5 impactos diarios).
7. También se produce una reducción del retraso temporal de las transmisiones porque los dispositivos siempre tienen un intervalo temporal listo para iniciar la transmisión, evitando el acceso al medio mediante el procedimiento de contención, espera y escucha. La gráfica de la Figura 5.6 muestra el retraso obtenido en las simulaciones efectuadas en [231] para estándares de co-

Tabla 5.2: Estimación del consumo en comunicaciones del SoM (detección de impactos).

	Consumo medio durante un año
Sin transmisiones	93.66 Julios
Solo ante eventos	98.18 Julios
Envío continuo de datos	2186.5 Julios

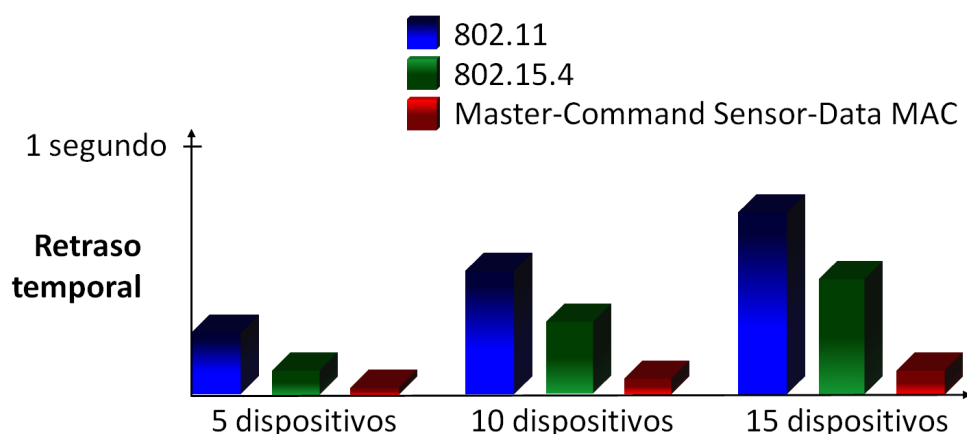


Figura 5.6: Comparación del retraso temporal con estándares de comunicaciones.

municaciones. En la comparación, el retraso temporal del SoM se obtuvo en una configuración equivalente a la descrita en el apartado anterior, considerando una tasa de error en las transmisiones del 7% obtenida de forma experimental y utilizando Megatramas con un periodo de acceso mediante contención de un intervalo temporal de duración y la asignación de un intervalo temporal de la Megatrama para cada uno de los sensores.

5.2.2. Resultados del diseño y desarrollo de las antenas

En la sección 5.2.2 se presentan los resultados obtenidos en la caracterización experimental de las antenas diseñadas para la plataforma BASIS.

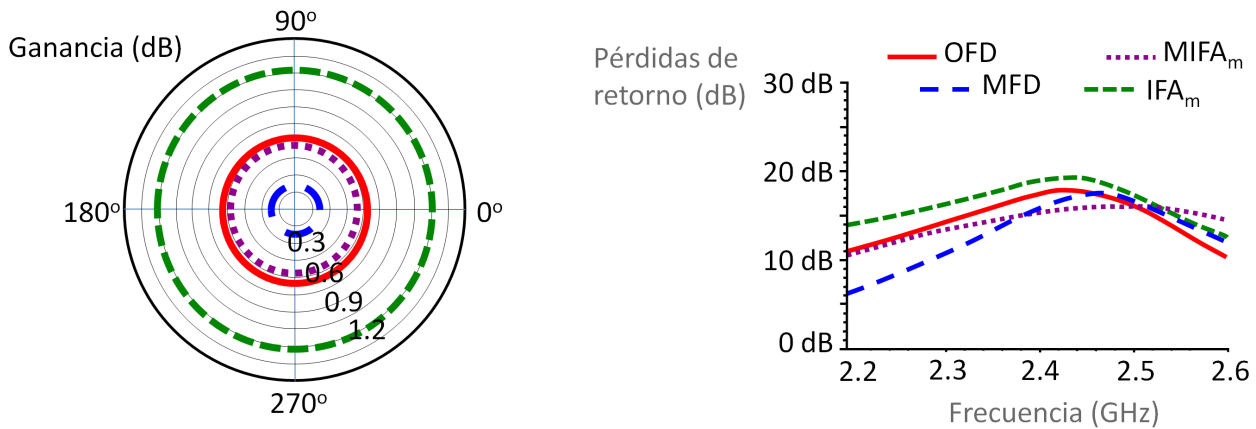


Figura 5.7: Simulación del patrón de radiación y pérdidas de retorno de las antenas propuestas.

Resultados de simulación

La Figura 5.7 y la Figura 5.9 muestran algunos de los resultados obtenidos mediante simulación de las antenas seleccionadas durante el proceso de diseño descrito en la sección 3.2. La antena OFD tiene un patrón de radiación omnidireccional en el plano normal de la antena. Cumple con las especificaciones de pérdidas por retorno en todo el rango de frecuencias y proporciona un ancho de banda elevado, alrededor de 400 MHz. La antena MFD cumple con las pérdidas de retorno y con las especificaciones de ganancia, aunque su ancho de banda es menor que el presentado por la antena OFD. La antena MIFA_m cumplió de forma robusta con las especificaciones de pérdida de retorno y ganancia y también presenta un gran ancho de banda. La antena IFA_m tiene unas pérdidas de retorno dentro de las especificaciones de diseño en todo el rango de frecuencias. Su ganancia está dentro de los límites requeridos y su patrón de radiación es omnidireccional en el plano normal de la antena. Su ancho de banda es el más grande de todas las antenas analizadas, lo cual la hace robusta ante cualquier posible desajuste.

Resultados de las medidas pasivas

Las pérdidas de retorno obtenidas con los prototipos P_1 de acuerdo con el procedimiento descrito en la sección 3.2.3 mostraron resultados muy diferentes a los obtenidos mediante simulación, tanto para la ecuación descrita en [103] como en sus modificaciones presentadas en [104] y [106]. Por ejemplo, la Figura 5.8, que se corresponde con los resultados de la antena OFD, muestra una buena adaptación de impedancias solo en frecuencias cercanas a 2.408 GHz, cayendo por debajo de los 10 dB para frecuencias

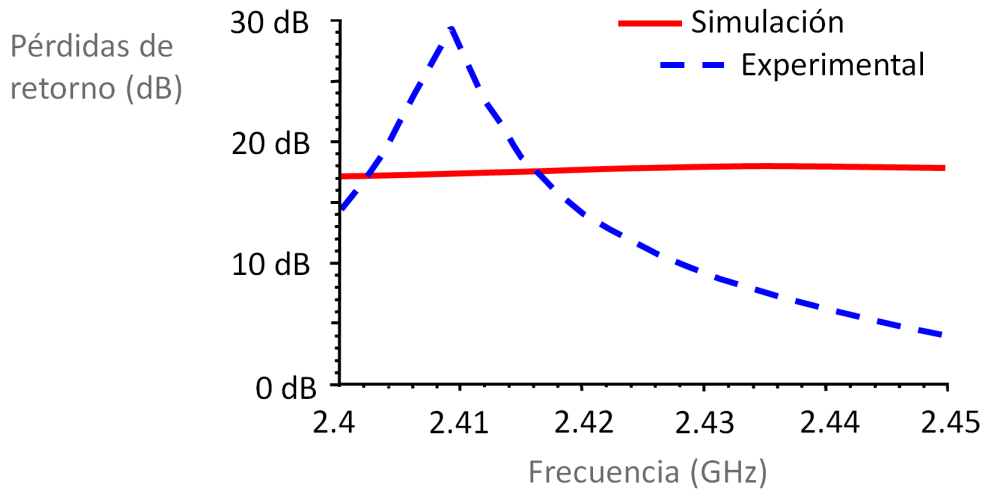


Figura 5.8: Pérdidas de retorno experimentales y simuladas de la antena OFD.

superiores a 2.428 GHz. Sin embargo, los resultados de simulación mostraban una buena adaptación de impedancias en todo el rango estudiado, manteniendo un valor aproximadamente constante. Ante estas discrepancias en los resultados, se realizó un esquema de medida con los prototipos P_2 descritos en la sección 3.2.3. Sin embargo, las redes de adaptación de impedancias de los prototipos P_2 fueron difíciles de ajustar y no mostraron resultados satisfactorios.

Resultados en laboratorio sin presencia del cuerpo humano

De acuerdo con el protocolo experimental descrito en la sección 3.2.3 y empleando los prototipos P_3 del SoM, se realizó un primer conjunto de medidas experimentales sin la influencia del cuerpo humano. En todas las configuraciones consideradas se calculó la media de la potencia recibida y la desviación estándar para una potencia de transmisión de 0 dBm. La Tabla 5.3 muestra un resumen de los resultados obtenidos en los experimentos sin la presencia del cuerpo humano. Como de acuerdo con las especificaciones de diseño la omnidireccionalidad de la antena es una característica a buscar, un requisito de las antenas consiste en obtener una potencia media recibida lo más alta posible mientras que la desviación típica debe ser lo más pequeña posible para las diferentes orientaciones. Aunque la antena OFD presenta el valor más alto de potencia media recibida (-49.21 dBm), también presenta la mayor desviación. Debe notarse que la omnidireccionalidad es un factor muy importante, ya que el transmisor y el receptor deberían ser capaces de comunicarse perfectamente independientemente de

Tabla 5.3: Resumen de los resultados con la antena fuera del cuerpo.

	OFD	MFD	MIFA _m	IFA _m
Potencia media (dBm)	-49.21	-52.35	-56.21	-51.94
Desviación estándar (dB)	6.23	2.30	1.90	2.62

la posición relativa entre ambos dispositivos [110]. MIFA_m presenta la desviación más pequeña, sin embargo, la potencia recibida también es la más pequeña, con una diferencia de 4 dB con respecto a la antena MFD. Además, la antena MFD y la antena IFA_m son buenas alternativas a la antena OFD, ya que ambas presentan buenos resultados con respecto a la potencia media y a la desviación estándar. La antena MFD es la antena más pequeña y la más fácil de implementar, y no requiere del empleo de baluns adicionales.

Resultados en laboratorio bajo la influencia del cuerpo humano

De nuevo, se empleó el mismo procedimiento para la medida de las características de las antenas, tanto en la medida de la potencia recibida como en la desviación típica, en todas las posiciones y configuraciones estudiadas, pero en este caso, la antena fue fijada sobre el cuerpo humano, en la espalda de un voluntario a la altura del sacro. Las prestaciones de la antena fueron afectadas por la presencia del cuerpo humano especialmente en las orientaciones de 0° y 90°, en las cuales el cuerpo está en la línea de visión directa entre el transceptor y la antena receptora. Las antenas MIFA y MFD fueron las más afectadas por la presencia del cuerpo humano, mientras que la antena OFD fue la menos afectada. En este sentido, los mejores resultados fueron obtenidos por la antena OFD en las posiciones 90° y 270° y por la antena IFA_m en las posiciones 0°, 90° y 270°. La Tabla 5.4 muestra un resumen de los resultados obtenidos en los experimentos bajo la influencia del cuerpo humano. Por otro lado, los mejores valores medios y de desviación fueron obtenidos por la antena OFD, así que puede ser una buena opción para la implementación cuando el tamaño mínimo no es una restricción crítica. La mejor posición fue la de 90° ya que presentaba la menor desviación.

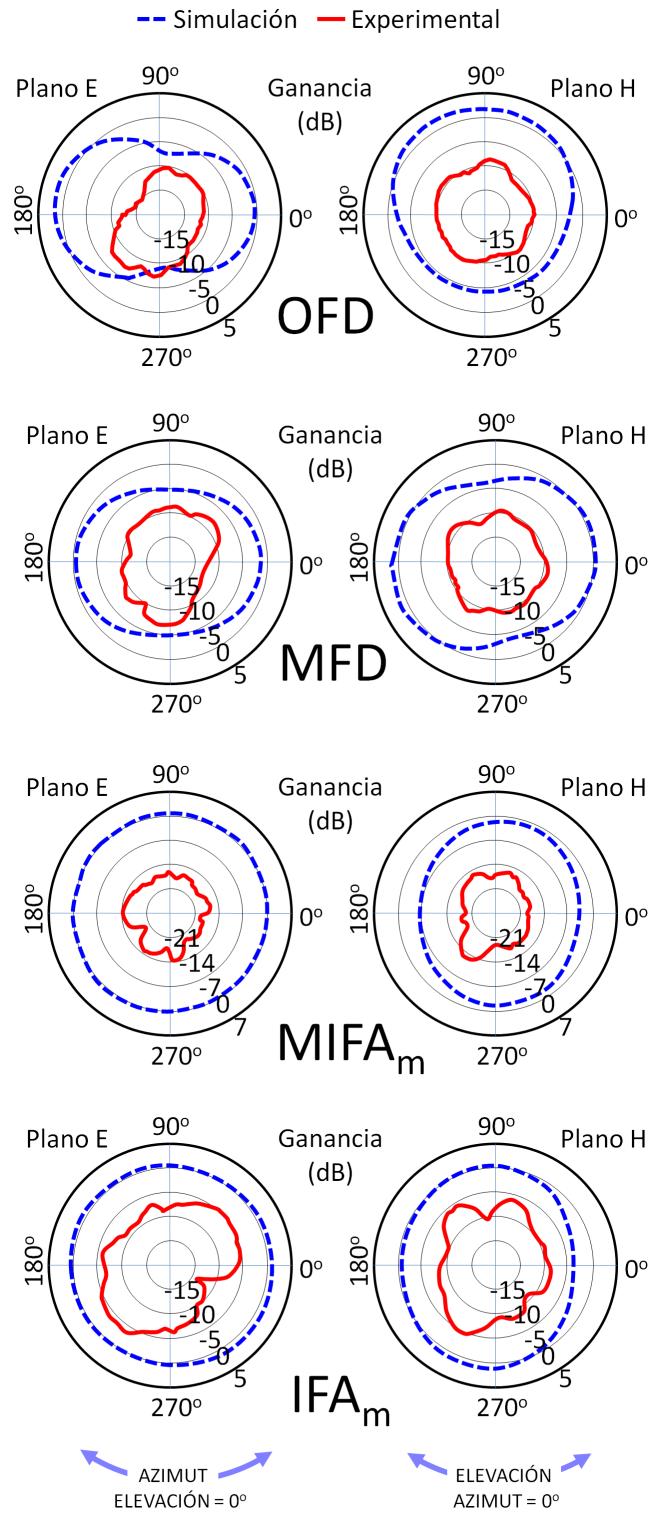


Figura 5.9: Patrones de radiación experimentales y simulados en los planos E y H.

Tabla 5.4: Resumen de los resultados de las medidas bajo la influencia del cuerpo humano.

	Posiciones	Potencia media (dBm)	Desviación estándar (dB)
OFD	90°	-50.04	5.38
	270°	-49.93	6.95
IFA _m	0°	-55.90	7.04
	90°	-53.63	8.28
	270°	-57.16	6.05

Resultados experimentales en cámara anecoica

El analizador de espectro empleado en la cámara anecoica proporcionó una estimación de la potencia media recibida. Como la distancia entre emisor y receptor (5.105 m), la ganancia de la antena receptora (8.575 dB a 2.4448 GHz, LB-20245 Broadband Horn Antenna of Chengdu AINFO Inc.), y la potencia transmitida (0 dBm, configurada en el transceptor CC2430) son parámetros conocidos, es posible realizar una aproximación de la ganancia de las antenas transmisoras utilizando la ecuación de transmisión de Friis. La Figura 5.9 muestra los diagramas de radiación en los planos E y H obtenidos en la cámara anecoica en comparación con los esperados de acuerdo a las simulaciones.

De acuerdo con las especificaciones preestablecidas, las antenas muestran un comportamiento bastante omnidireccional. Las diferencias obtenidas entre los resultados experimentales y los obtenidos mediante simulación pueden estar ocasionadas por otras pérdidas no consideradas en la ecuación de Friis, como pérdidas en la etapa de captura de señal (antena receptora, cable coaxial y analizador de espectro), problemas de desadaptación de impedancias en los conectores, etc. Sin embargo, esta diferencia también puede estar relacionada con efectos derivados de la implementación real del hardware del sensor, muchos de ellos no considerados en la etapa de diseño y simulación de las antenas (componentes electrónicos, pistas y planos metálicos, etc.). Las antenas con balun presentaron los peores resultados, posiblemente debido al desajuste de impedancias. Los resultados obtenidos indican la necesidad de incorporar un análisis experimental durante la etapa de diseño de las antenas que permita incluir los efectos derivados de la implementación real del dispositivo en el proceso de optimización de las antenas.

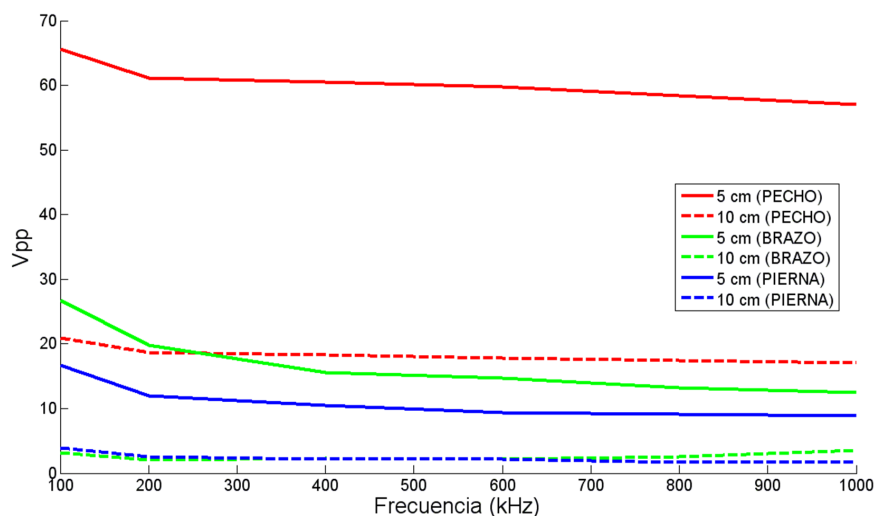


Figura 5.10: Tensiones medidas en los electrodos de recepción.

5.2.3. Resultados experimentales del transmisor IBC

La Figura 5.10 muestra las tensiones medidas con osciloscopio (tensión pico a pico) en las diferentes posiciones consideradas (brazo derecho a la altura del músculo biceps, pecho derecho a la altura del músculo pectoral y pierna derecha a la altura del músculo gastrocnemio) para una corriente inyectada de 1 mA eficaz. También se muestran los resultados para las dos distancias consideradas en los experimentos (5 y 10 cm) de separación entre los electrodos transmisores y los electrodos de recepción. Como era previsible, la amplitud de la señal disminuye a medida que aumenta la distancia. La señales con mayor amplitud fueron obtenidas en el pecho. El valor de tensión recibida es estable con la frecuencia, salvo en el rango comprendido entre 100 kHz y 200 kHz, donde la tensión medida tiene un valor mayor. De acuerdo con los resultados obtenidos, la frecuencia de 100 kHz se considera como la más adecuada dentro del rango estudiado (100 kHz a 1 MHz) para realizar una transmisión mediante acoplamiento galvánico.

La Figura 5.11 muestra la atenuación de la señal en las posiciones anteriores respecto de la tensión generada por el prototipo del transceptor IBC para acoplamiento galvánico en los electrodos de transmisión, la cual fue medida también en osciloscopio. De acuerdo con los resultados obtenidos, la atenuación de la señal tiene un comportamiento aproximadamente constante con la frecuencia en las diferentes posiciones de los electrodos y para las diferentes distancias observadas. La atenuación crece a medida que aumenta la distancia. En media, se observa un incremento en la atenuación de 10 a 15

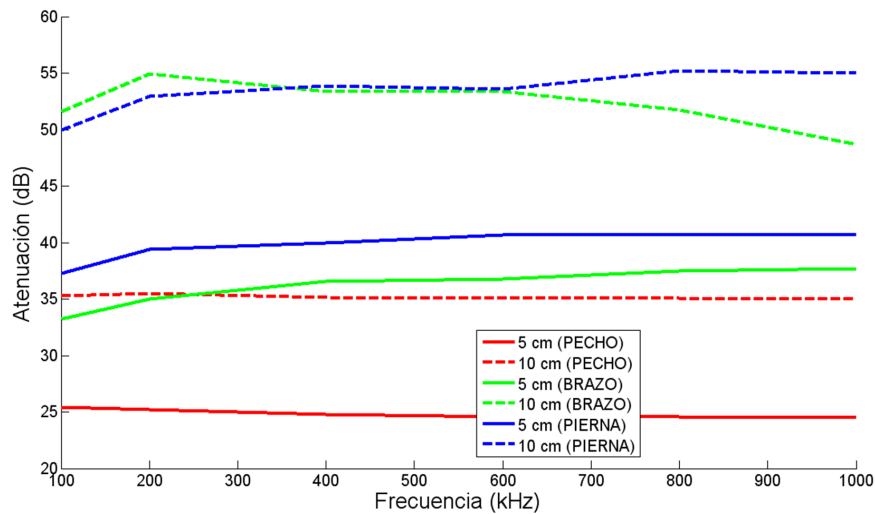


Figura 5.11: Atenuación en la señal recibida.

dB cuando la distancia de los electrodos de recepción pasa de 5 a 10 cm. En las medidas realizadas en brazos y piernas se observa una disminución de la atenuación en el rango comprendido de 100 kHz a 200 kHz, siendo la atenuación más baja la correspondiente a 100 kHz. La atenuación en el pecho sin embargo tiene un comportamiento constante con la frecuencia y es de valor mucho más bajo que la de brazos y piernas. A 10 cm de distancia la atenuación en el pecho es menor que la atenuación a 5 cm en brazos y piernas.

Dichos resultados están en la línea de los obtenidos en [124], y sirven de validación del diseño realizado como una primera aproximación a un transmisor IBC para acoplamiento galvánico en aplicaciones de sensores biomédicos situados en el tórax o a corta distancia en las extremidades en el rango de frecuencias de comunicación de 100 kHz a 1 MHz, siendo la frecuencia de 100 kHz la más adecuada en el rango analizado para el desarrollo de las comunicaciones. Por otro lado y como líneas futuras de investigación y desarrollo, los resultados obtenidos muestran la necesidad de realizar estudios más amplios sobre el comportamiento frecuencial de las transmisiones mediante acoplamiento galvánico por debajo de 100 kHz.

5.3. Resultados del sensor inteligente para la detección de caídas

En la sección 5.3 se presentan los resultados obtenidos en el primer caso de uso de la plataforma BASIS, aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente para la detección de caídas, como ya se vio en la sección 4.1. En el apartado 5.3.1 se muestran los resultados del módulo de optimización para la detección de impactos, el cual proporcionó los parámetros y umbrales de operación del algoritmo de detección. En el apartado 5.3.2 se describen los resultados obtenidos en un estudio de validación del módulo de procesado para la detección de impactos con los parámetros y umbrales obtenidos por el módulo de optimización. En el apartado 5.3.3 se realiza un análisis de sensibilidad del procedimiento de optimización en función de la variabilidad entre personas. Finalmente, en el apartado 5.3.4 se muestran los resultados obtenidos mediante la ejecución del algoritmo de detección de caídas sobre los datos de aceleración correspondientes a impactos.

5.3.1. Resultados del *módulo de optimización* de detección de impactos

El procedimiento de optimización de la detección de impactos fue alimentado con un conjunto de datos acelerométricos experimentales emplazando el prototipo a la espalda de 8 voluntarios de diferentes edades, sexo y pesos, mientras realizaban diferentes actividades. La Tabla 5.5 muestra las características de los experimentos ejecutados por el *módulo de optimización* de detección de impactos.

1. **Actividades de no impacto:** andar (lento), andar (normal), andar (rápido), subir escaleras, bajar escaleras, coger un objeto del suelo doblando las rodillas, coger un objeto del suelo sin doblar las rodillas y sentarse en una silla con cuidado.
2. **Actividades de impacto:** sentarse en una silla bruscamente, salto vertical, caída de rodillas, caída al suelo, caída al suelo desde una silla y simulación de caída desde una cama.

Se muestran a continuación los resultados obtenidos en las diferentes fases del procedimiento de optimización:

Tabla 5.5: Características de los experimentos realizados en el procedimiento de optimización de detección de impactos.

Número de voluntarios	8
Hombres/Mujeres	5/3
Edad	$28,4 \pm 4,2$ años
Peso	$72,3 \pm 12$ kg
Estatura	$174,5 \pm 8$ cm
Número total de experimentos	112
Número de actividades	14
Número total de impactos	48
Número total de falsos positivos	0
Número total de falsos negativos	0

Primera aproximación

Teniendo en cuenta que los parámetros τ , T_{th} , A_{th} y E_{th} toman valores discretos debido a la implementación particular del algoritmo en el microcontrolador del SoM, se recorrió el espacio de parámetros $T_{th}-\tau$ para encontrar en una primera aproximación los valores más adecuados para la detección de impactos. En el estudio se varió el parámetro T_{th} desde el valor 1 (7.8 ms) a 500 (3.91 s) y el parámetro τ desde el valor 1 (25 ms) a 50 (1.25 s). Se fijaron los umbrales máximo y mínimo para la aceleración ($A_{max}=30$ ($1.40 m/s^2$), $A_{min}=1$ ($0.047 m/s^2$)) y para la energía ($E_{max}=20$ ($0.176 m^2/s^4$), $E_{min}=1$ ($0.0088 m^2/s^4$)) en el algoritmo de detección de impactos. Como puede verse en la Figura 5.12, la función F_{FA} presentó un máximo en el rango de valores comprendido entre 8 (62.6 ms) y 9 (70.4 ms) para T_{th} y entre 7 (175 ms) y 16 (400 ms) para τ , por lo que se propuso este conjunto de valores como adecuado para los parámetros en una primera aproximación.

Selección de τ y T_{th}

Para maximizar la distancia entre el umbral de energía y los valores de energía asociados con los eventos de no impacto y así aumentar su especificidad frente a eventos de impacto, se seleccionó el valor de τ que minimizaba la función de coste F_C ($\tau=7$ (175 ms)) dentro del rango obtenido en la primera fase. El valor de T_{th} elegido de acuerdo con el procedimiento fue 9 (70.4 ms).

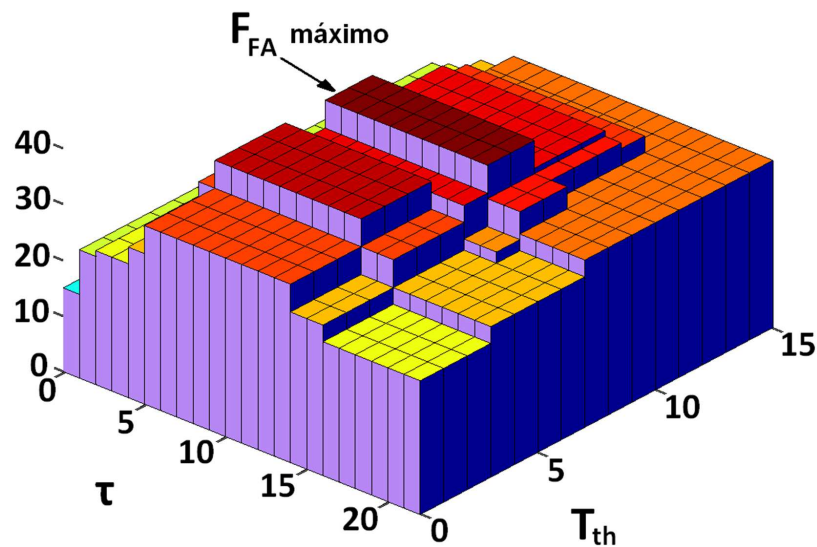


Figura 5.12: Valores de F_{FA} en el espacio de parámetros T_{th} - τ .

Selección de A_{th} y E_{th}

De entre los valores de los umbrales A_{th} y E_{th} para los que la función de evaluación F_{AE} tomaba un valor distinto de 0, se seleccionaron los más bajos (para así aumentar la sensibilidad frente a impactos), pero que a su vez mantuvieran a 0 el número de falsos positivos si se disminuía el umbral de aceleración (robustez frente a falsos positivos en la aceleración) o si se disminuía el umbral de energía (robustez frente a falsos positivos en la energía). La Figura 5.13 muestra los resultados obtenidos en la función de evaluación F_{AE} , y siguiendo las consideraciones anteriores se seleccionó el valor 14 (656 m/s^2) para A_{th} y 9 ($0.079 \text{ m}^2/\text{s}^4$) para E_{th} .

5.3.2. Validación de la detección de impactos y el procedimiento de optimización

Se formó un nuevo grupo de voluntarios para que repitieran todos los experimentos de actividades de impacto y de no impacto descritos en el apartado 5.3.1. La Tabla 5.6 muestra las características de los experimentos realizados. Al probar el algoritmo de detección de impacto con unos nuevos experimentos no utilizados en el proceso de búsqueda de parámetros del algoritmo de detección de impactos no solo estamos validando los parámetros obtenidos, sino que a su vez estamos probando la robustez del algoritmo de detección de impactos utilizado.

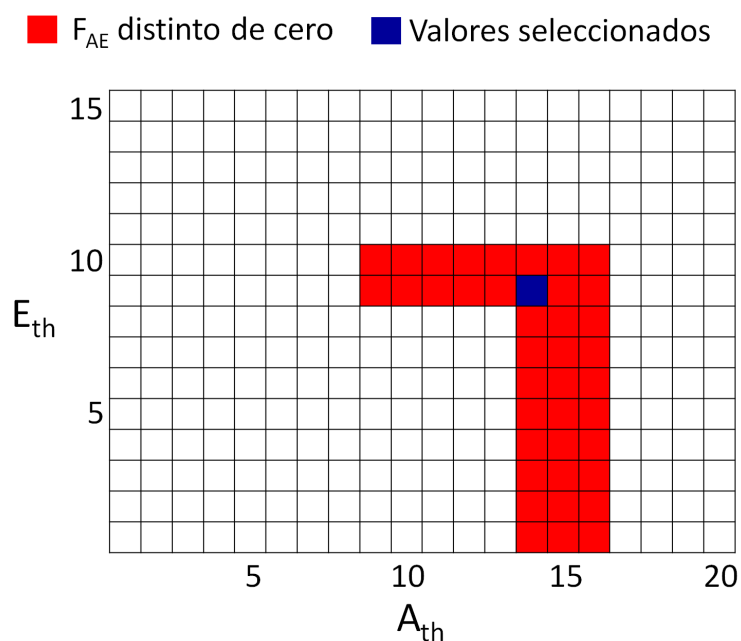


Figura 5.13: Resultados de F_{AE} en el espacio de umbrales A_{th} y E_{th} .

Tabla 5.6: Características de los experimentos para la validación de la detección de impactos.

Número de voluntarios	4
Hombres/Mujeres	3/1
Edad	$27,75 \pm 3,8$ años
Peso	$88,5 \pm 9$ kg
Estatura	$177 \pm 4,5$ cm
Número total de experimentos	56
Número de actividades	14
Número total de impactos	24
Número total de falsos positivos	0
Número total de falsos negativos	0

Estos experimentos fueron realizados en configuraciones muy diferentes, desde una distancia de 1 metro a 10 metros entre el transmisor y el receptor, con el cuerpo humano situado en muchas ocasiones entre ellos; en una habitación o al aire libre, o incluso con obstáculos en el camino de la señal como muros entre estancias. Además, para evaluar las prestaciones de transferencia en tiempo real del protocolo MAC MCSD, el módulo de procesamiento fue programado en el *modo de transmisión continua* de datos con alarmas (submodo 2). El *módulo de procesado* de detección de impactos fue ejecutado en tiempo real para así evaluar su correcto funcionamiento sobre el hardware del sensor inteligente. En las Figuras 5.14, 5.15 y 5.16 se muestran un conjunto representativo de formas de ondas de las señales de aceleración obtenidas en algunos experimentos.

Durante los experimentos, el SoM detectó correctamente el instante de impacto en todas las actividades de impacto (el número de falsos negativos fue 0). Además, no se envió ninguna alarma durante la realización de las actividades de no impacto (el número de falsos positivos fue 0). Los resultados muestran la viabilidad y robustez de la técnica de detección (100% de aciertos, 100% de sensibilidad y 100% de especificidad) en la implementación del *módulo de procesado* así como de los parámetros obtenidos a través del procedimiento de optimización propuesto. Además, los experimentos volvieron a mostrar la viabilidad de la implementación del protocolo MAC MCSD sobre el nivel físico del estándar IEEE 802.15.4 obteniendo transmisiones en tiempo real libres de errores.

5.3.3. Análisis de sensibilidad del procedimiento de optimización

Para analizar la sensibilidad del procedimiento de optimización en función de la variabilidad entre personas se ejecutó el procedimiento de optimización con los parámetros de impacto y no impacto de los experimentos correspondientes a la Tabla 5.5, pero en esta ocasión, de forma individual para cada uno de los voluntarios. Con los parámetros obtenidos se ejecutó el algoritmo de detección para cada uno de los patrones de impacto y no impacto del resto de voluntarios. La Tabla 5.7 resume los resultados obtenidos:

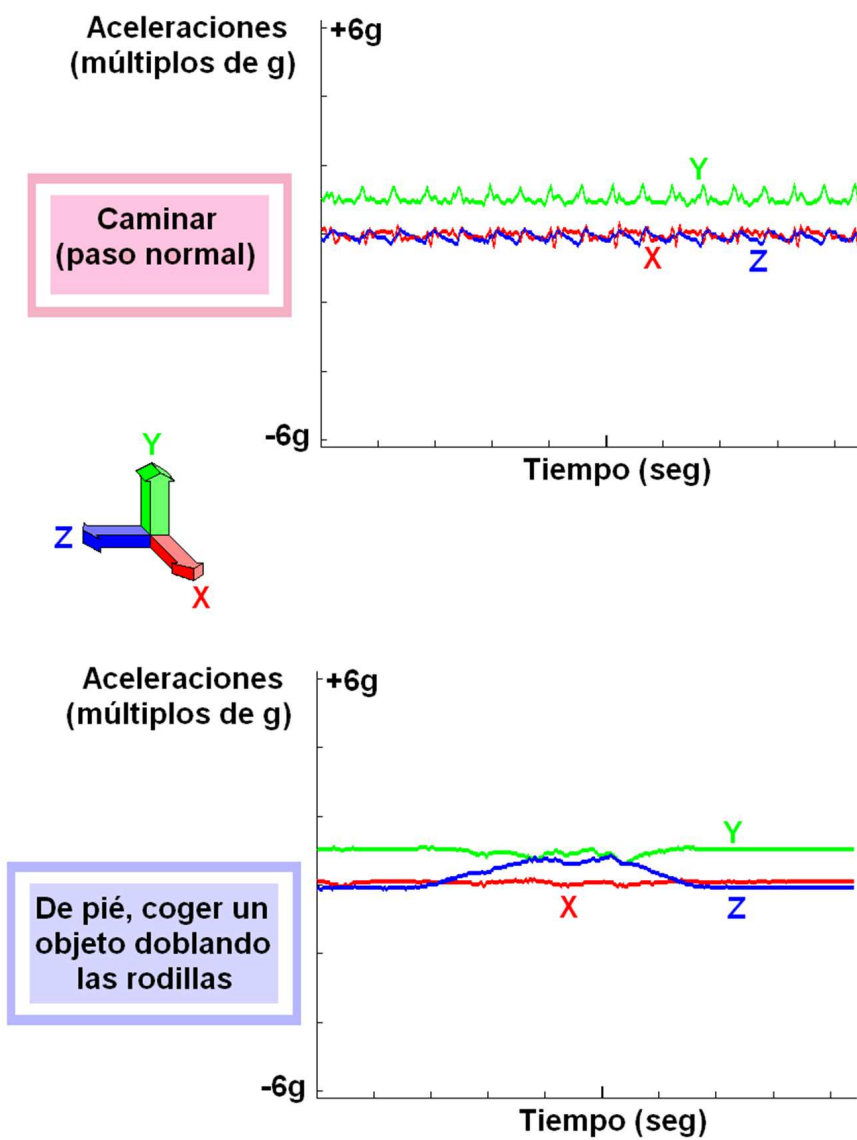


Figura 5.14: Ejemplos de aceleraciones de actividades realizadas en los experimentos (parte I).

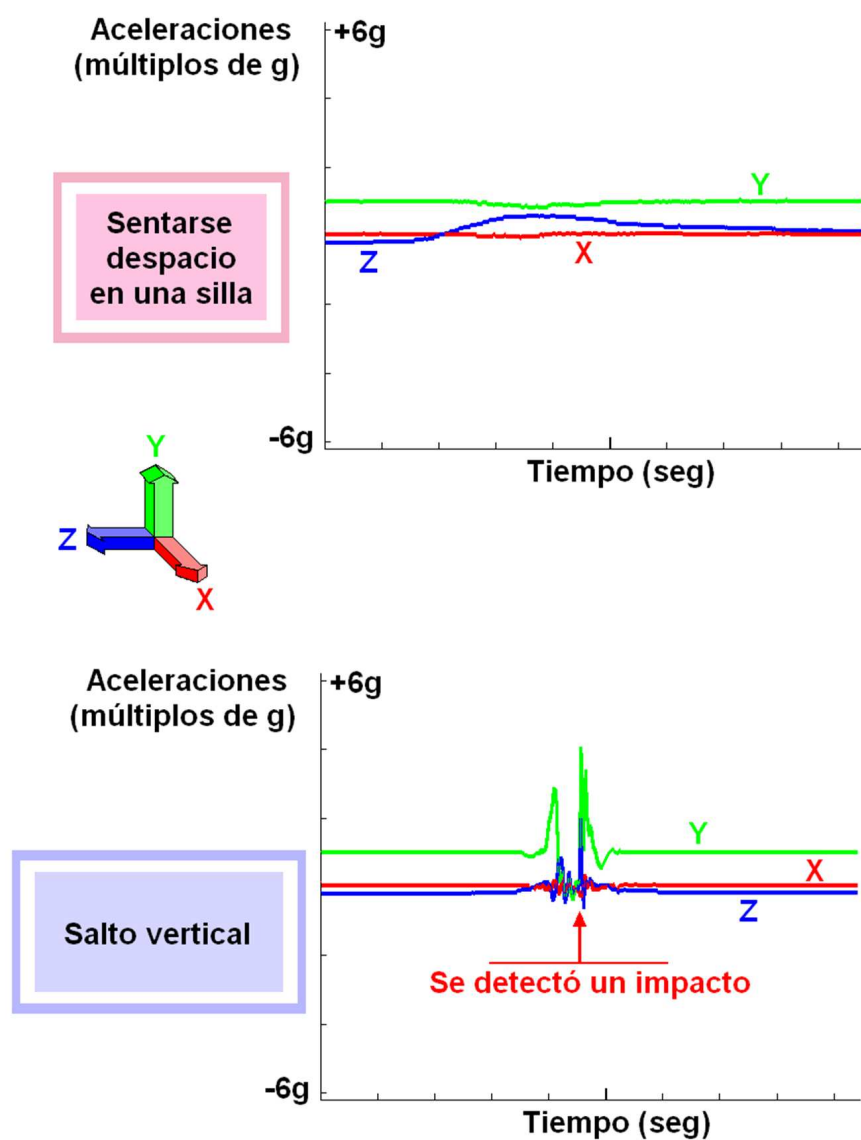


Figura 5.15: Ejemplos de aceleraciones de actividades realizadas en los experimentos (parte II).

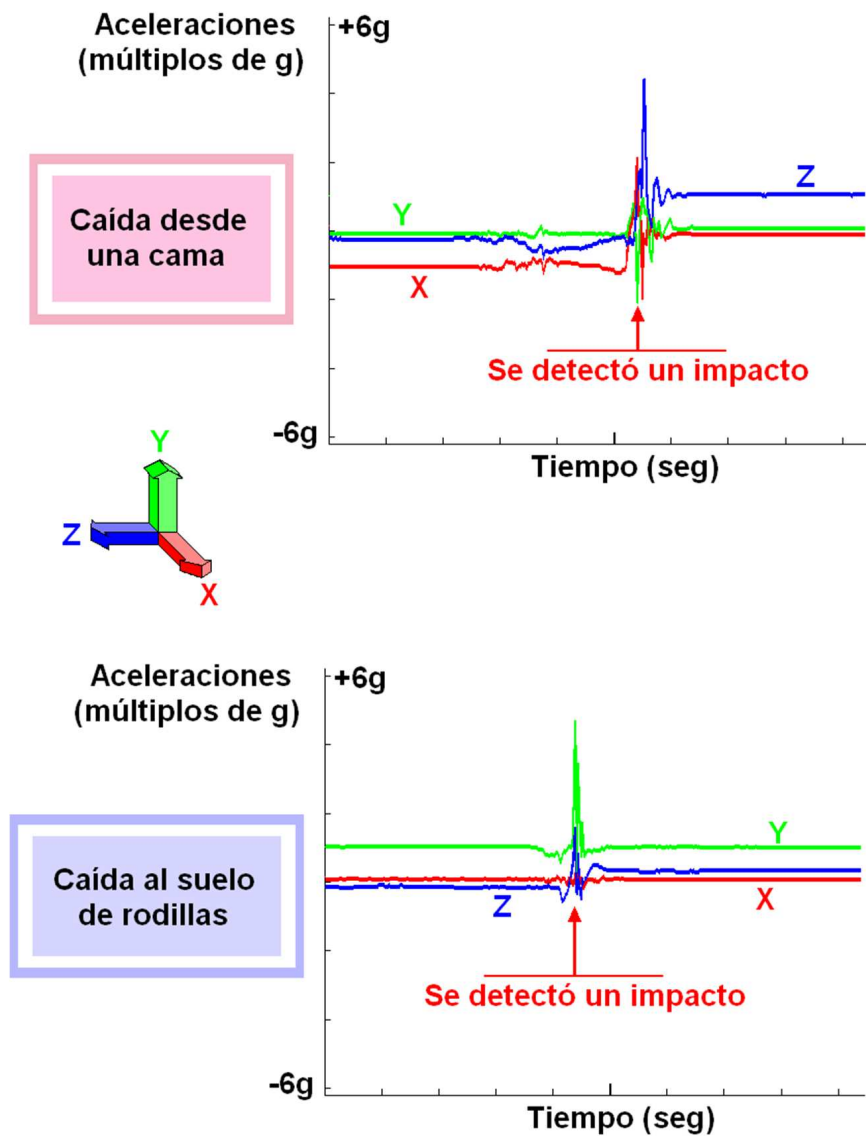


Figura 5.16: Ejemplos de aceleraciones de actividades realizadas en los experimentos (parte III).

Tabla 5.7: Sensibilidad persona a persona del procedimiento de optimización

Optimización con:	Sensibilidad global	Especificidad global
Únicamente patrones del voluntario 1	100 %	94.4 %
Únicamente patrones del voluntario 2	94.4 %	100 %
Únicamente patrones del voluntario 3	100 %	77.7 %
Únicamente patrones del voluntario 4	100 %	94.4 %
Únicamente patrones del voluntario 5	100 %	75 %
Únicamente patrones del voluntario 6	100 %	75 %
Únicamente patrones del voluntario 7	100 %	97.2 %

Tabla 5.8: Características de los experimentos para la validación de la detección de impactos.

Número de voluntarios	31
Hombres/Mujeres	17/14
Edad	28 ± 4 años
Peso	75 ± 22 kg
Estatura	174 ± 8 cm

5.3.4. Resultados de la detección de caídas

En el sistema de detección de caídas distribuido, el DAD constituye un segundo nivel de detección, en el que los impactos detectados por el sensor inteligente son analizados para decidir si se corresponden con una verdadera caída o con otro tipo de impacto. Dicha validación fue realizada fuera de línea con los datos de actividades proporcionadas por el sensor inteligente correspondientes a los experimentos descritos en las Tablas 5.5 y 5.6 (un total de 12 voluntarios que realizaron 176 experimentos), pero también con los datos de otro grupo de voluntarios diferente del anterior que realizaron experimentos similares (19 voluntarios que realizaron 152 experimentos). La Tabla 5.8 muestra las características antropométricas medias y las desviaciones de todos los voluntarios participantes.

En los dos grupos de experimentos se ejecutó en primer lugar el algoritmo de detección de impactos. En las actividades detectadas como impacto se aplicó posteriormente el algoritmo de discriminación de caídas descrito en la sección 4.1.5. Los resultados de los experimentos se muestran en la Tabla 5.9. Todos los experimentos considerados como impacto fueron correctamente detectados por el algoritmo

Tabla 5.9: Características de los experimentos de detección de caídas.

Impacto	Experimento	Tasa de acierto en la detección
No	Andar a paso lento	100 %
No	Andar a paso normal	100 %
No	Andar a paso rápido	100 %
No	Subir escaleras	100 %
No	Bajar escaleras	100 %
No	Coger un objeto del suelo sin doblar las rodillas	100 %
No	Coger un objeto del suelo doblando las rodillas	100 %
No	Levantarse desde una silla	100 %
No	Sentarse en una silla despacio	100 %
Sí	Sentarse en una silla de forma brusca	100 %
Sí	Salto vertical	90,16 %
Sí	Caída de rodillas	100 %
Sí	Caída al suelo estando de pie	100 %
Sí	Caída al suelo desde una silla	100 %
Sí	Caída al suelo desde una cama	100 %

de detección de impactos. La tasa de acierto que aparece en la tabla se refiere a la detección de caídas y muestra el porcentaje de experimentos relacionados con una actividad concreta que fueron detectados de forma correcta. Se detectaron correctamente todos los impactos de caída (verdaderos positivos) sin que se produjeran falsos negativos, dando lugar a una sensibilidad global del sistema del 100 %.

El único experimento no clasificado de forma correcta en todos los casos fue el salto vertical, que en algunas ocasiones fue clasificado como una caída. Esto se debe a las dificultades encontradas en la diferenciación entre la actividad de “salto vertical” y la actividad de “caída de rodillas”, ya que ambas actividades tienen unos patrones de señal semejantes. El sistema fue capaz de diferenciar los eventos que no se correspondían con caídas (verdaderos negativos) produciéndose un número reducido de falsos positivos, lo que dio lugar a una especificidad global del 96.15 %. Estos valores de sensibilidad y especificidad son comparables a otros encontrados en otros sistemas de detección [140–142, 145, 148]. Además, el número de falsos negativos fue cero, lo cual es una característica indispensable en un sistema de detección de eventos de riesgo, para no dejar sin respuesta una posible situación de emergencia.

Tabla 5.10: Características antropométricas de los voluntarios en los experimentos de actividad.

Número de voluntarios	6	Edad	27.8 ± 6.4 años
Hombres	3	Peso	85.3 ± 25.2 kg
Mujeres	3	Estatura	170.7 ± 11.9 cm

5.4. Resultados del sensor inteligente de actividad física

En la sección 5.4 se presentan los resultados obtenidos en el segundo caso de uso de la plataforma BASIS, aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente de acelerometría para la monitorización de la actividad física. El apartado 5.4.1 muestra los resultados del módulo de procesamiento de clasificación del nivel de actividad sobre un conjunto de experimentos realizados por voluntarios. En el apartado 5.4.2 se presentan los resultados obtenidos por el módulo de procesamiento para la identificación de actividades. Finalmente, en el apartado 5.4.3 se muestran los resultados obtenidos con los algoritmos del módulo de procesamiento para la estimación del gasto metabólico.

5.4.1. Resultados del módulo de procesamiento de clasificación del nivel de actividad

Para obtener los parámetros de operación del algoritmo de clasificación del nivel de actividad, un grupo de voluntarios realizó una serie de experimentos portando el sensor inteligente. La tabla 5.10 muestra las características antropométricas de los voluntarios. Cada uno de los voluntarios realizó 15 actividades, de modo que el número total de actividades recogidas en los experimentos fue de 90. Se realizaron 12 actividades representativas de un nivel muy bajo de energía (durmiendo, sentado), 24 actividades representativas de un nivel bajo de energía (comiendo, haciendo una manualidad (punto), de pie hablando, escribir sentado), 24 actividades representativas de un nivel medio de energía (pasear, lavar los platos, planchar, barrer de forma no intensa) y 30 actividades representativas de un nivel alto de energía (bajar escaleras, ejercicio físico (rotaciones repetidas del tronco), andar rápido, trabajos de casa intensos, subir escaleras). El número de actividades se consideró suficiente para tener en cuenta las variaciones relacionadas con el sexo y las características antropométricas y es similar a los empleados en otros estudios relacionados con la actividad física [4, 145, 185, 189, 232].

Una vez recogidas las actividades, se empleó el método descrito en la sección 4.2.2 para obtener los parámetros de funcionamiento del algoritmo de clasificación del nivel de actividad: F_C , correspondiente a la frecuencia de corte del filtro paso de alta de las aceleraciones fue fijado en 0.9 Hz ; $Umbral_{muy\ bajo}$, correspondiente al umbral de energía que delimita las actividades de nivel muy bajo y nivel bajo, fue fijado en $0.0306 \text{ m}^2/\text{s}^4$; $Umbral_{bajo}$, correspondiente al umbral de energía que delimita las actividades de nivel bajo y medio, fue fijado en $0.1490 \text{ m}^2/\text{s}^4$; $Umbral_{medio}$, correspondiente al umbral de energía que delimita las actividades de nivel medio y nivel alto, fue fijado en $1.6026 \text{ m}^2/\text{s}^4$. Como ya se mostró en la sección 4.2.2, el coeficiente de ponderación ($WeCo$) de las componentes verticales de aceleración, el orden del filtro ($Ord|_{Filt}$) paso de alta y el número de muestras de aceleración empleado en el cálculo de la energía (N_{AS}) tenían unos valores ya establecidos ($WeCo = 0,5$, $Ord|_{Filt}=2$ y $N_{AS}=256$).

La figura 5.17 muestra los valores de la variable asociada a la energía de la actividad (E_A) obtenida para cada una de las actividades realizadas y los umbrales de clasificación obtenidos. Como muestra dicha figura, la variable E_A ha permitido acotar la energía asociada a 15 de las actividades más representativas de las actividades diarias de una persona en su domicilio de acuerdo a los datos presentados en [187].

Con el objeto de evaluar la robustez del procedimiento de clasificación de niveles de actividad y de los parámetros empleados por el algoritmo, se ha realizado un análisis de sensibilidad y especificidad de la técnica de clasificación en función de los valores de los parámetros ($WeCo$, N_{AS} , F_C , $Umbral|_{muybajo}$, $Umbral|_{bajo}$, $Umbral|_{medio}$, $Ord|_{Filt}$). La sensibilidad y la especificidad se definen de acuerdo a las siguientes ecuaciones:

$$Sensibilidad(\%) = \frac{VP}{VP + FN} \cdot 100 \quad (5.1)$$

$$Especificidad(\%) = \frac{VN}{VN + FP} \cdot 100 \quad (5.2)$$

donde VP es el número de verdaderos positivos, FN es el número de falsos negativos, VN es el número de verdaderos negativos y FP es el número de falsos positivos. El número de casos positivos

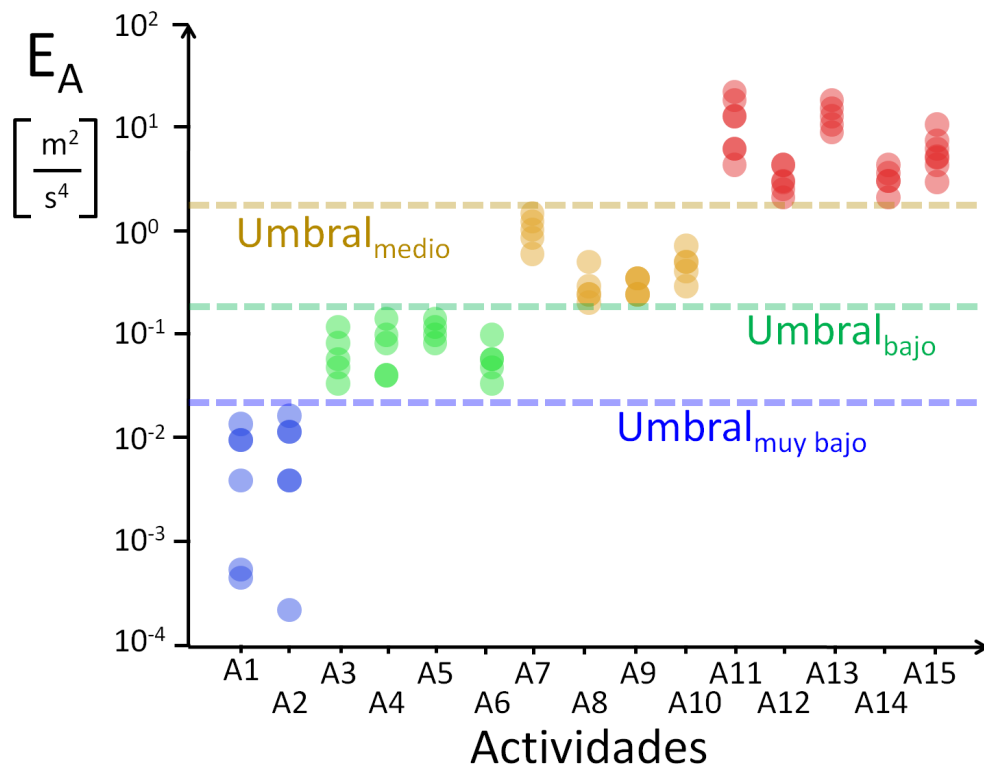


Figura 5.17: Umbrales de clasificación y variable E_A en cada una de las actividades: **Actividades de muy bajo nivel:** durmiendo (A1), sentado (A2). **Actividades de nivel bajo:** comiendo (A3), haciendo una manualidad (punto) (A4), de pie hablando (A5), escribir sentado (A6). **Actividades de nivel medio:** pasear (A7), lavar los platos (A8), planchar (A9), barrer de forma no intensa (A10). **Actividades de nivel alto:** bajar escaleras (A11), ejercicio físico (rotaciones repetidas del tronco, A12), andar rápido (A13), trabajos de casa intensos (A14), subir escaleras (A15).

y negativos, tanto verdaderos como falsos, fue calculado de forma individual para cada uno de los niveles de clasificación considerados y la suma total de los mismos fue el valor aplicado en el cálculo de la sensibilidad y especificidad.

Las Tablas 5.11 y 5.12 muestran los resultados obtenidos en el análisis de sensibilidad y especificidad para diferentes valores de los parámetros. Para cada uno de los parámetros se consideró su valor nominal y los valores que se obtendrían con variaciones del -50% , -25% , -10% , $+10\%$, $+25\%$ y $+50\%$ alrededor del valor nominal. Se han considerado variaciones muy significativas de los parámetros alrededor de los valores nominales, desde el -50% al $+50\%$ del valor nominal, para evaluar la robustez del procedimiento propuesto. Los mejores resultados (100% de sensibilidad y especificidad) fueron obtenidos con los valores nominales de los parámetros. Variaciones significativas de $\pm 25\%$ alrededor de los valores nominales no produjeron errores significativos en la clasificación, con una sensibilidad superior al 91% . Estos resultados prueban la robustez del algoritmo, el cual es muy poco sensible a variaciones de los parámetros. El parámetro más sensible fue F_C , pero solamente para variaciones de -50% en el valor del parámetro. Este efecto era previsible, ya que en este caso y para esta variación tan significativa (-50%) la frecuencia de corte del filtro paso de alta disminuye tanto que la efectividad del filtrado queda comprometida, de modo que las componentes gravitacionales (de baja frecuencia) empiezan a tener su efecto en el cálculo de la energía. También se analizó la influencia del orden del filtro $Ord|_{Filt}$, y un incremento o decremento en una unidad no produjo diferencias importantes. Se obtuvieron todavía mejores resultados con respecto a la especificidad como muestra la Tabla 5.12, la cual evalúa la robustez del algoritmo y los parámetros para clasificar de forma correcta los casos que no se corresponden con un determinado nivel de actividad.

5.4.2. Resultados del módulo de procesamiento de identificación de actividades

Como se describió en el apartado 4.2.3, el algoritmo de identificación de actividades de este *módulo de procesamiento* basa su funcionamiento en una serie de reglas de decisión tomadas a partir de la disposición de una serie de variables respecto de unos umbrales de clasificación:

- $Vertical|_{th}$: umbral empleado para determinar si el usuario está tendido, el cual es evaluado sobre una variable que representa el valor medio de la aceleración vertical.

Tabla 5.11: Análisis de sensibilidad global del módulo de procesado para la clasificación del nivel de actividad (sensibilidad en %).

Parámetro	Variaciones del valor nominal en %						
	-50	-25	-10	0	+10	+25	+50
$WeCo$	94.4	95.6	98.9	100	94.4	93.3	93.3
N_{AS}	86.7	91.1	92.2	100	93.3	95.6	94.4
F_C	67.8	92.2	94.4	100	95.6	93.3	90.0
$Umbral _{muybajo}$	96.7	98.9	100.0	100	100.0	97.8	95.6
$Umbral _{bajo}$	88.9	93.3	96.7	100	96.7	96.7	94.4
$Umbral _{medio}$	93.3	95.6	95.6	100	96.7	94.4	93.3
Orden del filtro		1	2	3	4	5	6
$Ord _{Filt}$		96.7	100	91.1	88.9	74.4	74.4

Tabla 5.12: Análisis de la especificidad global del módulo de procesado para la clasificación del nivel de actividad (especificidad en %).

Parámetro	Variaciones del valor nominal en %						
	-50	-25	-10	0	+10	+25	+50
$WeCo$	98.1	98.5	99.6	100	98.1	97.8	97.8
N_{AS}	95.6	97.0	97.4	100	97.8	98.5	98.1
F_C	89.3	97.4	98.1	100	98.5	97.8	96.7
$Th _{muybajo}$	98.9	99.6	100.0	100	100.0	99.3	98.5
$Th _{bajo}$	96.3	97.8	98.9	100	98.9	98.9	98.1
$Th _{medio}$	97.8	98.5	98.5	100	98.9	98.1	97.8
Orden del filtro		1	2	3	4	5	6
$Ord _{Filt}$		98.9	100	97.0	96.3	91.5	91.5

- $Quiet|_{th}$: umbral empleado para determinar si la actividad realizada se corresponde con una actividad de reposo, el cual es evaluado sobre una variable relacionada con la energía de la actividad.
- $A_{sum}|_{th}$: umbral empleado para determinar si la actividad realizada se corresponde con una actividad de movimiento (caminar, subir o bajar escaleras), evaluado también sobre una variable relacionada con la energía de la actividad.
- $H_{gait}|_{up}$: umbral empleado para determinar si la actividad realizada se corresponde con subir escaleras, el cual es evaluado sobre una variable que indica la altura recorrida en un paso en dirección vertical.
- $H_{gait}|_{down}$: umbral empleado para determinar si la actividad realizada se corresponde con bajar escaleras, el cual es evaluado sobre una variable que indica la altura recorrida en un paso en dirección vertical.
- $N_S|_{th}$: umbral empleado para determinar si el paso al caminar es normal o alto, el cual es evaluado sobre una variable que indica el número de pasos realizados durante la actividad.

El algoritmo emplea además un novedoso método para desacoplar las componentes relacionadas con la gravedad de las componentes relacionadas con el movimiento en la aceleración en sentido vertical. Este procedimiento permite determinar la distancia recorrida en sentido vertical para poder distinguir actividades como subir o bajar escaleras. La componente gravitacional de la aceleración vertical se establece como una curva que pasa por una serie de puntos de control. Estos puntos de control están relacionados con los valores de la aceleración vertical que solo están afectados por la componente gravitacional y no por el movimiento. En este caso se realizó una aproximación lineal entre cada par de puntos de control para obtener la curva acelerométrica relacionada con la gravedad. De esta forma, la componente de la aceleración relacionada con el movimiento en sentido vertical es el resultado de restar la curva acelerométrica que pasa por los puntos de control a la aceleración vertical.

En la Figura 5.18 pueden verse los puntos de control así como las aceleraciones mencionadas para actividades relacionadas con subir y bajar escaleras, las cuales son difíciles de discriminar sin emplear sistemas con múltiples sensores [185,188] o algoritmos con una elevada carga computacional [189].

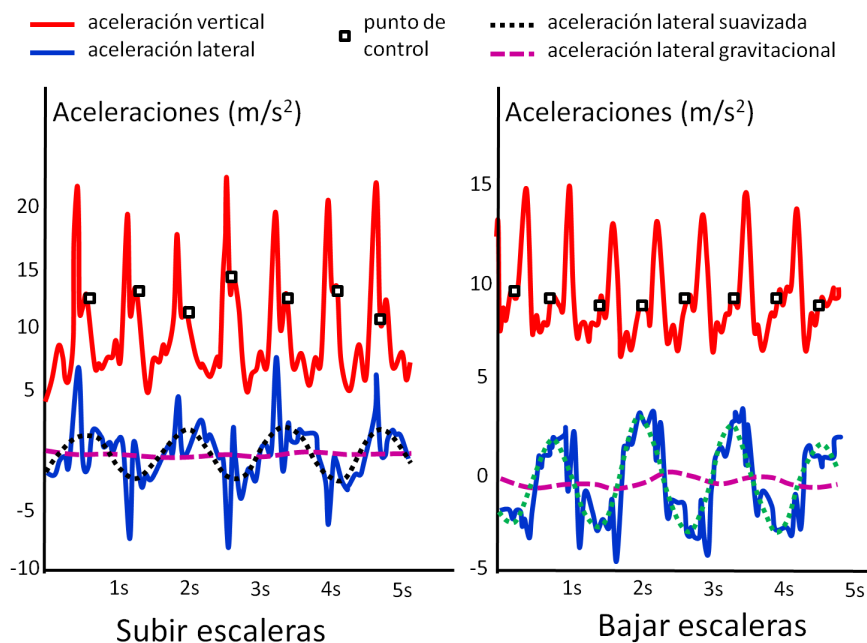


Figura 5.18: Características de las aceleraciones al subir y bajar escaleras.

En estos experimentos, los puntos de control coincidían en el tiempo con los máximos de la aceleración lateral suavizada por un filtro paso de baja que elimina las componentes de alta frecuencia pero mantiene las componentes relacionadas con el movimiento. La aceleración lateral gravitacional es el resultado de un filtrado paso de baja con frecuencia de corte mucho más baja. Los puntos de corte de la aceleración lateral suavizada con la aceleración lateral gravitacional permiten definir los intervalos de búsqueda de los puntos de control.

Para obtener los valores de los umbrales de clasificación ($Vertical|_{th}$, $Quiet|_{th}$, $A_{sum}|_{th}$, $H_{gait}|_{up}$, $H_{gait}|_{down}$ y $N_S|_{th}$) se emplearon los experimentos y la información acelerométrica de las actividades realizadas por los voluntarios descritos en la tabla 5.10. A partir de estos datos se establecieron los umbrales que permitían el mayor número de clasificaciones correctas en las diferentes reglas de decisión del algoritmo descrito en el apartado 4.2.3 para así obtener la máxima sensibilidad y especificidad en el algoritmo de detección. Como las reglas de decisión para cada uno de los umbrales pueden considerarse binarias (se cumple o no se cumple una determinada condición), y como las variables empleadas en el análisis podían agruparse en conjuntos no solapados de valores para las diferentes condiciones binarias, se establecieron como umbrales los valores medios entre el máximo de la variable en el conjunto de valores menores y el mínimo de la variable del conjunto con valores mayores. Al emplear este valor

Tabla 5.13: Parámetros del módulo de procesado para la identificación de actividades.

$Quiet _{th}$	18 m/s ²	$Vertical _{th}$	2.5 m/s ²
$A_{sum} _{th}$	150 m/s ²	$H_{gait} _{up}$	0.1 m
$H_{gait} _{down}$	-0,12 m	$N_S _{th}$	1.7 pasos/s

medio se proporciona una mayor robustez en las reglas de decisión del algoritmo. La tabla 5.13 muestra los valores nominales obtenidos para los diferentes parámetros.

Con el objeto de evaluar la robustez del procedimiento de identificación de actividades y de los umbrales empleados por el algoritmo, se ha realizado también un análisis de sensibilidad y especificidad de la técnica de identificación en función de los valores de dichos umbrales ($Vertical|_{th}$, $Quiet|_{th}$, $A_{sum}|_{th}$, $H_{gait}|_{up}$, $H_{gait}|_{down}$ y $N_S|_{th}$). La sensibilidad y la especificidad fueron calculadas de forma equivalente a la descrita en el apartado 5.4.1. Las Tablas 5.14 y 5.15 muestran los resultados obtenidos en el análisis de sensibilidad y especificidad para diferentes valores de los umbrales. Para cada uno de los umbrales se consideró su valor nominal y los valores que se obtendrían con variaciones del -50 %, -25 %, -10 %, +10 %, +25 % y +50 % alrededor del valor nominal. Se han considerado variaciones muy significativas de los umbrales alrededor de los valores nominales, desde el -50 % al +50 % del valor nominal, para evaluar la robustez del procedimiento propuesto. Los mejores resultados (100 % de sensibilidad y especificidad) fueron obtenidos con los valores nominales de los umbrales, aunque todos los umbrales considerados a excepción de $A_{sum}|_{th}$ fueron también robustos en la identificación incluso con variaciones de ± 50 %. Variaciones significativas en los parámetros no redujeron de forma importante los valores de sensibilidad, manteniéndose por encima del 93 % en un margen de variación tan amplio como ± 25 %, lo que demuestra que el algoritmo es muy poco sensible a las variaciones de los parámetros y muy robusto ante posibles alteraciones o perturbaciones. El análisis de especificidad mostró todavía mejores resultados.

5.4.3. Resultados del módulo de procesado de estimación del gasto metabólico

Utilizando los valores de la variable E_A calculada por el *módulo de procesado* para la clasificación del nivel de actividad (descrito en el apartado 4.2.2) en los experimentos realizados por los voluntarios descritos en la Tabla 5.10 se estableció una correspondencia con el equivalente estándar asociado a

Tabla 5.14: Análisis de sensibilidad global del *módulo de procesado* para la identificación de actividades (sensibilidad en %).

Parámetro	Variaciones del valor nominal en %						
	-50	-25	-10	0	+10	+25	+50
$H_{gait} _{up}$	100.0	100.0	100.0	100	100.0	98.9	98.9
$H_{gait} _{down}$	96.7	97.8	98.9	100	98.9	98.9	95.6
$N_S _{th}$	93.3	97.8	98.9	100	96.7	95.6	93.3
$A_{sum} _{th}$	47.8	93.3	96.7	100	100.0	100.0	96.7
$Quiet _{th}$	95.6	98.9	98.9	100	100.0	100.0	100.0
$Vertical _{th}$	95.6	98.9	98.9	100	100.0	100.0	100.0

Tabla 5.15: Análisis de especificidad global del *módulo de procesado* para la identificación de actividades (especificidad en %).

Parámetro	Variaciones del valor nominal en %						
	-50	-25	-10	0	+10	+25	+50
$H_{gait} _{up}$	100.0	100.0	100.0	100	100.0	99.8	99.8
$H_{gait} _{down}$	99.3	99.6	99.8	100	99.8	99.8	99.1
$N_S _{th}$	98.7	99.6	99.8	100	99.3	99.1	98.7
$A_{sum} _{th}$	89.6	98.7	99.3	100	100.0	100.0	99.3
$Quiet _{th}$	99.1	99.8	99.8	100	100.0	100.0	100.0
$Vertical _{th}$	99.1	99.8	99.8	100	100.0	100.0	100.0

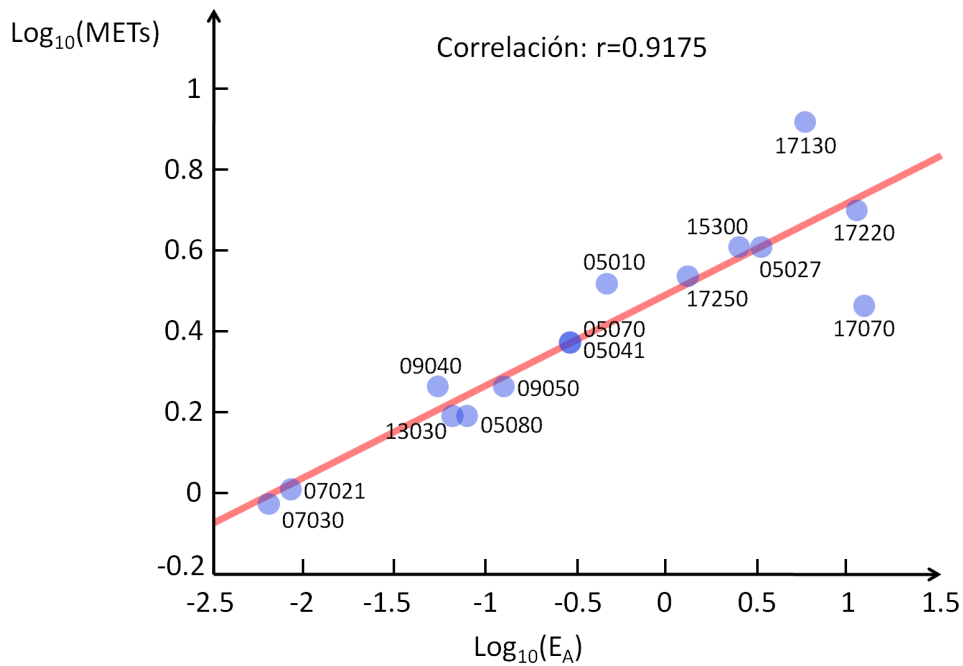


Figura 5.19: Correspondencia entre el $\log_{10}(E_A)$ y $\log_{10}(METs)$ en las actividades realizadas: Durmiendo = 07030; Sentado = 07021; Comiendo = 13030; Manualidad (punto) = 05080; De pié, hablando = 09050; Escribiendo, sentado = 09040; Paseando = 17250; Barriendo, pero no de forma intensa = 05010; Lavando los platos = 05041; Planchando = 05070; Bajando escaleras = 17070; Ejercicio físico = 15300; Andando (rápido) = 17220; Trabajos de casa intensos = 05027; Subiendo escaleras = 17130.

dichas actividades [187]. Como la energía asociada a las actividades de escaso nivel energético tiene muy poca relevancia respecto de las actividades de alta carga energética y su variabilidad queda enmascarada ante la magnitud y variabilidad de las actividades energéticas, se empleó una escala logarítmica para establecer la correspondencia entre los valores de E_A y el estándar asociado a las actividades. Como ya se indicó en el apartado 4.2.4, dicho estándar asocia a cada actividad un nivel equivalente de intensidad metabólica (MET), definido como la razón existente entre el gasto metabólico asociado a la actividad correspondiente y el gasto metabólico de la actividad patrón de descanso ($4,184 \text{ kJ kg}^{-1} \text{ hora}^{-1}$). Como era previsible, ya que ambas cantidades tratan sobre la energía asociada a las actividades, fue posible establecer una correspondencia lineal mediante la aproximación por mínimos cuadrados entre los valores medios del $\log_{10}(E_A)$ y el $\log_{10}(METs)$. La Figura 5.19 muestra esta correspondencia lineal y la expresión 5.3 la ecuación resultante. En la figura, los códigos identifican a las actividades de acuerdo con [187].

$$\log_{10}(METs) = 0,228 \cdot \log_{10}(E_A) + 0,487 \quad (5.3)$$

Esta aproximación fue válida para todas las actividades realizadas salvo las correspondientes a bajar escaleras, donde el gasto energético asociado está sobreestimado, y subir escaleras, donde está subestimado. Estos resultados eran previsibles, ya que subir escaleras supone un mayor esfuerzo respecto del movimiento horizontal debido a la oposición que realiza la fuerza de la gravedad, en tanto que al bajar las escaleras se beneficia de la gravedad. Para tener en cuenta el efecto de la gravedad, se estableció de nuevo la correspondencia entre los valores de la variable E_A y su equivalente aproximado en METs, pero esta vez sin considerar las actividades de subir y bajar escaleras. Para estas actividades, se calculó el factor de escala (S_F) que permitía corregir la desviación respecto del valor de E_A deseado, el cual podía ser despejado de la siguiente ecuación:

$$E_{A,deseado} = 10^{\frac{\log_{10}(METs)-0,487}{0,228}} \quad (5.4)$$

de modo que el factor de escala (S_F) puede ser establecido como el cociente entre el valor de E_A deseado ($E_{A,deseado}$) y el valor obtenido para E_A en esa actividad:

$$S_F = \frac{E_{A,deseado}}{E_A} \quad (5.5)$$

Este procedimiento permitió establecer los siguientes valores para S_F :

$$S_F \begin{cases} 0,0679, & \text{para bajar escaleras} \\ 9,397, & \text{para subir escaleras} \\ 1 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

La Figura 5.20 muestra de forma gráfica la correspondencia entre el logaritmo del valor medio corregido de E_A para cada una de las actividades con el logaritmo de su equivalente en METs. La expresión 5.6 muestra la ecuación resultante de esta nueva correspondencia y en la Figura 5.20 la línea

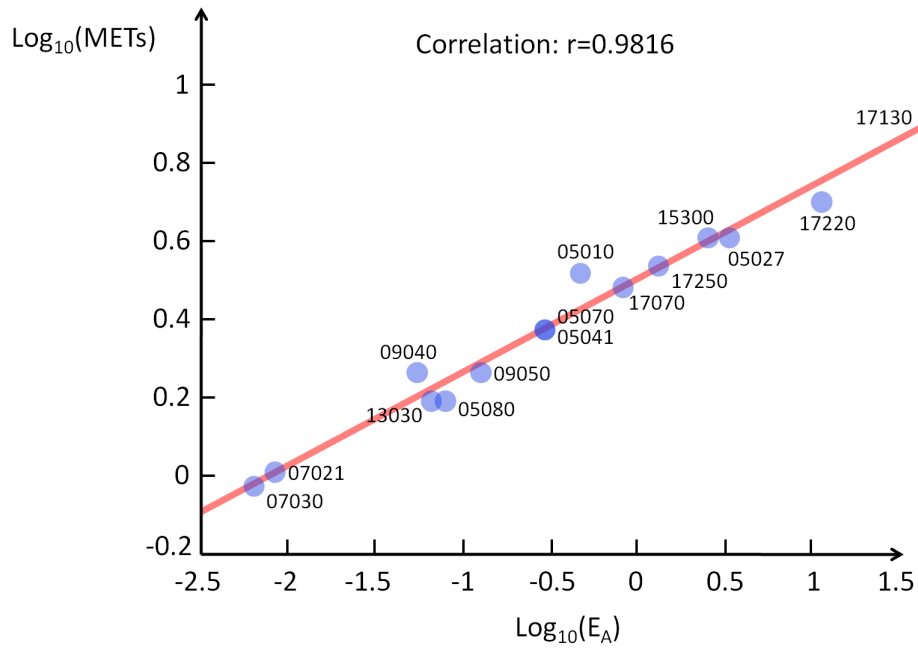


Figura 5.20: Correspondencia entre el $\log_{10}(E_A)$ y $\log_{10}(METs)$ en las actividades realizadas tras la corrección de las actividades.

representa la ecuación propuesta.

$$\log_{10}(METs) = 0,237 \cdot \log_{10}(S_F \cdot E_A) + 0,494 \quad (5.6)$$

Despejando y utilizando la correspondencia con la energía asociada a 1 MET según [187], el gasto metabólico responde a la siguiente expresión:

$$ME = \frac{10^{0,237 \cdot \log_{10}(S_F \cdot E_A) + 0,494} \cdot 4,184 \cdot m \cdot \Delta t}{60} \quad (5.7)$$

donde ME es el gasto metabólico asociado a la actividad en KJ, m es la masa del usuario en kg y Δt es el tiempo que ha durado la actividad en minutos. Reordenando términos, esta ecuación puede ser expresada de una forma más compacta:

$$ME = 0,2175 \cdot (S_F \cdot E_A)^{0,237} \cdot m \cdot \Delta t \quad (5.8)$$

El error cuadrático medio en la estimación de la tasa metabólica fue de 18 J/s en las actividades desarrolladas en los experimentos. De acuerdo con [187], la tasa metabólica de una actividad como dormir estaría en torno a 89 J/s, y la tasa metabólica de subir escaleras alrededor de 790 J/s para una persona de 85 kg, de modo que este error prueba la fiabilidad del algoritmo propuesto para el *módulo de procesado* de estimación del gasto metabólico. Este *módulo de procesado*, el cual, dada su sencillez, puede ser ejecutado en tiempo real en el SoM, permite proporcionar una estimación del gasto metabólico en conjunción con los otros dos *módulos de procesado* del sensor inteligente para la monitorización de la actividad física (*módulo de procesado* para la clasificación del nivel de actividad y *módulo de procesado* para la identificación de actividades). De este modo, los errores en la estimación de E_A o en la identificación de la actividad pueden producir errores en la estimación de la tasa metabólica. Los resultados mostrados en la Tabla 5.16 corroboran esta afirmación. Esta tabla muestra el error cuadrático medio (en julios por segundo) cometido por el algoritmo de clasificación respecto de los valores de referencia [187] para diferentes valores de los parámetros de los otros dos *módulos de procesado*. Para cada uno de los parámetros se consideró su valor nominal y los valores que se obtendrían con variaciones del -50% , -25% , -10% , $+10\%$, $+25\%$ y $+50\%$ alrededor del valor nominal. Los mejores resultados fueron obtenidos con los valores nominales de los parámetros, pero variaciones significativas de $\pm 25\%$ alrededor de los valores nominales no produjeron errores importantes en la estimación de la tasa metabólica, lo que muestra la robustez del procedimiento propuesto.

Tabla 5.16: Error cuadrático medio (en julios por segundo) del *módulo de procesado* en la estimación de la tasa metabólica.

Parámetros	Variaciones del valor nominal en %						
	-50	-25	-10	0	+10	+25	+50
$WeCo$	19	18	18	18	19	19	21
N_{AS}	23	20	18	18	18	18	18
F_C	31	17	18	18	19	21	25
$H_{gait} _{up}$	18	18	18	18	18	33	33
$H_{gait} _{down}$	33	28	26	18	32	32	47
$N_S _{th}$	30	30	30	18	30	30	30
$A_{sum} _{th}$	33	30	30	18	18	18	30
$Quiet _{th}$	30	30	30	18	18	18	18
$Vertical _{th}$	30	30	30	18	18	18	18

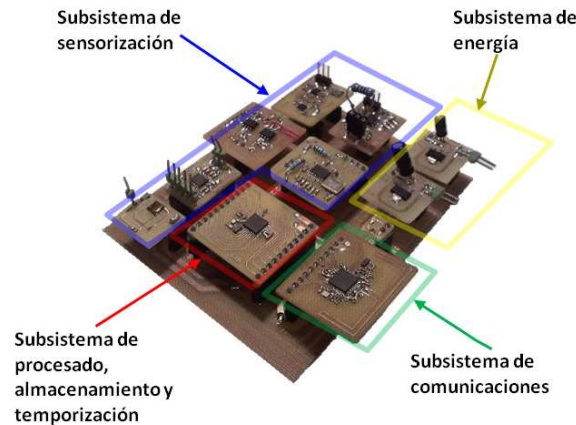


Figura 5.21: Circuito modular del sensor inteligente de bioimpedancia.

5.5. Resultados del sensor inteligente para la estimación de la composición corporal

En la sección 5.5 se presentan los resultados obtenidos en el tercer caso de uso de la plataforma BASIS, aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente de bioimpedancia para la estimación de la composición corporal. Dichos resultados forman parte de un estudio de validación del sensor inteligente el cual no solo es utilizado en el análisis de la viabilidad del dispositivo y los algoritmos de estimación propuestos, sino también de la propia plataforma BASIS. En primer lugar, en el apartado 5.5.1 se muestran los resultados de la implementación del sensor inteligente en una serie de experimentos de validación. En segundo lugar, el apartado 5.5.2 presenta los resultados obtenidos en el estudio cuasi-experimental sobre los métodos de análisis de bioimpedancia para la estimación de la composición corporal sobre un conjunto de pacientes respiratorios y sujetos sanos.

5.5.1. Resultados de la implementación del sensor inteligente de bioimpedancia

La Figura 5.21 muestra el resultado de la implementación del sensor inteligente de bioimpedancia de acuerdo al diseño descrito en la sección 4.3. En este prototipo se aprecian los diferentes módulos que componen el sensor.

La Figura 5.22 presenta un prototipo más completo del dispositivo, que incluye una pantalla LCD

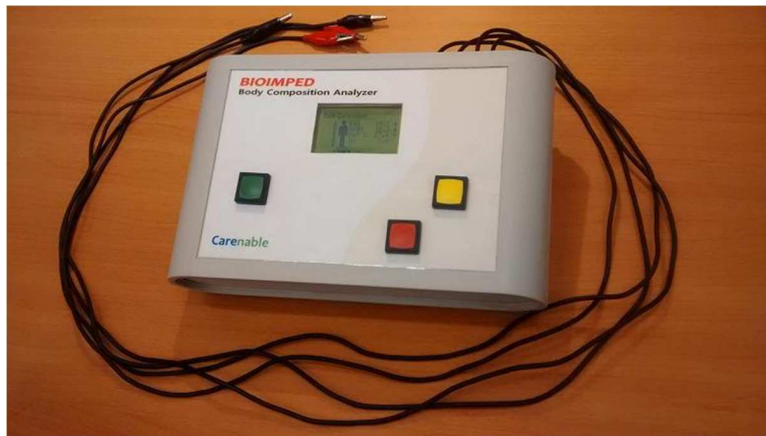


Figura 5.22: Implementación final del sensor inteligente de bioimpedancia.

y una serie de botones que sirven de interfaz de usuario. Todos los subsistemas (salvo el módulo de acoplamiento) se encuentran integrados dentro de una misma carcasa. Dos baterías de 9V constituyen la parte fundamental del subsistema de energía. Formando parte del mismo subsistema, dos reguladores generan tensiones estables de 5V y -5V para alimentar la parte analógica del subsistema de sensorización. Otro regulador de 3V se encarga de estabilizar la tensión de funcionamiento de los componentes digitales. El subsistema de procesado está integrado en un microprocesador con una unidad aritmético-lógica de 8 bits que opera a 4 MHz. Los diferentes módulos de procesado están programados en la memoria *flash* del microprocesador, la cual tiene una capacidad de 16 Moctetos. El subsistema de comunicaciones es soportado por un transceptor que cumple con las especificaciones del estándar IEEE 802.15.4. Para desarrollar el subsistema de almacenamiento de datos se emplea la memoria SRAM de 768 octetos y la memoria EEPROM de octetos del microprocesador. El subsistema de temporización está también implementado en el código de programa del microprocesador. Un cristal externo de 32.768 kHz y uno de los temporizadores del microprocesador son empleados para gestionar la temporización en tiempo real. El módulo (M_1) es un oscilador programable que utiliza la técnica de Síntesis Digital Directa de frecuencias (DDS, del inglés Direct Digital Synthesizer). Para los módulos de amplificación y el módulo de conversión tensión-corriente se emplean esquemas analógicos basados en amplificadores operacionales.

Se establece como especificación de diseño un error máximo del 1% en el valor de la estimación de la medida compleja de bioimpedancia. En este sentido, todos los componentes empleados (amplificadores operacionales, resistencias, etc.) tienen características tales que aseguran un error máximo por debajo del 1% en el rango de funcionamiento del dispositivo. Para la implementación del módulo M_4 se emplea

un amplificador de instrumentación basado en amplificadores operacionales con una razón de rechazo al modo común de 47 dB y una impedancia de entrada de 1 M Ω . Las ganancias de los amplificadores de ganancia variable se configuran a través de potenciómetros digitales. Para implementar el módulo M_5 se utiliza otro DDS con las mismas características que el empleado para el módulo de generación de señal de inyección. Como cualquier diferencia en las frecuencias generadas por ambos módulos, por pequeña que sea, produce una deriva continua del desfase entre ambas señales, se utiliza un único cristal de 50 MHz con una estabilidad de 20 ppm como referencia temporal para ambos DDS. De este modo, ambos dispositivos tendrán exactamente la misma frecuencia y el desfase programado entre las señales de ambos módulos permanecerá constante a lo largo del tiempo. Para el módulo M_8 se utiliza un circuito integrado multiplicador de cuatro cuadrantes. El módulo M_9 es un filtro activo paso de baja de segundo orden basado en amplificadores operacionales con una frecuencia de corte en 13.8 Hz.

Para implementar el módulo M_{10} se utiliza uno de los conversores analógico-digital de 10 bits del microcontrolador cuya tensión máxima es configurada para proporcionar una resolución de 1.17 mV. El módulo M_{11} utiliza varios conmutadores analógicos controlados digitalmente. Dichos conmutadores permiten realizar dos medidas simultáneas de bioimpedancia en dos secciones diferentes del medio biológico a medir (dos canales). Dos conectores en la carcasa permiten la conexión de los cables de medida, uno por canal. Cada cable tiene en un extremo un conector que se acopla al conector de la carcasa. En el otro extremo el cable se divide en cuatro líneas diferenciadas, las cuales terminan a su vez en pinzas metálicas para su conexión a los electrodos. Los cables y las líneas tienen un mallado metálico para proteger la señal frente a interferencias. Las líneas están aisladas eléctricamente respecto de la malla protectora, y la malla a su vez está aislada eléctricamente del exterior. Los cables son flexibles y tienen una longitud de 1.5 metros cada uno. Aunque el dispositivo puede adaptarse a diferentes tipos de electrodos, dependiendo de la aplicación, para las medidas de bioimpedancia sobre el cuerpo humano se emplean preferentemente electrodos rectangulares pregelados autoadhesivos.

Para validar el correcto funcionamiento del sensor inteligente de bioimpedancia el sistema de captura de señal fue conectado al patrón circuital descrito en la sección 4.3. El dispositivo fue controlado de forma inalámbrica a través de una aplicación software realizada en el entorno MATLAB. El envío de un comando iniciaba la lectura de los valores de impedancia en 9 frecuencias diferentes: 5 kHz, 12 kHz, 35 kHz, 60 kHz, 100 kHz, 200 kHz, 500 kHz y 1 MHz, aunque otras frecuencias son posibles. El ordenador estaba conectado mediante un puerto serie a una placa de desarrollo CC2430DK que servía

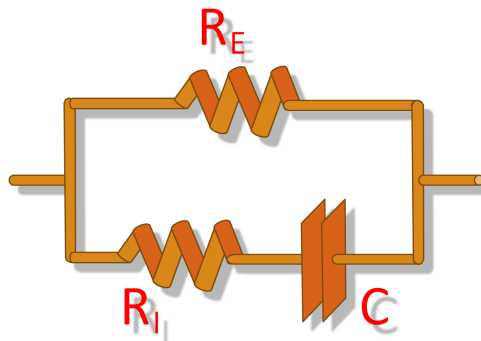


Figura 5.23: Patrón circuital simplificado de bioimpedancia.

de transceptor inalámbrico, y en el sensor inteligente el subsistema de comunicaciones hacía las veces de transceptor en el lado del dispositivo. Un esquema simplificado del patrón circuital es mostrado en la Figura 5.23. Utilizando este patrón, se probaron 10 combinaciones diferentes de valores para los parámetros R_E , R_I y C .

Para cada una de ellas, el sensor inteligente envió de forma inalámbrica el valor de las impedancias complejas (parte real e imaginaria). La misma aplicación de MATLAB capturaba los datos de impedancia procedentes del dispositivo y realizaba una comparativa entre los valores obtenidos y los valores esperados de acuerdo a la configuración establecida. La Figura 5.24 muestra a modo de ejemplo las impedancias obtenidas para un caso particular del patrón circuital. Los valores de bioimpedancia medidos fueron corregidos mediante un retraso de fase T_d de acuerdo al modelo descrito en la ecuación 4.11 de la sección 4.3. Como ya se describió en esta sección, el valor del retraso de fase T_d fue aproximado mediante un algoritmo recursivo que minimizaba el error cuadrático medio entre los valores de bioimpedancia medidos y los valores de bioimpedancia esperados de acuerdo al patrón circuital. El error final cometido en todas las estimaciones estuvo por debajo del 1%, lo que permitió validar el correcto funcionamiento del dispositivo y los subsistemas que lo componen. En una aplicación sobre medidas de bioimpedancia reales, los valores de bioimpedancia medidos son analizados respecto del modelo propuesto en la ecuación 4.8 de la sección 4.3. En este caso, el algoritmo de identificación del modelo no solo está encargado de encontrar el valor del parámetro T_d , sino también del resto de parámetros del modelo de la ecuación 4.8, a priori desconocidos. Se ha desarrollado un procedimiento para la estimación de dichos parámetros, el cual no ha sido detallado en la tesis porque está siendo objeto de protección intelectual.

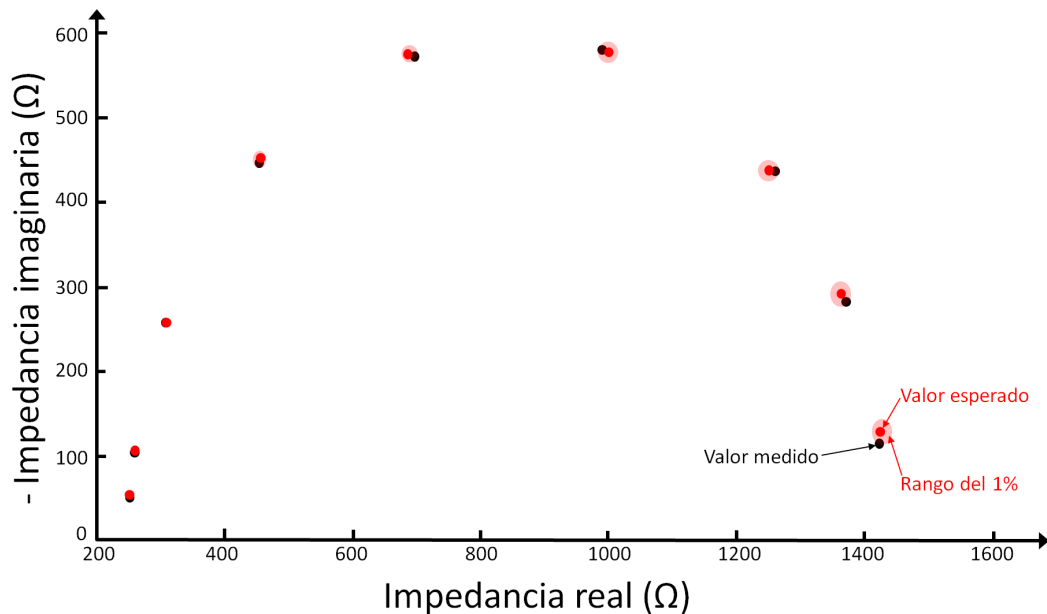


Figura 5.24: Ejemplo de impedancias obtenidas con el patrón circuital.

5.5.2. Resultados del estudio comparativo de métodos de análisis de bioimpedancia

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en el estudio cuasi-experimental sobre los métodos de análisis de bioimpedancia para la estimación de la composición corporal que pueden ser implementados en el sensor inteligente de bioimpedancia. Dicho estudio tiene como objeto analizar su aplicabilidad en la evaluación nutricional de un conjunto de pacientes con insuficiencia respiratoria y sujetos sanos, como ya se describió en la sección 4.3.5.

Estudios recientes han demostrado la viabilidad de la técnica BIS como una alternativa al estándar de oro en la estimación de la composición corporal [233]. En este sentido, los datos proporcionados por el dispositivo BCM fueron tomados como referencia en las valoraciones nutricionales y de hidratación de los sujetos analizados en el estudio.

Comparando el dispositivo monofrecuencia respecto del dispositivo de referencia puede concluirse que las estimaciones de dicho dispositivo se aproximan de forma cualitativa cuando se trata de estimar la masa magra y la masa grasa. El dispositivo Bodystat también proporciona información relacionada con el estado de hidratación, pero en este caso las discrepancias respecto del dispositivo de referencia

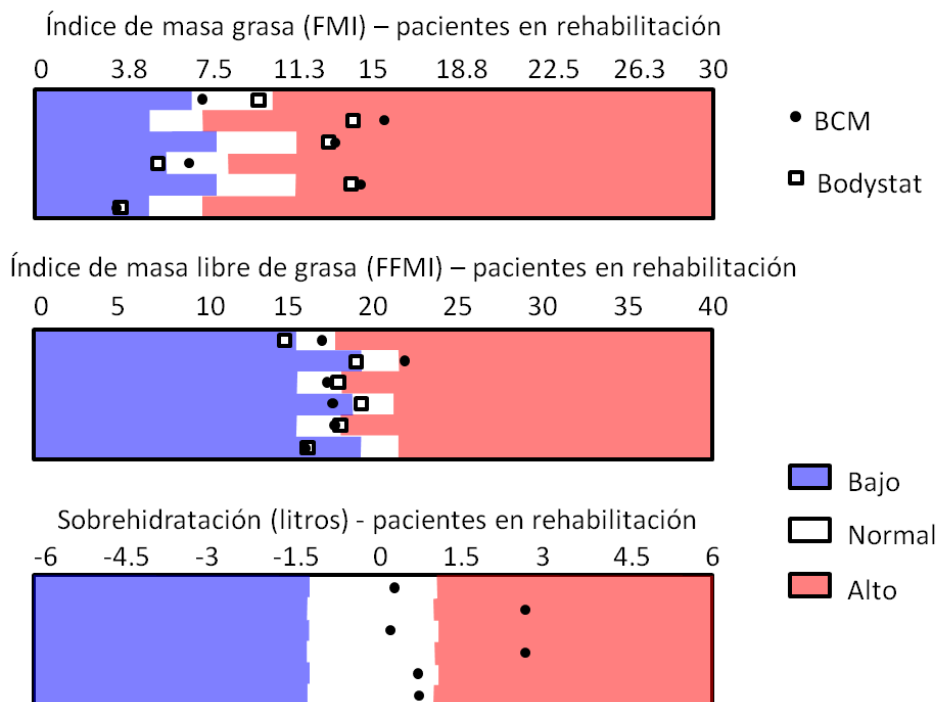


Figura 5.25: Ejemplos de estimaciones de pacientes en rehabilitación respiratoria.

fueron elevadas. La Figura 5.25 muestra a modo de ejemplo algunas comparativas en la estimación corporal de pacientes en rehabilitación. El índice de tejido graso es el resultado de dividir la masa grasa entre la altura del sujeto al cuadrado y el índice de tejido magro es el resultado de dividir el peso menos la masa grasa entre la altura del sujeto al cuadrado [234]. Las gráficas muestran también los intervalos de clasificación de los pacientes según los índices anteriores establecidos en [234] dependiendo de la edad y sexo del sujeto. Solo el dispositivo BCM muestra información relacionada con el exceso de líquidos, por lo que solo estas se muestran en la Figura 5.25. El estado nutricional y de hidratación de los pacientes en rehabilitación analizados en media puede considerarse dentro de la normalidad. Algún paciente presentaba exceso de líquidos y otros tenían exceso de grasa.

La Figura 5.26 muestra también algunas comparativas en la estimación corporal de pacientes hospitalizados. El estado nutricional y de hidratación de los pacientes ingresados en el hospital analizados mostró en media un exceso de grasa mientras que la masa magra estaba dentro de la normalidad. También resultó común padecer de exceso de líquidos. En un caso de un paciente con delgadez extrema, el dispositivo SFBIA fue incapaz de mostrar resultados estables, sin embargo, el dispositivo BIS

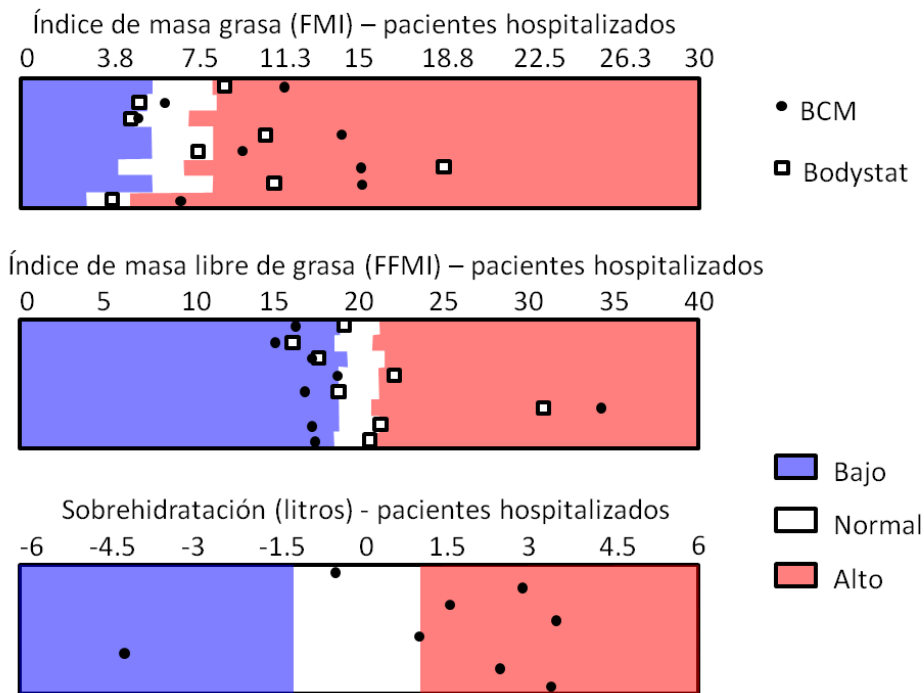


Figura 5.26: Ejemplos de estimaciones de pacientes ingresados en hospital.

se comportó de forma robusta en todos los casos. En casos de obesidad extrema y estados de hidratación extremos los dispositivos también mostraron algunas diferencias. Por otro lado, la población sana mantuvo sus niveles nutricionales y de hidratación dentro de la normalidad.

Como se observa en la Figura 5.27, los resultados obtenidos mediante la aplicación del método BIVA también se aproximaron a los valores del dispositivo de referencia, pero solo de forma cualitativa. En este método, las gráficas mostraron también una tendencia a la sobrehidratación en pacientes hospitalizados. El exceso de grasa corporal fue más débil en este caso, lo cual puede indicar la necesidad de nuevas elipses poblacionales de referencia para este tipo de pacientes. Los pacientes en rehabilitación mostraron a su vez un buen estado nutricional.

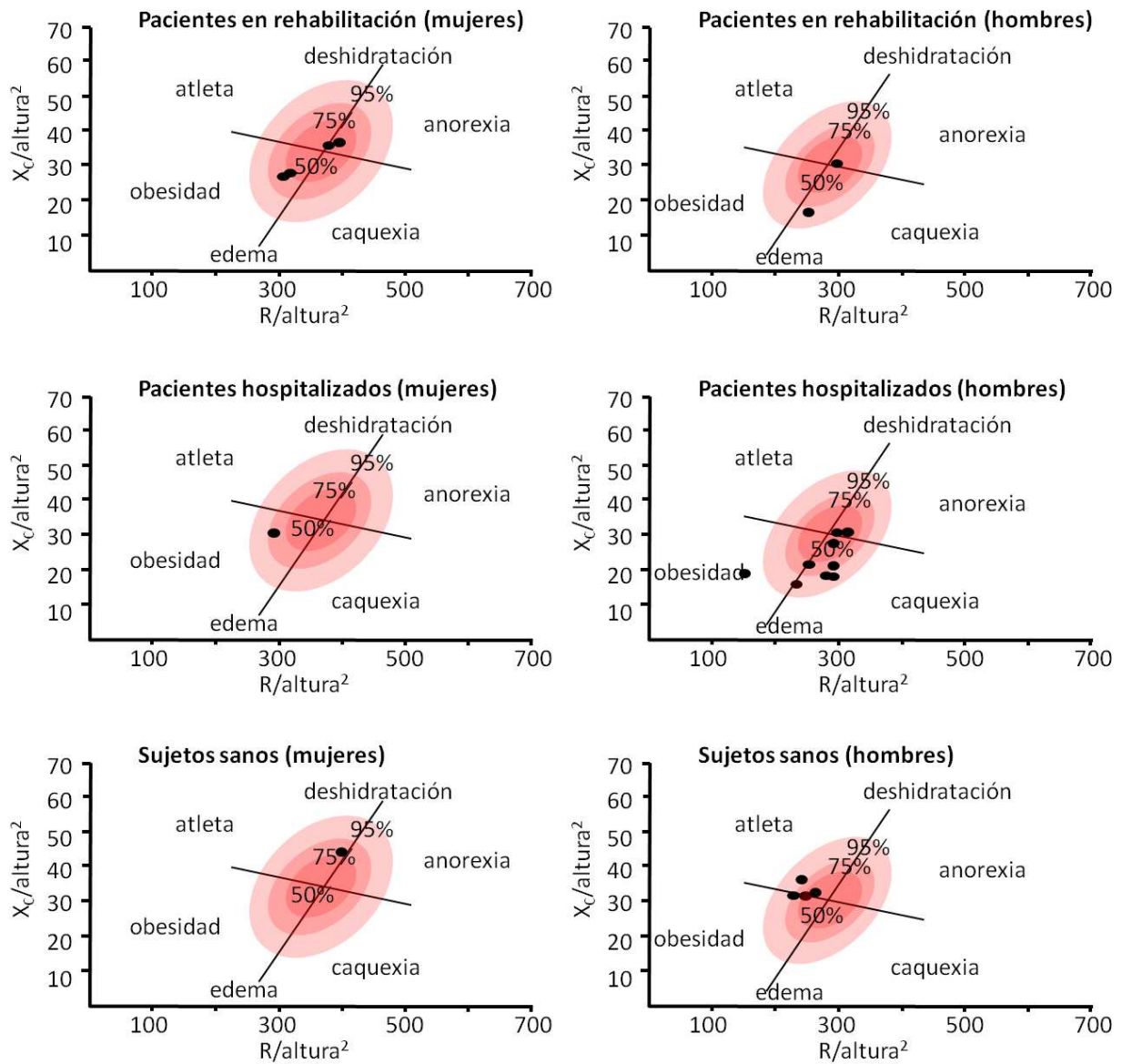


Figura 5.27: Ejemplos de valoraciones nutricionales utilizando el método BIVA.

5.6. Resultados del sensor inteligente del ritmo respiratorio

La sección muestra los resultados obtenidos en el cuarto caso de uso de la plataforma BASIS, aplicada en la investigación, diseño y desarrollo de un sensor inteligente capacitivo para la monitorización del ritmo respiratorio. Dichos resultados forman parte de un estudio de validación cuasi-experimental del sensor inteligente en un ambiente controlado, el cual no solo es utilizado en el análisis de la viabilidad del dispositivo y los algoritmos de estimación propuestos, sino también de la propia plataforma BASIS.

El funcionamiento del sensor inteligente fue contrastado con un sistema clínico comercial portable e inalámbrico para la realización de pruebas de esfuerzo cardiopulmonar (Oxicon de CareFusion) el cual fue empleado como estándar de referencia. Ambos dispositivos fueron colocados en dos voluntarios (varones, 35 y 40 años). Los tiempos de inspiración y expiración, así como la frecuencia respiratoria fueron almacenados en ambos dispositivos para su posterior análisis.

En este caso, el procesamiento del sensor inteligente fue realizado fuera de línea en un ordenador personal utilizando el entorno MATLAB. La Figura 5.28 muestra los tiempos de inspiración, de expiración y la frecuencia respiratoria obtenidas en uno de los experimentos realizados. En la primera fase de los experimentos el voluntario estuvo sentado. En un momento determinado, mantuvo la respiración, como muestra el máximo en el tiempo de inspiración. En una segunda fase el sujeto permaneció de pie y fue incrementando de forma secuencial el tiempo de inspiración y expiración. Este experimento fue repetido dos veces por cada uno de los voluntarios para un tiempo total de experimentación de cuarenta minutos.

El sensor inteligente captó el ritmo respiratorio de forma robusta, con mayor precisión que el Oxicon en alguno de los casos, como puede observarse de las gráficas de la Figura 5.28. El tiempo con la respiración mantenida (inspiración) fue de 25 segundos, el cual fue aproximado con bastante exactitud por el sensor inteligente. En cambio, el promedio realizado por el Oxicon produjo un error en dicha estimación, ya que el valor obtenido en este caso fue de 15 segundos. También puede observarse una mayor estabilidad en las medidas realizadas por el sensor inteligente. De acuerdo con los experimentos realizados, en la segunda fase de los experimentos el voluntario fue aumentando la tasa respiratoria de forma incremental, de modo que es de esperar la ocurrencia de escalones de señal en los tiempos

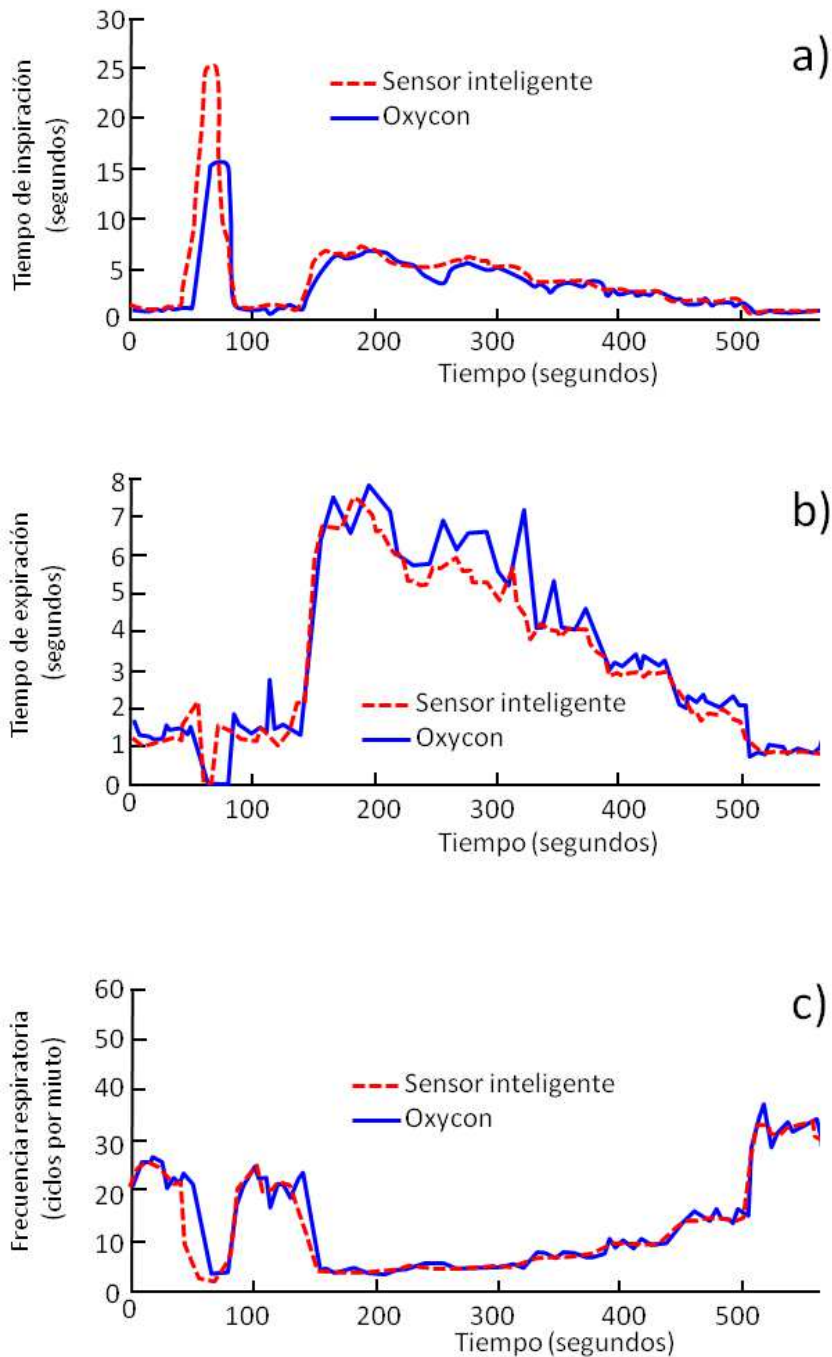


Figura 5.28: Señales respiratorias adquiridas por el sistema de sensorización propuesto (línea discontinua) y el dispositivo comercial empleado como estándar de oro (línea continua): a) Tiempo de inspiración. b) Tiempo de Expiración. c) Frecuencia respiratoria.

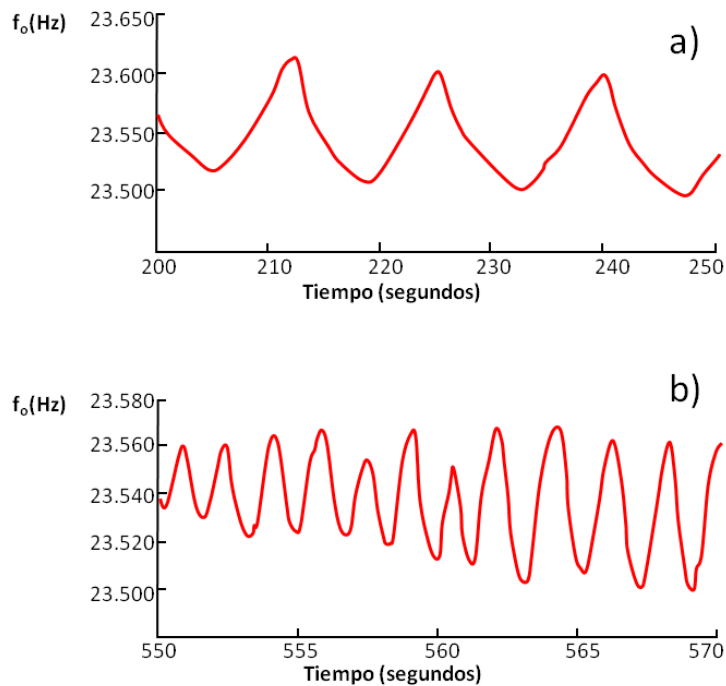


Figura 5.29: Frecuencia de oscilación (f_0) del sensor propuesto en diferentes instantes de tiempo: a) en el periodo comprendido entre 200 y 250 segundos desde el inicio del experimento, b) en el periodo comprendido entre 550 y 570 segundos desde el inicio del experimento.

detectados. Estos escalones pueden observarse de forma clara en el sensor inteligente, sin embargo, en la señal proporcionada por el Oxicon, éstos están afectados por grandes perturbaciones.

Al igual que el Oxicon, el sensor inteligente puede proporcionar un promedio del ritmo respiratorio durante un periodo de observación. Sin embargo, el sistema propuesto va más allá, pudiendo ofrecer una estimación en tiempo real del proceso respiratorio y su intensidad en cada momento, como muestra la Figura 5.29, en la que se aprecian las señales medidas por el sensor inteligente en dos ventanas temporales diferentes relacionadas con el experimento anterior. En esta figura pueden observarse los cambios en la frecuencia de oscilación relacionados con el movimiento de la caja torácica. También puede observarse la diferencia en el ritmo respiratorio en las dos ventanas temporales consideradas (durante el experimento, el voluntario fue incrementando de forma secuencial el tiempo de inspiración y expiración de forma escalonada).

Además, la prenda con el sensor inteligente fue mucho más cómoda para el sujeto que el dispositivo Oxicon, el cual capta el ritmo respiratorio a través de una máscara con un espirómetro incluido. Como la frecuencia respiratoria está influenciada también por el sistema nervioso autónomo, el sentimiento

de confinamiento e incomodidad resultante del sistema de captura de señal del sistema Oxicon puede afectar de forma involuntaria a la respuesta respiratoria.

Capítulo 6

CONCLUSIONES

En este capítulo se presentan las conclusiones más relevantes de la tesis.

Se ha desarrollado una novedosa plataforma (BASIS, del inglés Base Architecture for the Support of Biomedical Intelligent Sensors) que permite abordar de una forma eficiente y sistemática el desarrollo de sensores biomédicos inteligentes, la cual proporciona las siguientes ventajas:

1. Procesado distribuido multinivel para una monitorización más robusta de las señales fisiológicas.
2. Personalización y de adaptación al medio y al contexto.
3. Integración multi-dispositivo en el contexto de un sistema de e-Salud.
4. Simplificación de los algoritmos embebidos lo que repercute en una mayor sostenibilidad económica y portabilidad.
5. Alta eficiencia energética mediante un esquema de procesado basado en la abstracción de la bioinformación y la detección de eventos de interés o alarma.
6. Procesado en paralelo para permitir diferentes funcionalidades en un mismo sensor de forma simultánea.
7. Esquema modular que facilita la modificación o la inserción de nuevas funcionalidades o componentes, minimizando el coste de desarrollo, y facilitando el mantenimiento y evolución tecnológica.

Para la personalización y actualización remota del software de los sensores se ha presentado un novedoso método para la difusión de código en redes de sensores corporales de un modo transparente al usuario.

Para desarrollar las comunicaciones inalámbricas de la plataforma se ha propuesto un novedoso protocolo de acceso al medio que ofrece mejores prestaciones de consumo de energía en comunicaciones y de retraso temporal que el estándar IEEE 802.15.4 y otros protocolos propuestos por otros autores. Otras prestaciones del protocolo son la escalabilidad y un ancho de banda y calidad de servicio garantizados.

También se han propuesto un conjunto de antenas para soportar las comunicaciones de la plataforma BASIS en un entorno corporal. Además, el proceso de diseño y desarrollo ha permitido concluir un novedoso método para la caracterización de antenas integradas en sensores inteligentes alimentados mediante batería.

Se ha realizado la investigación y una primera aproximación al diseño de un transmisor para comunicaciones intracorporales basado en acoplamiento galvánico en el rango de frecuencias de comunicación de 100 kHz a 1 MHz.

Se han desarrollado cuatro sensores inteligentes a partir de la plataforma BASIS, lo que ha permitido demostrar su viabilidad y utilidad.

Se ha desarrollado y validado un novedoso sensor inteligente para la detección de caídas. La plataforma BASIS y la separación multinivel impacto-caída han proporcionado una serie de ventajas en comparación a otros sistemas: 1) robustez en la detección (100 % de éxito en la detección de impactos, 100 % de sensibilidad y 95.68 % de especificidad en la detección de caídas); 2) adaptación continua al medio, al contexto y el usuario; 3) monitorización transparente para el usuario las 24 horas del día, incluso mientras está tomando una ducha o está en la cama, donde muchas de las caídas tienen lugar. Se han propuesto nuevos algoritmos para la detección de impactos y la detección de caídas, así como un algoritmo para la búsqueda de los parámetros óptimos de funcionamiento del algoritmo de detección de impactos.

Se ha desarrollado y validado un novedoso sensor inteligente para la monitorización de la actividad física. La principal novedad de este dispositivo es que la monitorización del movimiento humano es abordada de forma integral en diferentes niveles: 1) clasificación del nivel de actividad; 2) identificación de la actividad realizada; 3) estimación del gasto metabólico. Se han propuesto nuevos algoritmos para los diferentes niveles de monitorización. Cabe destacar que la identificación de la actividad permite distinguir la realización de actividades tales como subir o bajar escaleras, las cuales no son detectadas normalmente en otras propuestas. Para ello se ha propuesto un novedoso método que desacopla las componentes de la aceleración asociadas con el movimiento de las componentes gravitacionales.

Se ha desarrollado y validado un novedoso sensor inteligente de bioimpedancia para la estimación de la composición corporal. Frente a los dispositivos comerciales y gracias a la plataforma BASIS,

el sensor desarrollado presenta una serie de características: 1) bajo coste y un diseño sostenible que permite la universalidad de la solución en múltiples esquemas de medida (módulo de la bioimpedancia en una o múltiples frecuencias; impedancia compleja en una o múltiples frecuencias; seguimiento de la bioimpedancia con una determinada frecuencia de muestreo) y aplicaciones (análisis de la bioimpedancia a una sola frecuencia, espectroscopía de bioimpedancia y análisis vectorial de la bioimpedancia); 2) portabilidad, comunicaciones inalámbricas bi-direccionales e integración en un sistema de e-Salud.

Se ha desarrollado y validado un novedoso sensor inteligente capacitivo para la monitorización del ritmo respiratorio. La principal ventaja de este sensor, frente al estándar de referencia y otras alternativas, es que no necesita del contacto directo con el cuerpo humano, y, de esta forma, el usuario puede ser monitorizado de un modo totalmente transparente y no obstructivo.

Publicaciones relacionadas con la tesis

ARTÍCULOS EN REVISTAS INDEXADAS EN JCR:

1. Estudillo Valderrama, M.A.; Talaminos Barroso, A.; Roa Romero, L.M.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, L.J.; Milán Martín, J.A.; Aresté Fosalba, N.A; Distributed Approach for Alarm Management in Chronic Kidney Disease, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol.PP, no.99, pp.1-8. 2014 (Early Access). Factor de Impacto: 1.978.
2. Aponte Luis, J.; Roa Romero, L.M.; Gómez Galán, J.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Estudillo Valderrama, M.A.; Barbarov, G.; Rubia Marcos, C.R.; , Design and implementation of a smart sensor for respiratory rate monitoring, *Sensors*, vol.14, no.2, Feb. 2014. Factor de Impacto: 1.953.
3. Amparo Callejón, M.; Reina Tosina, J.; **Naranjo Hernández, D.**; Roa, L.M., Galvanic Coupling Transmission in Intrabody Communication: A Finite Element Approach, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.61, no.3, pp.775-783, March 2014. Factor de Impacto: 2.348.
4. Callejón, M.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, J.; Roa, L.M., A Comprehensive Study Into Intrabody Communication Measurements, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol.62, no.9, pp.2446,2455, Sept. 2013. Factor de Impacto: 1.357.
5. **Naranjo Hernández, D.**; Roa, L.M.; Reina Tosina, J.; Estudillo Valderrama, M.A.; , SoM: A Smart Sensor for Human Activity Monitoring and Assisted Healthy Ageing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.59, no.11, pp.3177-3184, Nov. 2012. Factor de Impacto: 2.278.
6. Amparo Callejón, M.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, J.; Roa, L.M.; , Distributed Circuit Modeling of Galvanic and Capacitive Coupling for Intrabody Communication, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.59, no.11, pp.3263-3269, Nov. 2012. Factor de Impacto: 2.278.
7. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A. Personalization and Adaptation to the Medium and Context in a Fall Detection System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. vol. 16, no. 2, pp. 264-271, Mar. 2012. Factor de Impacto: 1.694.
8. Callejón Leblic, M.A.; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; **Naranjo Hernández, D.** Study of Attenuation and Dispersion through the Skin in Intra-Body Communications Systems. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. vol. 16, no. 1, pp. 159-165, Jan. 2012. Factor de Impacto: 1.694.
9. Estudillo Valderrama, M.A., Roa Romero, L.M., Reina Tosina, **Naranjo Hernández, D.** Design and Implementation of a Distributed Fall Detection System-Personal Server. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. vol. 13, no. 6, pp. 874-881, Nov. 2009. Factor de Impacto: 1.694.

PATENTES:

1. Inventores: Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; **Naranjo Hernández, D.**; Estudillo Valderrama, M.A.; Título: Sensor Inteligente de Bioimpedancia para Aplicaciones Biomédicas. Número de solicitud: P201301062. Entidades titulares: Universidad de Sevilla (España), CIBER-BBN (España). Pendiente de concesión.
2. Inventores: Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; **Naranjo Hernández, D.**; Estudillo Valderrama, M.A.; Título: Adición a la Patente P200201710 Por “Sistema Portable para la Monitorización del Movimiento, Estado Postural y Actividad Física de Humanos las 24 Horas del Día”. Número de patente: ES2378934. Número de solicitud: P201000469. Fecha de concesión: 13/11/2012. Entidades titulares: Universidad de Sevilla (España), CIBER-BBN (España).

CAPÍTULOS DE LIBRO:

1. Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Callejón Leblic, M.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Estudillo Valderrama, M.A.; Intrabody Communication, *IEEE Handbook of Biomedical Telemetry*, Wiley-IEEE Press, Sep. 2014.
2. Roa, L.M.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, J.; Oliva, J.S.; Lara, A.; Milán, J.A.; Estudillo Valderrama, M.A.; Applications of Bioimpedance to End Stage Renal Disease (ESRD), *Modelling and Control of Dialysis Systems, Studies in Computational Intelligence*, Vol. 404, pp. 689-769, Springer-Verlag, Heidelberg, Germany, 2013.
3. Estudillo Valderrama, M.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Intrabody Communications (IBC) as an Alternative Proposal for Biomedical Wearable Systems. *Handbook of Research on Developments in E-Health and Telemedicine: Technological and Social Perspectives*, IGI Global, pp. 1-26, 2010.

COMUNICACIONES EN ACTAS DE CONGRESOS INTERNACIONALES:

1. **Naranjo Hernández, D.**; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Barbarov, G.; Cejudo Ramos, P.; Márquez Martín, E.; Vázquez Sánchez, R.; Ortega Ruiz, F.; Comparative Study of Bioimpedance Analysis Methods for Nutritional Assessment of COPD patients. *Proceedings of the 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering IFMBE*, Dubrovnik, Croatia, 2014.
2. Estudillo Valderrama, M.A.; Talaminos Barroso, A.; Roa Romero, L.M.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, L.J.; A Distributed Middleware for the Assistance on the Prevention of Peritonitis in CKD. *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (MEDICON 2013)*. Sevilla. 2013.
3. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Barbarov, G.; Callejón Leblic, M.A.; Experimental Characterization of Active Antennas for Body Sensor Networks. *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*. Seville, Spain. 2013.

4. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Aresté Fosalba, N.; y col.; Analysis of Anomalies in Bioimpedance Models for the Estimation of Body Composition. *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (MEDICON 2013)*. Sevilla. 2013.
5. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Remote Programming of Biomedical Smart Sensors. *3rd International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare*. Paris, France. 2012.
6. Callejón, M.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, L.J.; Roa, L.M; A Personalized Model for Galvanic Coupling in Intrabody Communication Systems. *3rd International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare*. Paris, France. November 2012.
7. Cobreces, A.; Estudillo Valderrama, M.A.; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Barbarov, G.; **Naranjo Hernández, D.**; Multi-Device Information Management for Real-time Processing of Biomedical Signals. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2012*. Beijing, China. 2012.
8. Callejón Leblic, M.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, L.J.; Roa Romero, L.M. A First Approach to the Harmonization of Intrabody Communications Measurements. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2012*. Beijing, China. 2012.
9. Callejón Leblic, M.A.; Reina Tosina, L.J.; Roa Romero, L.M.; **Naranjo Hernández, D.**; A Distributed-parameter Approach to Model Galvanic and Capacitive Coupling for Intra-body Communications. *2nd International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - MobiHealth 2011*, Island of Kos, Greece, 2011.
10. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Optimization Procedure for the Impact Detection Thresholds in An accelerometer Smart Sensor. *Proceedings 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*, 2009.
11. Estudillo Valderrama, M.A.; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; **Naranjo Hernández, D.**; Distributed Processing Methodology for Biomedical Sensor Networks: a Novel Approach. *Proceedings 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*, 2009.
12. Estudillo Valderrama, M.A.; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; **Naranjo Hernández, D.**; A Proposal of a Fall Detection Algorithm for a Multidevice Personal Intelligent Platform. *8th IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering*, 2008.

COMUNICACIONES EN ACTAS DE CONGRESOS NACIONALES:

1. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M; Reina Tosina, L.J.; Barbarov Rostán, G.; Estudillo Valderrama, M.A.; Cejudo Ramos, P.; Márquez Martín, E.; Ortega Ruiz, F.; Sensor No-Obstrutivo para la Monitorización de la Frecuencia Cardíaca en Reposo. *XXXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*. Barcelona, España. 2014 (Aceptado para presentación oral).

2. **Naranjo Hernández, D.**; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Barbarov, G.; Callejón Leblic, A.; Evaluación experimental de antenas activas en aplicaciones biomédicas. *Actas del XXIX Simposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio*. Valencia, España. Septiembre de 2014.
3. **Naranjo Hernández, D.**; Roa, L.M.; Reina Tosina, J.; Estudillo Valderrama, M.A. Difusión de Código en Redes de Sensores Corporales. *Actas del XXVII Simposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio*. Elche, España. Septiembre de 2012.
4. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Barbarov Rostán, G.; Aponte Luis, J.; Diseño e Implementación de un Sensor Inteligente para la Monitorización del Ritmo Respiratorio. *Actas del XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*. San Sebastián, España. Noviembre de 2012.
5. **Naranjo Hernández, D.**; Roldán Porras, V.; Callejón Leblic, A.; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Evaluación experimental de antenas energéticamente eficientes para redes de sensores corporales. *Actas del XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*. San Sebastián, España. Noviembre de 2012.
6. Callejón Leblic, M.A.; **Naranjo Hernández, D.**; Reina Tosina, L.J.; Roa Romero, L.M.; Evaluación experimental de las técnicas de acoplamiento galvánico y capacitivo en comunicaciones intracorporales. *Actas del XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*. San Sebastián, España. Noviembre de 2012.
7. Estudillo Valderrama, M.A.; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; **Naranjo Hernández, D.**; Barbarov Rostan, G.; Cóbreces Rodríguez, A.; Sistema de Gestión Multi-dispositivo en Tiempo Real para la Monitorización Ubicua. *Actas del XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*. San Sebastián, España. Noviembre de 2012.
8. **Naranjo Hernández, D.**, Roa, L.M., Reina Tosina, L.J., Estudillo Valderrama, M.A., Barbarov, G. Sensor Inteligente para el Control de la Actividad Física en Mayores. *Actas de XXXII Jornadas de Automática*, Sevilla, 7-9 Sept, 2011
9. **Naranjo Hernández D.**; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Barbarov, G.: Sensor Inteligente para la Monitorización de la Actividad Física y la Estimación del Gasto Metabólico en Mayores, *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011)*, Cáceres, España, 2011.
10. Roldán Porras, V.; **Naranjo Hernández, D.**; Callejón Leblic, M.A.; Roa Romero, L.M.; Diseño y Simulación de Antenas Energéticamente Eficientes para Redes de Sensores Corporales. *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011)*, Cáceres, España, 2011.
11. Miquel Estrugo, A.; Estudillo Valderrama, M.A.; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Barbarov, G.; **Naranjo Hernández D.**; Aportaciones a la implementación de algoritmos en sistemas embebidos en tiempo real, *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011)*, Cáceres, España, 2011.
12. Callejón Leblic, M.A.; Reina Tosina, L.J.; Roa Romero, L.M.; **Naranjo Hernández, D.**; Modelado de la Piel como Medio de Transmisión en Sistemas de Comunicaciones Intracorporales, *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011)*, Cáceres, España, 2011.

13. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Barbarov Rostán, G.; Plataforma Hardware-Software y Comunicaciones para Redes de Sensores Corporales Energéticamente Eficientes. *Actas del XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2010.
14. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Personalización y Adaptación Continua al Medio en un Sistema de Detección de Caídas. *Actas del XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2010.
15. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Estudillo Valderrama, M.A.; Barbarov Rostan, G.; Método para el Ajuste de los Parámetros del Algoritmo De detección de Impactos en un Sistema de Detección de Caídas. *Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2009, pp. 491-494
16. Estudillo Valderrama, M.A.; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Barbarov Rostán, G.; **Naranjo Hernández, D.**; Análisis del Procesamiento Distribuido Aplicado a una Red De sensores Biomédica. *Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2009, pp. 681-684
17. **Naranjo Hernández, D.**; Roa Romero, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Matos Rodrigues, T.E.; Estudillo Valderrama, M.A.; Propuesta de un Protocolo de Comunicaciones Basadas en eventos para el POC. Aplicación a la Detección de Infecciones. *Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2009, pp. 107-110
18. **Naranjo Hernández, D.**; Estudillo Valderrama, M.A.; Roa, L.M.; Reina Tosina, L.J.; Propuesta de una Plataforma de Biosensores Inteligentes Basados en Tecnología Ultra Wideband de Pulsos. *Actas del XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomedica*, 2008, pp. 553-556.

PREMIOS Y OTRAS MENCIONES:

1. Second Award of the Young Investigator Competition in the XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing. 2013.
2. Primer premio en el VII Concurso de Iniciativas Empresariales convocado por la Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación (OTRI). 2012.
3. Premio al mejor trabajo de Bioingeniería presentado a las Jornadas de Automática 2011 por el trabajo titulado: "Sensor Inteligente para el Control de la Actividad Física en Mayores". 2011.
4. Finalista en la Competición de Estudiantes del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. 2009.

Bibliografía

- [1] M. Ferreira, S. Matsudo, M. Ribeiro, and L. Ramos, “Health-related factors correlate with behavior trends in physical activity level in old age: Longitudinal results from a population in Sao Paulo, Brazil,” *BMC Public Health*, vol. 10, 2010.
- [2] S. Chellouche, M. Chalouf, and T. Lemlouma, “Ontology-based pervasive M2M healthcare environment,” in *Proc. of First International Symposium on Future Information and Communication Technologies for Ubiquitous HealthCare (Ubi-HealthTech’13)*, July 2013, pp. 1–5.
- [3] N. Zouba, F. Bremond, and M. Thonnat, “An activity monitoring system for real elderly at home: Validation study,” in *Proc. of IEEE International Conference on Advanced Video and Signal Based Surveillance*, 2010, pp. 278–285.
- [4] T. Shany, S. J. Redmond, M. R. Narayanan, and N. H. Lovell, “Sensors-based wearable systems for monitoring of human movement and falls,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 12, no. 3, pp. 658–670, 2012.
- [5] R. Chavez-Santiago, K. Sayrafian-Pour, A. Khaleghi, K. Takizawa, J. Wang, I. Balasingham, and H.-B. Li, “Propagation models for IEEE 802.15.6 standardization of implant communication in body area networks,” *IEEE Communications Magazine*, vol. 51, no. 8, pp. 80–87, 2013.
- [6] N. Guldmond and M. Hercheui, “Technology and care for patients with chronic conditions: The chronic care model as a framework for the integration of ICT,” *IFIP Advances in Information and Communication Technology*, vol. 386 AICT, pp. 123–133, 2012.
- [7] J. Pericás, J. Aibar, N. Soler, A. López-Soto, C. Sanclemente-Ansó, and X. Bosch, “Should alternatives to conventional hospitalisation be promoted in an era of financial constraint?” *European Journal of Clinical Investigation*, vol. 43, no. 6, pp. 602–615, 2013.
- [8] S. Kumar, W. Nilsen, M. Pavel, and M. Srivastava, “Mobile health: Revolutionizing healthcare through transdisciplinary research,” *Computer*, vol. 46, no. 1, pp. 28–35, Jan 2013.
- [9] F. Lattanzio, A. Abbatecola, R. Bevilacqua, C. Chiatti, A. Corsonello, L. Rossi, S. Bustacchini, and R. Bernabei, “Advanced technology care innovation for older people in Italy: Necessity and opportunity to promote health and wellbeing,” *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 15, no. 7, pp. 457–466, 2014.
- [10] “Good health adds life to years: Global brief for World Health Day 2012,” http://www.who.int/ageing/publications/whd2012_global_brief/en/index.html, Último acceso: Oct. 2014.

- [11] “eHealth for a Healthier Europe! - Swedish Government,” <http://www.government.se/sb/d/574/a/129815/>, Último acceso: Oct. 2014.
- [12] R. S. H. Istepanian, A. Sungoor, A. Faisal, and N. Philip, “Internet of m-health things m-IoT,” in *Proc. of 2011 IET Seminar on Assisted Living*, April 2011, pp. 1–3.
- [13] C. C. Y. Poon, M. D. Wang, P. Bonato, and D. A. Fenstermacher, “Editorial: Special issue on health informatics and personalized medicine,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 1, pp. 143–146, 2013.
- [14] E. Waterhouse, “New horizons in ambulatory electroencephalography,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 22, no. 3, pp. 74–80, 2003.
- [15] L. Clifton, D. Clifton, M. Pimentel, P. Watkinson, and L. Tarassenko, “Gaussian processes for personalized e-health monitoring with wearable sensors,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 1, pp. 193–197, 2013.
- [16] S. Rajala and J. Lekkala, “Film-type sensor materials PVDF and EMFi in measurement of cardiorespiratory signals: A review,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 12, no. 3, pp. 439–446, 2012.
- [17] G. Fortino, R. Giannantonio, R. Gravina, P. Kuryloski, and R. Jafari, “Enabling effective programming and flexible management of efficient body sensor network applications,” *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 43, no. 1, pp. 115–133, Jan 2013.
- [18] N. Saranummi, “In the spotlight: Health information systems: Mainstreaming mhealth,” *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 4, pp. 17–19, 2011.
- [19] S. Rashwand, J. Mistic, V. Mistic, S. Biswas, and M. Hoque, “A novel asynchronous, energy efficient, low transmission delay MAC protocol for wireless sensor networks,” in *Proc. of 29th IEEE International Conference on Distributed Computing Systems Workshops*, 2009.
- [20] J. Pandey and B. Otis, “A sub-100 μ W MICS-ISM Band transmitter based on injection-locking and frequency multiplication,” *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 46, no. 5, pp. 1049–1058, 2011.
- [21] R. Yazicioglu, T. Torfs, J. Penders, I. Romero, H. Kim, P. Merken, B. Gyselinckx, H. Yoo, and C. Van Hoof, “Ultra-low-power wearable biopotential sensor nodes,” in *Proc. of 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC’09)*, 2009, pp. 3205–3208.
- [22] R. Yan, H. Sun, and Y. Qian, “Energy-aware sensor node design with its application in wireless sensor networks,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 62, no. 5, pp. 1183–1191, 2013.
- [23] A. Dixon, E. Allstot, D. Gangopadhyay, and D. Allstot, “Compressed sensing system considerations for ECG and EMG wireless biosensors,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, no. 2, pp. 156–166, 2012.
- [24] M. Kiran, P. Rajalakshmi, K. Bharadwaj, and A. Acharyya, “Adaptive rule engine based IoT enabled remote health care data acquisition and smart transmission system,” in *Proc. of 2014 IEEE World Forum on Internet of Things (WF-IoT’14)*, 2014, pp. 253–258.

- [25] J. Hill and D. Culler, “Mica: A wireless platform for deeply embedded networks,” *IEEE Micro*, vol. 22, no. 6, pp. 12–24, 2002.
- [26] J. Polastre, R. Szewczyk, and D. Culler, “Telos: Enabling ultra-low power wireless research,” in *Proc. of 4th International Symposium on Information Processing in Sensor Networks (IPSN’05)*, vol. 2005, 2005, pp. 364–369.
- [27] F. Hu, S. Lakdawala, Q. Hao, and M. Qiu, “Low-power, intelligent sensor hardware interface for medical data preprocessing,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 13, no. 4, pp. 656–663, 2009.
- [28] H. Fariborzi and M. Moghavvemi, “Architecture of a wireless sensor network for vital signs transmission in hospital setting,” in *Proc. of 2007 International Conference on Convergence Information Technology (ICCIT’07)*, 2007, pp. 745–749.
- [29] M. A. Rahim, R. Rashid, S. Ariffin, N. Fisal, A. Fikri A. Hamid, M. Sarijari, and A. Mohd, “Development of TelG mote for Wireless Biomedical Sensor Network (WBSN) application,” *Communications in Computer and Information Science*, vol. 253 CCIS, no. PART 3, pp. 678–688, 2011.
- [30] N. S. A. Zulkifli, F. Harun, and N. S. Azahar, “Centralized heart rate monitoring telemetry system using zigbee wireless sensor network,” in *Proc. of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI’12)*, Jan 2012, pp. 265–268.
- [31] —, “XBee wireless sensor networks for Heart Rate Monitoring in sport training,” in *Proc. of 2012 International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE’12)*, Feb 2012, pp. 441–444.
- [32] C. Park, P. Chou, Y. Bai, R. Matthews, and A. Hibbs, “An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system,” in *Proc. of 2006 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS’06)*, Nov 2006, pp. 241–244.
- [33] F. Hu, M. Jiang, L. Celentano, and Y. Xiao, “Robust medical ad hoc sensor networks (MASN) with wavelet-based ECG data mining,” *Ad Hoc Networks*, vol. 6, no. 7, pp. 986–1012, 2008.
- [34] M. Magno, L. Benini, C. Spagnol, and E. Popovici, “Wearable low power dry surface wireless sensor node for healthcare monitoring application,” in *Proc. of 9th International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob’13)*, 2013, pp. 189–195.
- [35] A. Burns, B. Greene, M. McGrath, T. O’Shea, B. Kuris, S. Ayer, F. Stroiescu, and V. Cionca, “Shimmer: A wireless sensor platform for noninvasive biomedical research,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 10, no. 9, pp. 1527–1534, 2010.
- [36] C.-T. Kuo, C.-Y. Chen, Y.-T. Chang, C.-P. Lin, C.-M. Wu, and C.-M. Huang, “CIC signal processing embedded system a modulizable platform for multi-domain signal processing,” in *Proc. of 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC’12)*, 2012, pp. 2849–2852.
- [37] J. Kwong and A. Chandrakasan, “An energy-efficient biomedical signal processing platform,” *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 46, no. 7, pp. 1742–1753, 2011.

- [38] G. Benavides and J. Duque, “Envibo: Embedded network for vital sign and biomedical signal monitoring,” in *Proc. of 2014 IEEE Colombian Conference on Communications and Computing (COLCOM'14)*, 2014, pp. 1–6.
- [39] X. Fang, J. Liao, R. Zhang, P. Ni, B. Li, and M.-H. Meng, “An extensible embedded terminal platform for wireless telemonitoring,” in *Proc. of 2012 International Conference on Information and Automation (ICIA'12)*, 2012, pp. 668–673.
- [40] “Página web de Clarkston Consulting,” <http://clarkstonconsulting.com>, Último acceso: Oct. 2014.
- [41] N. Raveendranathan, S. Galzarano, V. Loseu, R. Gravina, R. Giannantonio, M. Sgroi, R. Jafari, and G. Fortino, “From modeling to implementation of virtual sensors in body sensor networks,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 12, no. 3, pp. 583–593, 2012.
- [42] T. Barbosa and A. da Rocha, “A smart system to program body sensor networks,” in *Proc. of 5th IEEE International Conference Intelligent Systems (IS'10)*, July 2010, pp. 168–172.
- [43] D. Carni, G. Fortino, R. Gravina, D. Grimaldi, A. Guerrieri, and F. Lamonaca, “Continuous, real-time monitoring of assisted livings through wireless body sensor networks,” in *Proc. of 6th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS'11)*, vol. 2, sept. 2011, pp. 872–877.
- [44] Y.-T. Zhang and C. Poon, “Health informatics: Unobtrusive physiological measurement technologies,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 5, pp. 893–893, Sept 2013.
- [45] K.-T. Cho and S. Bahk, “HE-MAC: Hop extended MAC protocol for wireless sensor networks,” in *Proc. of IEEE Global Telecommunications Conference (GLOBECOM'09)*, 2009.
- [46] B. Liu, Z. Yan, and C. W. Chen, “MAC protocol in wireless body area networks for E-health: challenges and a context-aware design,” *IEEE Wireless Communications*, vol. 20, no. 4, pp. 64–72, 2013.
- [47] Z. Fan, R. Haines, and P. Kulkarni, “M2M communications for E-health and smart grid: an industry and standard perspective,” *IEEE Wireless Communications*, vol. 21, no. 1, pp. 62–69, 2014.
- [48] H. Zhao, J. Qin, and J. Hu, “An energy efficient key management scheme for body sensor networks,” *IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems*, vol. 24, no. 11, pp. 2202–2210, Nov 2013.
- [49] A. O'Connor, C. Bennett, D. Stacey, M. Barry, N. Col, K. Eden, V. Entwistle, V. Fiset, M. Holmes-Rovner, S. Khangura, H. Llewellyn-Thomas, and D. Rovner, “Decision aids for people facing health treatment or screening decisions,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 3, 2009.
- [50] M. Estudillo-Valderrama, L. Roa, J. Reina-Tosina, and D. Naranjo-Hernández, “Design and implementation of a distributed fall detection system-personal server,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 13, no. 6, pp. 874–881, 2009.

- [51] S. Marinkovic, E. Popovici, C. Spagnol, S. Faul, and W. Marnane, “Energy-efficient low duty cycle MAC protocol for wireless body area networks,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 13, no. 6, pp. 915–925, 2009.
- [52] K. Kwak, M. Ameen, D. Kwak, C. Lee, and H. Lee, “A study on proposed IEEE 802.15 WBAN MAC protocols,” in *Proc. of 9th International Symposium on Communications and Information Technology (ISCIT’09)*, 2009, pp. 834–840.
- [53] A. Kiourti and K. S. Nikita, “A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: Challenges and solutions [wireless corner],” *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 54, no. 3, pp. 210–228, 2012.
- [54] M. Maman, F. Dehmas, R. D’Errico, and L. Ouvry, “Evaluating a TDMA MAC for body area networks using a space-time dependent channel model,” in *Proc. of 2009 IEEE International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC’09)*, 2009.
- [55] G. Ntouni, A. Lioumpas, and K. Nikita, “Reliable and energy efficient communications for wireless biomedical implant systems,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. PP, 2014.
- [56] S. Jimenez-Fernandez, P. De Toledo, and F. del Pozo, “Usability and interoperability in wireless sensor networks for patient telemonitoring in chronic disease management,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 12, pp. 3331–3339, 2013.
- [57] D. He, S. Chan, and S. Tang, “A novel and lightweight system to secure wireless medical sensor networks,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 1, pp. 316–326, 2014.
- [58] B. Douglass, *Real-Time Agility: The Harmony/ESW Method for Real-Time and Embedded Systems Development*. Addison-Wesley, 2009.
- [59] “U.S. Food and Drug Administration (FDA). Design Control Guidance For Medical Device Manufacturers,” <http://www.fda.gov/medicaldevices/deviceregulationandguidance>, Último acceso: Oct. 2014.
- [60] Y. Zhu, S. L. Keoh, M. Sloman, and E. Lupu, “A lightweight policy system for body sensor networks,” *IEEE Transactions on Network and Service Management*, vol. 6, no. 3, pp. 137–148, september 2009.
- [61] P. Augustyniak, “Autoadaptivity and Optimization in Distributed ECG Interpretation,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 2, pp. 394–400, march 2010.
- [62] P. Crilly and V. Muthukkumarasamy, “Using smart phones and body sensors to deliver pervasive mobile personal healthcare,” in *Proc. of Sixth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP’10)*, dec. 2010, pp. 291–296.
- [63] S. Hyun, P. Ning, A. Liu, and W. Du, “Seluge: Secure and DoS-Resistant code dissemination in wireless sensor networks,” in *Proc. of International Conference on Information Processing in Sensor Networks (IPSN’08)*, april 2008, pp. 445–456.
- [64] C. Miller and C. Poellabauer, “PALER: A Reliable Transport Protocol for Code Distribution in Large Sensor Networks,” in *Proc. of 5th Annual IEEE Communications Society Conference on Sensor, Mesh and Ad Hoc Communications and Networks (SECON’08)*, june 2008, pp. 206–214.

- [65] J. Kowalczyk, M. Vuran, and L. Perez, "A dual-network testbed for wireless sensor applications," in *Proc. of IEEE Global Telecommunications Conference (GLOBECOM'11)*, dec. 2011, pp. 1–5.
- [66] G. Fortino, A. Guerrieri, F. Bellifemine, and R. Giannantonio, "Platform-independent development of collaborative wireless body sensor network applications: SPINE2," in *Proc. of 2009 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, oct. 2009, pp. 3144–3150.
- [67] R. Passama, D. Andreu, and D. Guiraud, "Computer-based remote programming and control of stimulation units," in *Proc. of 5th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER'11)*, 27 2011-may 1 2011, pp. 538–541.
- [68] J. Kim and K. Park, "An energy-efficient, transport-controlled MAC protocol for wireless sensor networks," *Computer Networks*, vol. 53, no. 11, pp. 1879–1902, 2009.
- [69] I. Demirkol and C. Ersoy, "Energy and delay optimized contention for wireless sensor networks," *Computer Networks*, vol. 53, no. 12, pp. 2106–2119, 2009.
- [70] H.-W. Tseng, A.-C. Pang, J. Chen, and C.-F. Kuo, "An adaptive contention control strategy for IEEE 802.15.4-based wireless sensor networks," *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 58, no. 9, pp. 5164–5173, 2009.
- [71] M. Paksuniemi, H. Sorvoja, E. Alasaarela, and R. Myllyla, "Wireless sensor and data transmission needs and technologies for patient monitoring in the operating room and intensive care unit," in *Proc. of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 7 VOLS, 2005, pp. 5182–5185.
- [72] B. Otal, L. Alonso, and C. Verikoukis, "Towards energy saving wireless body sensor networks in health care systems," in *Proc. of 2010 IEEE International Conference on Communications Workshops (ICC'10)*, 2010.
- [73] J. Afonso, H. Silva, P. Oliveira, J. Correia, and L. Rocha, "Design and implementation of a real-time wireless sensor network," in *Proc. of 2007 International Conference on Sensor Technologies and Applications (SENSORCOMM'07)*, 2007, pp. 496–501.
- [74] C.-M. Chao and Y.-W. Lee, "A quorum-based energy-saving mac protocol design for wireless sensor networks," *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 59, no. 2, pp. 813–822, 2010.
- [75] H. Li and J. Tan, "Heartbeat-driven medium-access control for body sensor networks," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 1, pp. 44–51, 2010.
- [76] B. Otal, C. Verikoukis, and L. Alonso, "Optimizing MAC layer performance based on a distributed queuing protocol for wireless sensor networks," in *Proc. of 2008 IEEE Globecom Workshops (GLOBECOM'08)*, 2008.
- [77] Y. Dongheui, S.-E. Yoo, K. Daeyoung, and K. Dohyeun, "OD-MAC: An on-demand MAC protocol for body sensor networks based on IEEE 802.15.4," in *Proc. of 14th IEEE International Conference on Embedded and Real-Time Computing Systems and Applications (RTCSA'08)*, 2008, pp. 413–420.
- [78] C. Li, H.-B. Li, and R. Kohno, "Reliability evaluation and enhancement of IEEE 802.15.4 slotted contention scheme," in *Proc. of International Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC'08)*, 2008, pp. 938–942.

- [79] “IEEE standard for a smart transducer interface for sensors and actuators - common functions, communication protocols, and transducer electronic data sheet (TEDS) formats,” *IEEE Std 1451.0-2007*, pp. 1–335, 2007.
- [80] P. Paces, M. Reinstein, and K. Draxler, “Fusion of smart-sensor standards and sensors with self-validating abilities,” *Journal of Aircraft*, vol. 47, no. 3, pp. 1041–1046, 2010.
- [81] Y. Chi and F. Chen, “On-body adhesive bandage-like antenna for wireless medical telemetry service,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 62, no. 5, pp. 2472–2480, 2014.
- [82] S. Wang, L. Ji, A. Li, and J. Wu, “Body sensor networks for ubiquitous healthcare,” *J Control Theory Appl*, vol. 9, no. 1, pp. 3–9, 2011.
- [83] O. H. Murphy, C. N. McLeod, M. Navaratnarajah, M. Yacoub, and C. Toumazou, “A pseudo-normal-mode helical antenna for use with deeply implanted wireless sensors,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, no. 2, pp. 1135–1139, 2012.
- [84] K. Kim, S. Yun, S. Lee, S. Nam, Y. J. Yoon, and C. Cheon, “A design of a high-speed and high-efficiency capsule endoscopy system,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 4, pp. 1005–1011, 2012.
- [85] L. Zhang, Z. Wang, and J. L. Volakis, “Textile antennas and sensors for body-worn applications,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 11, pp. 1690–1693, 2012.
- [86] S. Boyes, P. Soh, Y. Huang, G. Vandenbosch, and N. Khiabani, “Measurement and performance of textile antenna efficiency on a human body in a reverberation chamber,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 61, no. 2, pp. 871–881, Feb 2013.
- [87] F. Caimi, “Antenna design challenges for 4g,” *IEEE Wireless Communications*, vol. 18, no. 6, pp. 4–5, 2011.
- [88] R. Makinen and T. Kellomaki, “Body effects on thin single-layer slot, self-complementary, and wire antennas,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 62, no. 1, pp. 385–392, Jan 2014.
- [89] M. Munoz, R. Foster, and Y. Hao, “On-body channel measurement using wireless sensors,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, no. 7, pp. 3397–3406, 2012.
- [90] A. Kiourti, J. Costa, C. Fernandes, A. Santiago, and K. Nikita, “Miniature implantable antennas for biomedical telemetry: From simulation to realization,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 11, pp. 3140–3147, 2012.
- [91] S. Cheng, P. Hallbjorner, A. Rydberg, D. Vanotterdijk, and P. van Engen, “T-matched dipole antenna integrated in electrically small body-worn wireless sensor node,” *Microwaves, Antennas Propagation, IET*, vol. 3, no. 5, pp. 774–781, 2009.
- [92] N. Chahat, M. Zhadobov, S. Alekseev, and R. Sauleau, “Human skin-equivalent phantom for on-body antenna measurements in 60 ghz band,” *Electronics Letters*, vol. 48, no. 2, pp. 67–68, 2012.
- [93] D. Baker and J. Du Toit, “A compact 1 to 18 ghz planar spiral antenna for interferometer and other direction finding applications,” in *Proc. of IEEE-APS Topical Conference on Antennas and Propagation in Wireless Communications (APWC’12)*, 2012, pp. 1016–1019.

- [94] J. Buckley, K. Aherne, B. O’Flynn, J. Barton, A. Murphy, and C. O’Mathuna, “Antenna performance measurements using wireless sensor networks,” in *Proc. of 56th Electronic Components and Technology Conference*, 2006, pp. 1652–1657.
- [95] Y. Okano and K. Cho, “Antenna measurement system for mobile terminals,” *NTT DoCoMo Technical Journal*, vol. 9, no. 2, pp. 43–50, 2007.
- [96] M. Salas, R. Martinez, and L. de Haro, “Procedure for measurement, characterization, and calibration of active antenna arrays,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 62, no. 2, pp. 377–391, 2013.
- [97] J. S. Choi and M. Zhou, “Design issues in ZigBee-based sensor network for healthcare applications,” in *Proc. of 9th IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control (ICNSC’12)*, 2012, pp. 238–243.
- [98] Texas Instruments, “System-on-Chip for 2.4 GHz ZigBee(TM)/IEEE 802.15.4 with Location Engine (Rev. B),” <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2431.pdf>, Último acceso: Oct. 2014.
- [99] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection - ICNIRP, “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 ghz),” *Health Physics*, vol. 97, no. 3, pp. 257–259, 2009.
- [100] Página web de Texas Instruments, “Application Note AN040,” <http://www.ti.com/lit/an/swra093d/swra093d.pdf>, Último acceso: Oct. 2014.
- [101] —, “Application Note AN043,” <http://www.ti.com/lit/an/swra117d/swra117d.pdf>, Último acceso: Oct. 2014.
- [102] —, “Application Note DN0007,” <http://www.ti.com/lit/an/swru120b/swru120b.pdf>, Último acceso: Oct. 2014.
- [103] R. Meys and F. Janssens, “Measuring the impedance of balanced antennas by an s-parameter method,” *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 40, no. 6, pp. 62–65, 1998.
- [104] E. Kaldjob, B. Geck, and H. Eul, “Comments on measuring the impedance of balanced antennas by an s-parameter method,” *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 50, no. 6, pp. 113–114, 2008.
- [105] T. Koskinen, H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, “Impedance measurements of various types of balanced antennas with the differential probe method,” in *IEEE International Workshop on Antenna Technology (iWAT’09)*, 2009, pp. 1–4.
- [106] K. Palmer and M. van Rooyen, “Simple broadband measurements of balanced loads using a network analyzer,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 55, no. 1, pp. 266–272, 2006.
- [107] Texas Instruments, “Anaren 0404 balun optimized for Texas Instruments CC2430 Transceiver,” <http://www.ti.com/lit/an/swra156a/swra156a.pdf>, Último acceso: Oct. 2014.
- [108] H.-R. Ahn and T. Itoh, “Isolation circuit of impedance-transforming 3-db compact baluns for near perfect output matching and isolation,” in *Proc. of 2010 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (MTT’10)*, 2010, pp. 113–116.

- [109] D. Naranjo-Hernández, L. Roa, J. Reina-Tosina, and M. Estudillo-Valderrama, “SoM: A smart sensor for human activity monitoring and assisted healthy ageing,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 12 PART2, pp. 3177–3184, 2012.
- [110] —, “Personalization and adaptation to the medium and context in a fall detection system,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 16, no. 2, pp. 264–271, 2012.
- [111] T. Zimmerman, *Personal area network (PAN)*. M.S. thesis, Media Lab., Massachusetts Inst. Technol., Cambridge, 1995.
- [112] K. Hachisuka, A. Nakata, T. Takeda, Y. Terauchi, K. Shiba, K. Sasaki, H. Hosaka, and I. K., “Development and performance analysis of an intra-body communication device,” in *Proc. of 12th Int. Conf. Solid-State Sensors, Actuators Microsyst (Transducers’03)*, vol. 2, 2003, pp. 1722–1725.
- [113] K. Partridge, B. Dahlquist, A. Veiseh, A. Cain, A. Foreman, J. Goldberg, and G. Borriello, “Empirical measurements of intrabody communication performance under varied physical configurations,” 2001, pp. 183–190.
- [114] M. Seyedi, B. Kibret, D. Lai, and M. Faulkner, “A survey on intrabody communications for body area network applications,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 8, pp. 2067–2079, 2013.
- [115] T. Handa, S. Shoji, S. Ike, S. Takeda, and T. Sekiguchi, “Very low-power consumption wireless ECG monitoring system using body as a signal transmission medium,” in *Proc. of International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, vol. 2, 1997, pp. 1003–1006.
- [116] N. Cho, J. Yoo, S.-J. Song, J. Lee, S. Jeon, and H.-J. Yoo, “The human body characteristics as a signal transmission medium for intrabody communication,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 55, no. 5, pp. 1080–1085, 2007.
- [117] N. Matsushita, S. Tajima, Y. Ayatsuka, and J. Rekimoto, “Wearable key: device for personalizing nearby environment,” in *Proc. of International Symposium on Wearable Computers, Digest of Papers*, 2000, pp. 119–126.
- [118] J. Hwang, C. Hyung, J. Sung, J. Kim, D. Park, and S. Kang, “Em simulation and analysis on the ground electrode of human body communication,” in *Proc. of 36th European Microwave Conference, EuMC 2006*, 2007, pp. 1122–1123.
- [119] J. Ruiz and S. Shimamoto, “A study on the transmission characteristics of the human body towards broadband intra-body communications,” in *Proc. of International Symposium on Consumer Electronics (ISCE’05)*, 2005, pp. 99–104.
- [120] —, “Experimental evaluation of body channel response and digital modulation schemes for intra-body communications,” in *Proc. of IEEE International Conference on Communications*, vol. 1, 2006, pp. 349–354.
- [121] M. Wegmueller, W. Fichtner, M. Oberle, and N. Kuster, “BPSK & QPSK modulated data communication for biomedical monitoring sensor network,” in *Proc. of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2006, pp. 2071–2074.
- [122] M. Oberle, *Low power system-on-chip for biomedical application*. Ph.D. dissertation, Integrated Syst. Lab. (IIS), ETH Zurich, 2002.

- [123] K. Hachisuka, Y. Terauchi, Y. Kishi, K. Sasaki, T. Hirota, H. Hosaka, K. Fujii, M. Takahashi, and K. Ito, "Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices," *Sensors and Actuators, A: Physical*, vol. 130-131, no. SPEC. ISS., pp. 322–330, 2006.
- [124] M. Wegmueller, A. Kuhn, J. Froehlich, M. Oberle, N. Felber, N. Kuster, and W. Fichtner, "An attempt to model the human body as a communication channel," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 10, pp. 1851–1857, 2007.
- [125] J. Hilbe, E. Schulc, B. Linder, and C. Them, "Development and alarm threshold evaluation of a side rail integrated sensor technology for the prevention of falls," *International Journal of Medical Informatics*, vol. 79, no. 3, pp. 173–180, 2010.
- [126] L. Yardley, "Falls in older people: Risk factors and strategies for prevention (2nd edition)," *Ageing & Society*, vol. 28, no. 2, pp. 299–300, 2008.
- [127] M. Yu, Y. Yu, A. Rhuma, S. Naqvi, L. Wang, and J. Chambers, "An online one class support vector machine-based person-specific fall detection system for monitoring an elderly individual in a room environment," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 6, pp. 1002–1014, 2013.
- [128] C. Lai, M. Chen, J. Pan, C. Youn, and H. Chao, "Collaborative Computing Framework of Cloud Network and WBSN Applied Falling Detection and Body Reconstruction (special issue Emerging Wireless Body Area Networks (WBANs) for Ubiquitous Healthcare)," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 2, pp. 457–466, 2014.
- [129] W. C.-C. Chen, Y.-C., "RFID emergency notification system for fall accidents at home," in *Proc. of 9th International Conference on e-Health Networking, Application and Services (HEALTH-COM'07): Ubiquitous Health in Aging Societies*, 2007, pp. 323–326.
- [130] Y. Zigel, D. Litvak, and I. Gannot, "A method for automatic fall detection of elderly people using floor vibrations and sound - proof of concept on human mimicking doll falls," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 12, pp. 2858–2867, dec. 2009.
- [131] M. Popescu, Y. Li, M. Skubic, and M. Rantz, "An acoustic fall detector system that uses sound height information to reduce the false alarm rate," in *Proc. of 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'08)*, aug. 2008, pp. 4628–4631.
- [132] E. Auvinet, F. Multon, A. Saint-Arnaud, J. Rousseau, and J. Meunier, "Fall Detection With Multiple Cameras: An Occlusion-Resistant Method Based on 3-D Silhouette Vertical Distribution," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, no. 2, pp. 290–300, march 2011.
- [133] D. Anderson, R. Luke, J. Keller, M. Skubic, M. Rantz, and M. Aud, "Modeling human activity from voxel person using fuzzy logic," *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, vol. 17, no. 1, pp. 39–49, feb. 2009.
- [134] Z. Fu, E. Culurciello, P. Lichtsteiner, and T. Delbruck, "Fall detection using an address-event temporal contrast vision sensor," in *Proc. of IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS'08)*, may 2008, pp. 424–427.

- [135] S. Srinivasan, J. Han, D. Lal, and A. Gacic, “Towards automatic detection of falls using wireless sensors,” in *Proc. of 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS’07)*, aug. 2007, pp. 1379 –1382.
- [136] Y. Hirata, S. Komatsuda, and K. Kosuge, “Fall prevention control of passive intelligent walker based on human model,” in *Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS’08)*, sept. 2008, pp. 1222 –1228.
- [137] A. Barrett, M. O’Connor, K. Culhane, A. Finucane, G. O’Laighin, and D. Lyons, “A footswitch evaluation of the gait of elderly fallers with and without a diagnosis of orthostatic hypotension and healthy elderly controls,” in *Proc. of 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS’08)*, aug. 2008, pp. 5101 –5104.
- [138] V. Michel-Pellegrino, D. Hewson, M. Drieux, and J. Duchene, “Evaluation of the risk of falling in institution-dwelling elderly: clinical tests versus biomechanical analysis of stepping-up,” in *Proc. of 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS’07)*, aug. 2007, pp. 6121 –6124.
- [139] H. Knight, J.-K. Lee, and H. Ma, “Chair alarm for patient fall prevention based on gesture recognition and interactivity,” in *Proc. of 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS’08)*, aug. 2008, pp. 3698 –3701.
- [140] F. Bianchi, S. Redmond, M. Narayanan, S. Cerutti, and N. Lovell, “Barometric pressure and triaxial accelerometry-based falls event detection,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 6, pp. 619 –627, dec. 2010.
- [141] H. Rimminen, J. Lindström, M. Linnavuo, and R. Sepponen, “Detection of falls among the elderly by a floor sensor using the electric near field,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 6, pp. 1475 –1476, nov. 2010.
- [142] C. Doukas and I. Maglogiannis, “Emergency fall incidents detection in assisted living environments utilizing motion, sound, and visual perceptual components,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, no. 2, pp. 277 –289, march 2011.
- [143] L. G. Bourke, A.K., “A threshold-based fall-detection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 30, no. 1, pp. 84–90, 2008.
- [144] N. Noury, P. Rumeau, A. Bourke, G. O’Laighin, and J. Lundy, “A proposal for the classification and evaluation of fall detectors,” *IRBM*, vol. 29, no. 6, pp. 340–349, 2008.
- [145] D. Curone, G. Bertolotti, A. Cristiani, E. Secco, and G. Magenes, “A real-time and self-calibrating algorithm based on triaxial accelerometer signals for the detection of human posture and activity,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 4, pp. 1098 –1105, july 2010.
- [146] M. Narayanan, S. Redmond, M. Scalzi, S. Lord, B. Celler, and N. Lovell, “Longitudinal falls-risk estimation using triaxial accelerometry,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 3, pp. 534 –541, march 2010.
- [147] A. Weiss, I. Shimkin, N. Giladi, and J. Hausdorff, “Automated detection of near falls: Algorithm development and preliminary results,” *BMC Research Notes*, vol. 3, 2010.

- [148] A. Khan, Y.-K. Lee, S. Lee, and T.-S. Kim, “A triaxial accelerometer-based physical-activity recognition via augmented-signal features and a hierarchical recognizer,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 5, pp. 1166–1172, sept. 2010.
- [149] “Tunstall Healthcare Group web site,” <http://www.tunstall.co.uk>, Último acceso: Oct. 2014.
- [150] “Página web de Philips Lifeline,” <http://www.lifelinesys.com/content/lifeline-products>, Último acceso: Oct. 2014.
- [151] “Página web de Ilife Solutions Inc.” <http://www.ilifesolutions.com/>, Último acceso: Oct. 2014.
- [152] N. Noury, A. Fleury, P. Rumeau, A. Bourke, G. O’Laighin, V. Rialle, and J. Lundy, “Fall detection—principles and methods.” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2007, pp. 1663–1666, 2007.
- [153] X. Yu, “Approaches and principles of fall detection for elderly and patient,” in *Proc. of 10th IEEE Intl. Conf. on e-Health Networking, Applications and Service (HEALTHCOM’08)*, 2008, pp. 42–47.
- [154] M. Mathie, J. Basilakis, and B. Celler, “A system for monitoring posture and physical activity using accelerometers,” vol. 4, 2001, pp. 3654–3657.
- [155] F. Padilla Ruiz, A. Bueno Cavanillas, C. Peinado Alonso, M. Espigares García, and R. Gálvez Vargas, “Frequency, characteristics and consequences of falls in a cohort of institutionalized elderly patients,” *Atencion primaria / Sociedad Española de Medicina de Familia y Comunitaria*, vol. 21, no. 7, pp. 437–442, 445, 1998.
- [156] C. Bouten, K. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. Janssen, “A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 3, pp. 136–147, 1997.
- [157] A. Dinh, Y. Shi, D. Teng, A. Ralhan, L. Chen, V. Dal Bello-Haas, J. Basran, S.-B. Ko, and C. McCrowsky, “A fall and near-fall assessment and evaluation system,” *Open Biomedical Engineering Journal*, vol. 3, pp. 1–7, 2009.
- [158] M. Kangas, A. Konttila, I. Winblad, and T. Jämsä, “Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection,” in *Proc. of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2007, pp. 1367–1370.
- [159] A.-Y. Jeon, S.-Y. Ye, J.-M. Park, K.-N. Kim, J.-H. Kim, D.-K. Jung, G.-R. Jeon, and J.-H. Ro, “Emergency detection system using PDA based on self-response algorithm,” in *Proc. of 2007 International Conference on Convergence Information Technology (ICCIT’07)*, 2007, pp. 1207–1212.
- [160] D. Karantonis, M. Narayanan, M. Mathie, N. Lovell, and B. Celler, “Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, no. 1, pp. 156–167, jan. 2006.
- [161] D. Giansanti, G. Maccioni, S. Cesinaro, F. Benvenuti, and V. Macellari, “Assessment of fall-risk by means of a neural network based on parameters assessed by a wearable device during posturography,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 30, no. 3, pp. 367–372, 2008.

- [162] M. Marschollek, K.-H. Wolf, M. Gietzelt, G. Nemitz, H. Meyer zu Schwabedissen, and R. Haux, "Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data - a clinical evaluation study," in *Proc. of 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'08)*, aug. 2008, pp. 3682–3685.
- [163] G. Wu and S. Xue, "Portable preimpact fall detector with inertial sensors," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, no. 2, pp. 178–183, april 2008.
- [164] T. Tamura, T. Yoshimura, M. Sekine, M. Uchida, and O. Tanaka, "A wearable airbag to prevent fall injuries," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 13, no. 6, pp. 910–914, nov. 2009.
- [165] M. Kangas, A. Konttila, P. Lindgren, I. Winblad, and T. Jämsä, "Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers," *Gait and Posture*, vol. 28, no. 2, pp. 285–291, 2008.
- [166] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, and G. O’Laighin, "Direct measurement of human movement by accelerometry," *Medical Engineering and Physics*, vol. 30, no. 10, pp. 1364–1386, 2008.
- [167] M. Kangas, I. Vikman, J. Wiklander, P. Lindgren, L. Nyberg, and T. Jämsä, "Sensitivity and specificity of fall detection in people aged 40 years and over," *Gait and Posture*, vol. 29, no. 4, pp. 571–574, 2009.
- [168] M. Estudillo-Valderrama, L. Roa, J. Reina-Tosina, and D. Naranjo-Hernández, "A proposal of a fall detection algorithm for a multidevice personal intelligent platform," in *Proc. of 8th IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering (BIBE'08)*, 2008.
- [169] "World Health Organization web site, Global Health Risks: Mortality and burden of disease attributable to selected major risks," http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/GlobalHealthRisks_report_full.pdf, Último acceso: Oct. 2014.
- [170] S. Lord, S. Chastin, L. McInnes, L. Little, P. Briggs, and L. Rochester, "Exploring patterns of daily physical and sedentary behaviour in community-dwelling older adults," *Age and Ageing*, vol. 40, no. 2, pp. 205–210, 2011.
- [171] A. Fleury, M. Vacher, and N. Noury, "SVM-Based multimodal classification of activities of daily living in health smart homes: Sensors, algorithms, and first experimental results," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 2, pp. 274–283, march 2010.
- [172] J. H. Lim, A. Zhan, J. Ko, A. Terzis, S. Szanton, and L. Gitlin, "A closed-loop approach for improving the wellness of low-income elders at home using game consoles," *IEEE Communications Magazine*, vol. 50, no. 1, pp. 44–51, january 2012.
- [173] B. Silva, I. Lopes, J. Rodrigues, and P. Ray, "Sapofitness: A mobile health application for dietary evaluation," in *Proc. of 13th IEEE International Conference on e-Health Networking Applications and Services*, june 2011, pp. 375–380.
- [174] V. Van Hees, M. Pias, S. Taherian, U. Ekelund, and S. Brage, "A method to compare new and traditional accelerometry data in physical activity monitoring," in *Proc. of IEEE International Symposium on A World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks*, 2010.

- [175] C.-C. Yang and Y.-L. Hsu, "A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring," *Sensors*, vol. 10, no. 8, pp. 7772–7788, 2010.
- [176] P. Gerdhem, M. Dencker, K. Ringsberg, and K. Akesson, "Accelerometer-measured daily physical activity among octogenarians: Results and associations to other indices of physical performance and bone density," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 102, no. 2, pp. 173–180, 2008.
- [177] M. Makikawa, S. Asajima, K. Shibuya, R. Tokue, and H. Shinohara, "Portable physical activity monitoring system for the evaluation of activity of the aged in daily life," in *Proc. of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 3, 2002, pp. 1908–1909.
- [178] G. Plasqui and K. Westerterp, "Physical activity assessment with accelerometers: An evaluation against doubly labeled water," *Obesity*, vol. 15, no. 10, pp. 2371–2379, 2007.
- [179] J. Copeland and D. Eslinger, "Accelerometer assessment of physical activity in active, healthy older adults," *Journal of Aging and Physical Activity*, vol. 17, no. 1, pp. 17–30, 2009.
- [180] H. Jee, L. Jeongwhan, T. Hyun, P. Jong, C. Jae, and S. Kunsoo, "Estimation of activity energy expenditure: Accelerometer approach," in *Proc. of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 7, 2005, pp. 3830–3833.
- [181] B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. Bula, and P. Robert, "Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: Monitoring of daily physical activity in the elderly," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 6, pp. 711–723, 2003.
- [182] C.-C. Yang and Y.-L. Hsu, "Algorithm design for real-time physical activity identification with accelerometry measurement," in *Proc. of Industrial Electronics Conference*, 2007, pp. 2996–3000.
- [183] M. ElSayed, A. Alsebai, A. Salaheldin, N. El Gayar, and M. ElHelw, "Ambient and wearable sensing for gait classification in pervasive healthcare environments," in *Proc. of 12th IEEE International Conference on e-Health Networking Applications and Services*, july 2010, pp. 240–245.
- [184] I. Gyllensten and A. Bonomi, "Identifying types of physical activity with a single accelerometer: Evaluating laboratory-trained algorithms in daily life," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 9, pp. 2656–2663, sept. 2011.
- [185] H. Vathsangam, A. Emken, E. Schroeder, D. Spruijt-Metz, and G. Sukhatme, "Determining energy expenditure from treadmill walking using hip-worn inertial sensors: An experimental study," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 10, pp. 2804–2815, oct. 2011.
- [186] O. Aziz, L. Atallah, B. Lo, E. Gray, T. Athanasiou, A. Darzi, and G. Yang, "Ear-worn body sensor network device: An objective tool for functional postoperative home recovery monitoring," *Journal of the American Medical Informatics Association*, vol. 18, no. 2, pp. 156–159, 2011.
- [187] B. Ainsworth, W. Haskell, M. Whitt, M. Irwin, A. Swartz, S. Strath, W. O'Brien, D. Bassett, K. Schmitz, P. Emplincourt, D. Jacobs, and A. Leon, "Compendium of physical activities: An update of activity codes and MET intensities," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 32, no. 9 Suppl., pp. S498–S504, 2000.

- [188] A. Sabatini, “Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing,” *Sensors*, vol. 11, no. 2, pp. 1489–1525, 2011.
- [189] N. Wang, S. Redmond, E. Ambikairajah, B. Celler, and N. Lovell, “Can triaxial accelerometry accurately recognize inclined walking terrains?” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 10, pp. 2506–2516, oct. 2010.
- [190] L. Roa, D. Naranjo, L. Reina, A. Lara, J. Milán, M. Estudillo, and J. Oliva, “Applications of bioimpedance to end stage renal disease (ESRD),” *Studies in Computational Intelligence*, vol. 404, pp. 689–769, 2013.
- [191] L. Liu, F. Zhu, J. G Raimann, S. Thijssen, M. Sipahioglu, G. Wystrychowski, T. Kitzler, C. Tetta, P. Wabel, P. Kotanko, and N. Levin, “Determination of fluid status in haemodialysis patients with whole body and calf bioimpedance techniques,” *Nephrology*, vol. 17, no. 2, pp. 131–140, 2012.
- [192] H.-R. Chua, L. Xiang, P.-Y. Chow, H. Xu, L. Shen, E. Lee, and B.-W. Teo, “Quantifying acute changes in volume and nutritional status during haemodialysis using bioimpedance analysis,” *Nephrology*, vol. 17, no. 8, pp. 695–702, 2012.
- [193] P. Wabel, P. Chamney, U. Moissl, and T. Jirka, “Importance of whole-body bioimpedance spectroscopy for the management of fluid balance,” *Blood Purification*, vol. 27, no. 1, pp. 75–80, 2009.
- [194] P. e. a. Wabel, “Towards improved cardiovascular management: The necessity of combining blood pressure and fluid overload,” *Nephrology Dialysis Transplantation*, vol. 23, no. 9, pp. 2965–2971, 2008.
- [195] A. Walter-Kroker, A. Kroker, M. Mattiucci-Guehlke, and T. Glaab, “A practical guide to bioelectrical impedance analysis using the example of chronic obstructive pulmonary disease,” *Nutrition Journal*, vol. 10, no. 1, 2011.
- [196] A. Abbatecola, A. Fumagalli, L. Spazzafumo, V. Betti, C. Misuraca, A. Corsonello, A. Cherubini, E. Guffanti, and F. Lattanzio, “Body composition markers in older persons with COPD,” *Age and Ageing*, 2013.
- [197] S. Battaglia, M. Spatafora, G. Paglino, C. Pedone, A. Corsonello, N. Scichilone, R. Antonelli-Incalzi, and V. Bellia, “Ageing and COPD affect different domains of nutritional status: The ECCE study,” *European Respiratory Journal*, vol. 37, no. 6, pp. 1340–1345, 2011.
- [198] J. Bauer, E. Egan, and A. Clavarino, “The scored patient-generated subjective global assessment is an effective nutrition assessment tool in subjects with chronic obstructive pulmonary disease,” *e-SPEN, the European e-Journal of Clinical Nutrition and Metabolism*, vol. 6, no. 1, pp. e27 – e30, 2011.
- [199] R. Hallin, C. Janson, R. Arnardottir, R. Olsson, M. Emtner, S. Branth, G. Boman, and F. Slinde, “Relation between physical capacity, nutritional status and systemic inflammation in COPD,” *The Clinical Respiratory Journal*, vol. 5, no. 3, pp. 136–142, 2011.
- [200] P. Marinho, C. Castro, M. Raposo, R. Guerra, and A. de Andrade, “Depressive symptoms, inflammatory markers and body composition in elderly with and without chronic obstructive pulmonary disease (COPD),” *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 54, no. 3, pp. 453 – 458, 2012.

- [201] C. Raguso and C. Luthy, “Nutritional status in chronic obstructive pulmonary disease: Role of hypoxia,” *Nutrition*, vol. 27, no. 2, pp. 138 – 143, 2011.
- [202] B. Gupta, S. Kant, and R. Mishra, “Subjective global assessment of nutritional status of chronic obstructive pulmonary disease patients on admission,” *International Journal of Tuberculosis and Lung Disease*, vol. 14, no. 4, pp. 500–505, 2010.
- [203] M. Y. Jaffrin and H. Morel, “Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy (BIS) and bioimpedance analysis (BIA) methods,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 30, no. 10, pp. 1257–1269, 2008.
- [204] P. Watson, I. Watson, and R. Batt, “Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements,” *American Journal of Clinical Nutrition*, vol. 33, no. 1, pp. 27–39, 1980.
- [205] C. Earthman, D. Traughber, J. Dobratz, and W. Howell, “Bioimpedance spectroscopy for clinical assessment of fluid distribution and body cell mass,” *Nutrition in Clinical Practice*, vol. 22, no. 4, pp. 389–405, 2007.
- [206] U. e. a. Moissl, “Body fluid volume determination via body composition spectroscopy in health and disease,” *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 9, pp. 921–933, 2006.
- [207] M. Fenech, M. Maasrani, and M. Jaffrin, “Fluid volumes determination by impedance spectroscopy and hematocrit monitoring: Application to pediatric hemodialysis,” *Artificial Organs*, vol. 25, no. 2, pp. 89–98, 2001.
- [208] K. Ellis, R. Shypailo, and W. Wong, “Erratum: Measurement of body water by multifrequency bioelectrical impedance spectroscopy in a multiethnic pediatric population (american journal of clinical nutrition (1999) 70 (847-853)),” *American Journal of Clinical Nutrition*, vol. 71, no. 6, p. 1618, 2000.
- [209] I. Laegreid, A. Bye, K. Aasarod, and M. Jordhoy, “Nutritional problems, overhydration and the association with quality of life in elderly dialysis patients,” *International urology and nephrology*, vol. 44, no. 6, pp. 1885–1892, 2012.
- [210] S. Sipahi, E. Hur, S. Demirtas, I. Kocayigit, D. Bozkurt, A. Tamer, H. Gunduz, and S. Duman, “Body composition monitor measurement technique for the detection of volume status in peritoneal dialysis patients: The effect of abdominal fullness,” *International Urology and Nephrology*, vol. 43, no. 4, pp. 1195–1199, 2011.
- [211] S. Parmentier, H. Schirutschke, B. Schmitt, J. Schewe, K. Herbrig, F. Pistrosch, and J. Passauer, “Influence of peritoneal dialysis solution on measurements of fluid status by bioimpedance spectroscopy,” *International Urology and Nephrology*, vol. 45, no. 1, pp. 229–232, 2013.
- [212] W. e. a. van Biesen, “Fluid status in peritoneal dialysis patients: The european body composition monitoring (eurobcm’11) study cohort,” *PLoS ONE*, vol. 6, no. 2, 2011.
- [213] T. Costa, T. Lima, P. Gontijo, H. de Carvalho, F. de Faria Cardoso, O. Faria, and F. Neto, “Correlation of respiratory muscle strength with anthropometric variables of eutrophic and obese women,” *Revista da Associacao Medica Brasileira*, vol. 56, no. 4, pp. 403–408, 2010.

- [214] Y. Yang and J. Wang, “New tetrapolar method for complex bioimpedance measurement: Theoretical analysis and circuit realization,” *Proc. 2005 IEEE Eng. Med. And Biology*, pp. 6605–6607, 2005.
- [215] “Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD),” <http://www.goldcopd.org>, Último acceso: Oct. 2014.
- [216] C. Mathers and D. Loncar, “Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030,” *PLoS Medicine*, vol. 3, no. 11, pp. 2011–2030, 2006.
- [217] S. Kundu, S. Kumagai, and M. Sasaki, “A wearable capacitive sensor for monitoring human respiratory rate,” *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 52, no. 4 PART 2, 2013.
- [218] S. Lapi, F. Lavorini, G. Borgioli, M. Calzolari, L. Masotti, M. Pistolesi, and G. A. Fontana, “Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device,” *Respiratory Physiology & Neurobiology*, vol. 191, no. 0, pp. 60 – 66, 2014.
- [219] M. Augustynek, O. Adamec, and D. Micanik, “Using a differential pressure sensor as spirometer,” *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 7564 LNCS, pp. 236–241, 2012.
- [220] T. Hoffmann, B. Eilebrecht, and S. Leonhardt, “Respiratory monitoring system on the basis of capacitive textile force sensors,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 11, no. 5, pp. 1112–1119, 2011.
- [221] L. Guo, L. Berglin, U. Wiklund, and H. Mattila, “Design of a garment-based sensing system for breathing monitoring,” *Textile Research Journal*, vol. 83, no. 5, pp. 499–509, 2013.
- [222] C. Heyde, H. Leutheuser, B. Eskofier, K. Roecker, and A. Gollhofer, “Respiratory inductance plethysmography - a rationale for validity during exercise,” *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 46, no. 3, pp. 488–495, 2014.
- [223] J. Kranjec, S. Begus, J. Drnovsek, and G. Gersak, “Novel methods for noncontact heart rate measurement: A feasibility study,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 63, no. 4, pp. 838–847, 2014.
- [224] T. Wartzek, S. Weyer, and S. Leonhardt, “A differential capacitive electrical field sensor array for contactless measurement of respiratory rate,” *Physiological Measurement*, vol. 32, no. 10, pp. 1575–1590, 2011.
- [225] H. Ghasemzadeh, S. Ostadabbas, E. Guenterberg, and A. Pantelopoulos, “Wireless medical-embedded systems: A review of signal-processing techniques for classification,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 13, no. 2, pp. 423–437, 2013.
- [226] J. Oum, H. Koo, and S. Hong, “Non-contact Heartbeat Sensor using LC oscillator circuit,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4455–4458, 2008.
- [227] J. Luis, L. Roa Romero, J. Gómez-Galán, D. Naranjo, M. Estudillo-Valderrama, G. Barbarov-Rostán, and C. Rubia-Marcos, “Design and implementation of a smart sensor for respiratory rate monitoring,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, pp. 3019–3032, 2014.

- [228] D. Teichmann, J. Foussier, J. Jia, and S. Leonhardt, “Non-contacting monitoring of respiration and pulse based on capacitive coupling with thoracic tissue,” *Proceedings of the World Congress on Engineering*, vol. 3, pp. 2695–2698, 2011.
- [229] T. Barbosa, I. Sene, A. da Rocha, F. Nascimento, H. Carvalho, and J. Camapum, “Application-oriented programming model for sensor networks embedded in the human body,” in *Proc. of 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS’06)*, Sept. 2006, pp. 6037–6040.
- [230] “Application Note AN053. Measuring power consumption with CC2430 and Z-Stack. Texas Instruments,” <http://www.ti.com/lit/an/swra144/swra144.pdf>, Último acceso: Oct. 2014.
- [231] H.-C. Le, H. Guyennet, and V. Felea, “OBMAC: An overhearing based MAC protocol for wireless sensor networks,” in *Proc. of 2007 International Conference on Sensor Technologies and Applications (SENSORCOMM’07)*, 2007, pp. 547–553.
- [232] N. Twomey, S. Faul, and W. Marnane, “Comparison of accelerometer-based energy expenditure estimation algorithms,” in *Proc. of 4th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, march 2010, pp. 1 –8.
- [233] A. Ismail and S. Leonhardt, “Simulating non-specific influences of body posture and temperature on thigh-bioimpedance spectroscopy during continuous monitoring applications,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 434, no. 1, 2013.
- [234] A. e. a. Coin, “Fat-free mass and fat mass reference values by dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) in a 20-80 year-old Italian population,” *Clinical Nutrition*, vol. 27, no. 1, pp. 87–94, 2008.

Anexos

Anexo A

Métodos de análisis de la composición corporal mediante Bioimpedancia

A continuación se realiza un resumen de las principales técnicas de análisis de bioimpedancia para la estimación de la composición corporal empleadas en el sensor inteligente de bioimpedancia.

A.1. Single Frequency Bioimpedance Analysis (SFBIA)

Estos métodos están basados en relaciones empíricas obtenidas a partir de los valores de bioimpedancia obtenidos en diferentes grupos poblacionales en una única frecuencia. La frecuencia de 50 kHz es considerada como la frecuencia estándar en este tipo de análisis [190]. Los métodos SFBIA están basados generalmente en linealizaciones obtenidas mediante rectas de regresión de los valores de bioimpedancia frente a diferentes parámetros de composición corporal, las cuales han sido obtenidas para un grupo poblacional específico con características antropométricas similares. Estas expresiones normalmente relacionan el parámetro $Altura^2/R$ con los parámetros nutricionales y los volúmenes de agua a través de la siguiente expresión:

$$Volumen = A \frac{Altura^2}{R} + B \quad (A.1)$$

Muchas expresiones incluyen además otras componentes para mejorar la precisión en las estimaciones, como la edad, el peso, el sexo, la raza o medidas antropométricas de secciones corporales como el tronco y/o las extremidades. En estos casos, los parámetros A y B de la ecuación anterior pueden ser además una función de las características mencionadas. La mayor desventaja de estos métodos es que las ecuaciones solo pueden ser aplicadas en los grupos poblacionales para los cuales fueron obtenidas, no siendo adecuadas para estados alterados de hidratación, de composición corporal o en pacientes con geometrías anatómicas diferentes [206], ya que en caso contrario pueden producirse importantes errores en las estimaciones.

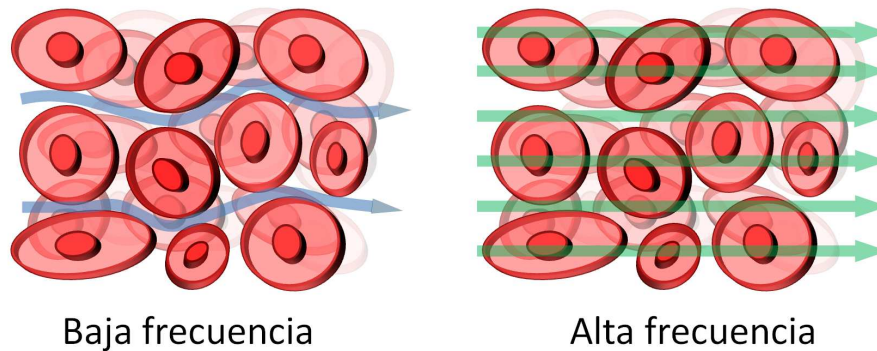


Figura A.1: Distribución de la corriente a baja y alta frecuencia.

A.2. Bioimpedance Spectroscopy (BIS)

El método BIS está basado en la medida de bioimpedancia en múltiples frecuencias y en su correspondencia con un modelo de bioimpedancia de Cole [233]. De acuerdo con este modelo, la determinación de los volúmenes de líquidos corporales está basada en el hecho de que a baja frecuencia la corriente no penetra las membranas celulares, de modo que fluye solo por el compartimento de extracelular, mientras que a alta frecuencia la corriente fluye por el comportamiento extracelular e intracelular [190]. Este efecto puede verse en la Figura A.1. El modelo multifrecuencia de Cole es extendido con la aplicación de la teoría de mezclas de Hanai, según la cual el cuerpo humano es considerado como la superposición de un medio conductivo (agua, electrolitos, tejido blando, etc.) y un medio no conductivo (hueso, grasa, aire, etc.). Estas consideraciones mejoran las estimaciones eliminando la aparente especificidad poblacional de los métodos SFBIA [190].

A.3. Bioelectrical Impedance Vector Analysis (BIVA)

El método BIVA permite una evaluación cualitativa del estado nutricional y de hidratación del paciente a partir de medidas de bioimpedancia. En este método, el valor de la impedancia compleja ($Z = R + X_C$) a 50 kHz, normalizado por la altura del sujeto, se confronta de forma gráfica ($R/altura$ en el eje de abscisas, $X_C/altura$ en el eje de ordenadas) con elipses de tolerancia del 50 %, 75 % y 95 % de sujetos sanos de poblaciones de referencia del mismo género. Como muestra la Figura A.2, los valores que caen fuera de la elipse de tolerancia del 75 % indican un estado fisiológico anormal y su localización en la gráfica puede ser interpretado de la siguiente forma [190,195]:

1. Variaciones en la dirección del eje mayor: relacionadas con variaciones del estado de hidratación. El polo superior de la elipse de tolerancia del 75 % representa el umbral de deshidratación, que será tanto mayor cuanto más nos alejemos de dicho polo, mientras que el polo menor de la elipse es el umbral de sobrehidratación (edema), siendo la tendencia justo al contrario.
2. Variaciones en la dirección del eje menor: relacionadas con variaciones del estado nutricional. Un desplazamiento a lo largo del eje menor hacia la derecha indica una menor cantidad de célu-

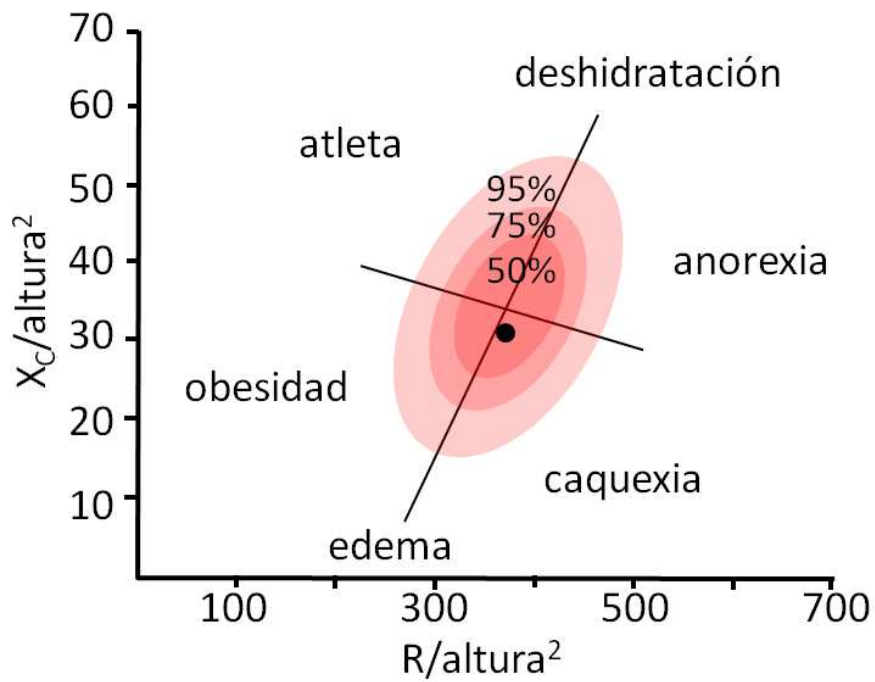


Figura A.2: Gráfico empleado en el método BIVA.

las o de tejidos blandos. Dependiendo además del estado de hidratación los individuos pueden encontrarse malnutridos o caquéuticos (sobrehidratación) o anoréxicos (deshidratados). Un desplazamiento en el sentido opuesto indica una mayor cantidad de células o de tejidos blandos. Dependiendo del estado de hidratación los individuos pueden ser obesos (sobrehidratados) o atletas (deshidratados).