

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA

TESIS DE MAESTRÍA

---

**Sistema para el apoyo a la atención  
domiciliaria mediante redes de sensores  
inteligentes**

---



**UNIVERSIDAD  
DE ANTIOQUIA**

1 8 0 3

*Autor:*

José Fernando Arboleda

*Asesor:*

José Edinson Aedo, Ph.D.

*Tesis para optar al título de Magíster en Ingeniería*

Grupo de investigación SISTEMIC

Facultad de Ingeniería

5 de octubre de 2016

# *Abstract*

The increasing number of chronic disease patients and the costs associated to their treatment represent a major concern to the different health systems worldwide. These kind of patients are recurrent to the hospital, thus causing congestion and high costs in medical attention. New technological trends and advances could help to implement information systems aimed to help the physicians treat chronic patients at home environments. One of these technological advances are the Wireless Body Area Networks (WBAN). This emerging technology promises to help the development of medical home health care applications. The technology is at an early stage and requires more work and research in order to help in the shift of paradigm in medical attention, moving from the hospital to the patient's home. This research work presents the design of a wireless sensor node based on the WBAN technology for supporting home health care services for chronic patients. The whole design process and the evaluation of the prototype are presented. The design process was based on novel co-creation techniques that led to the actual implementation of the wireless sensor node. The system's requirements, the conceptual prototype and the final prototype were obtained from this design process. The prototype was evaluated in terms of power consumption, latency and packet loss. The results show that the designed system is a good baseline for home care applications of chronic disease patients.

# Agradecimientos

Al grupo de investigación en Sistemas Embebidos e Inteligencia Computacional de la Universidad de Antioquia, y al profesor José Edinson Aedo Cobo, Ph.D., por permitirme formar parte del grupo y participar en el proyecto. Al profesor Fredy Alexander Rivera Vélez, Ph.D., por todo el tiempo y la asesoría dedicados a la realización de este trabajo de investigación. A la profesora Natalia Gaviria Gómez, Ph.D., por su apoyo y orientación. A los ingenieros Manuel Ríos, Jorge Olarte y Jaime Ríos, y a todo el equipo de trabajo de ARTICA-eje3 por su esfuerzo y colaboración.

Este trabajo se desarrolló dentro del proyecto “Plataforma tecnológica para los servicios de teleasistencia, emergencias médicas, seguimiento y monitoreo permanente a los pacientes y apoyo a los programas de promoción y prevención – Eje 3: Vigilancia de eventos de riesgo para pacientes crónicos” del Centro de Excelencia ARTICA (Alianza Regional en TICs Aplicadas) financiado por el Sistema General de Regalías.

# Índice general

Abstract	i
Agradecimientos	ii
Índice general	iii
Índice de figuras	v
Índice de tablas	vi
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Contextualización	1
1.2 Planteamiento del problema	2
1.3 Trabajos relacionados	3
1.3.1 Tamaño de los dispositivos y cantidad de nodos sensores	4
1.3.2 Detección oportuna de eventos anormales en el estado de salud del paciente	6
1.3.3 Confidencialidad de la información	6
1.3.4 Consumo de energía y respuesta en tiempo real	7
1.3.5 Calidad del servicio	8
1.3.6 Diseño del software embebido	9
1.3.7 Desafíos afrontados	9
1.4 Objetivos	10
1.5 Estructura del trabajo de investigación	11
<b>2 Atributos y funcionalidades del sistema</b>	<b>12</b>
2.1 Estrategia de co-creación para obtener los atributos y las funcionalidades del sistema	12
2.1.1 Técnica 1: <i>Análisis de actividades</i>	14
2.1.2 Técnica 2: <i>Forecasting</i>	15
2.1.3 Técnica 3: <i>Sketch and match</i>	16
2.1.4 Técnica 4: <i>Si yo fuera</i>	17
2.1.5 Técnica 5: <i>Prototipado</i>	18
2.2 Atributos y funcionalidades obtenidos de las sesiones de co-creación	20
2.3 Especificación de requerimientos	21
2.3.1 Casos de uso del sistema	22
2.3.2 Clasificación de los requerimientos	22

2.3.3	Requerimientos del nodo sensor . . . . .	23
2.3.4	Discusión . . . . .	24
<b>3</b>	<b>Diseño del nodo sensor basado en WBAN</b>	<b>25</b>
3.1	Protocolos de comunicación . . . . .	25
3.1.1	IEEE 802.15.4 . . . . .	25
3.1.2	IEEE 802.15.6 . . . . .	26
3.1.3	Bluetooth Low Energy . . . . .	27
3.1.4	Comparación de protocolos y dispositivos . . . . .	27
3.2	Dispositivos de procesamiento . . . . .	28
3.3	Sensores . . . . .	29
3.4	Resumen de dispositivos . . . . .	30
3.5	Ideación del prototipo . . . . .	30
<b>4</b>	<b>Diseño de la solución hardware/software para el nodo sensor inalámbrico</b>	<b>33</b>
4.1	Diseño del hardware . . . . .	33
4.1.1	Esquema de conexión de los electrodos . . . . .	34
4.1.2	Módulo de conexión del dispositivo móvil a la red WBAN . . . . .	36
4.2	Diseño del software . . . . .	36
4.2.1	Modelo de alto nivel del software . . . . .	38
4.2.2	Patrones de diseño . . . . .	40
4.2.2.1	Patrón de prioridad estática . . . . .	40
4.2.2.2	Patrón de llamada protegida . . . . .	42
4.2.2.3	Patrón de datos en cola . . . . .	43
4.2.3	Modelo con los patrones de diseño . . . . .	44
4.2.4	Comunicación . . . . .	46
4.3	Prototipo final . . . . .	48
<b>5</b>	<b>Evaluación del prototipo</b>	<b>49</b>
5.1	Selección de las pruebas de evaluación . . . . .	49
5.2	Pérdida de paquetes . . . . .	50
5.3	Latencia . . . . .	51
5.4	Consumo energético . . . . .	53
<b>6</b>	<b>Conclusión y trabajos futuros</b>	<b>54</b>
6.1	Conclusiones . . . . .	54
6.2	Publicación de resultados . . . . .	55
6.3	Trabajos futuros . . . . .	56
	<b>Bibliografía</b>	<b>57</b>

# Índice de figuras

1.1	Principales componentes del sistema para la vigilancia de eventos de riesgo en pacientes crónicos . . . . .	2
2.1	Ejemplo de aplicación de técnicas de co-creación. . . . .	13
2.2	Proceso de aplicación de una técnica de co-creación. . . . .	14
2.3	Linea de tiempo de atención de pacientes crónicos IPS Universitaria. . . . .	14
2.4	Diagrama del sistema según personal médico. . . . .	16
2.5	Prototipo enfermedades cardíacas. . . . .	19
2.6	Prototipo enfermedades respiratorias. . . . .	20
2.7	Casos de uso del sistema en general . . . . .	22
2.8	Taxonomía de requerimientos . . . . .	23
3.1	Prototipo conceptual . . . . .	31
4.1	Componentes de hardware y sus interconexiones . . . . .	34
4.2	Circuitos del nodo sensor . . . . .	34
4.3	Esquema de conexión de los electrodos . . . . .	35
4.4	Circuito impreso del módulo de conexión del dispositivo móvil a la red WBAN . . . . .	36
4.5	Niveles de abstracción del software del nodo sensor . . . . .	37
4.6	Modelo UML del software del nodo sensor . . . . .	39
4.7	Patrón de prioridad estática . . . . .	40
4.8	Diagramas de flujo de las tareas . . . . .	41
4.9	Patrón de llamada protegida . . . . .	42
4.10	Patrón de encolamiento . . . . .	43
4.11	Modelo UML del software del nodo sensor con los patrones de diseño . . . . .	45
4.12	Prueba de encuesta de variables al sensor . . . . .	47
4.13	Prueba de transmisión de la señal ECG . . . . .	47
4.14	Prototipo de la WBAN . . . . .	48
5.1	Configuración del experimento de pérdida de paquetes. . . . .	50
5.2	Configuración del experimento de latencia. . . . .	52

# Índice de tablas

1.1	Desafíos afrontados en los antecedentes WBAN. . . . .	5
1.2	Desafíos afrontados dentro del macro-proyecto . . . . .	10
3.1	Comparación dispositivos de comunicación . . . . .	28
3.2	Comparación dispositivos de procesamiento . . . . .	29
3.3	Resumen de dispositivos . . . . .	30
3.4	Consolidado de las características de los dispositivos seleccionados . . . . .	30
4.1	Configuración de la tasa de salida de los datos del dispositivo ECG . . . . .	35
4.2	Trama de variables . . . . .	46
4.3	Trama ECG . . . . .	46
5.1	Resultados de pérdida de paquetes . . . . .	51
5.2	Resultados del experimento de latencia. . . . .	52
5.3	Resultados del experimento de consumo energético. . . . .	53

*Dedicado a la memoria de mi padre.*



# Capítulo 1

## Introducción

En este capítulo se presenta una introducción a la problemática de interés. Además se presenta el contexto del presente trabajo de investigación dentro del macro-proyecto en el cual se encuentra enmarcado, se incluye un estudio del estado del arte y se estructura el documento.

### 1.1 Contextualización

Este proyecto de investigación se encuentra enmarcado dentro de un macro-proyecto de la alianza ARTICA financiado por el Sistema General de Regalías. El macro-proyecto se titula “Plataforma tecnológica para los servicios de teleasistencia, emergencias médicas, seguimiento y monitoreo permanente a los pacientes y apoyo a los programas de promoción y prevención – Eje 3: Vigilancia de eventos de riesgo para pacientes crónicos”. Como parte de este eje del macro-proyecto se desarrollaron varios módulos y subsistemas que conforman un sistema para la vigilancia de eventos de riesgo en pacientes crónicos. En la Figura 1.1 se observan los componentes principales de este sistema. Particularmente, el sistema presentado en este trabajo de investigación representa un **nodo sensor inalámbrico**, el cual corresponde al recuadro denominado WBAN (Wireless Body Area Network) en la Figura 1.1, el cual fue diseñado e implementado como parte del sistema de apoyo a la atención domiciliaria de pacientes crónicos. El hecho de que el sistema siguiera el paradigma WBAN se planteó como un requerimiento para el macro-proyecto por parte del grupo de investigación, debido a las características del problema, al potencial de esta tecnología y a la experiencia del grupo en esta línea de trabajo, tal como se explicará con detalle en secciones posteriores. El área de aplicación, la atención domiciliaria de pacientes crónicos, fue concertada con la IPS Universitaria,

que es una Institución Prestadora de Servicios de Salud perteneciente a la Universidad de Antioquia, miembro de la alianza ARTICA.

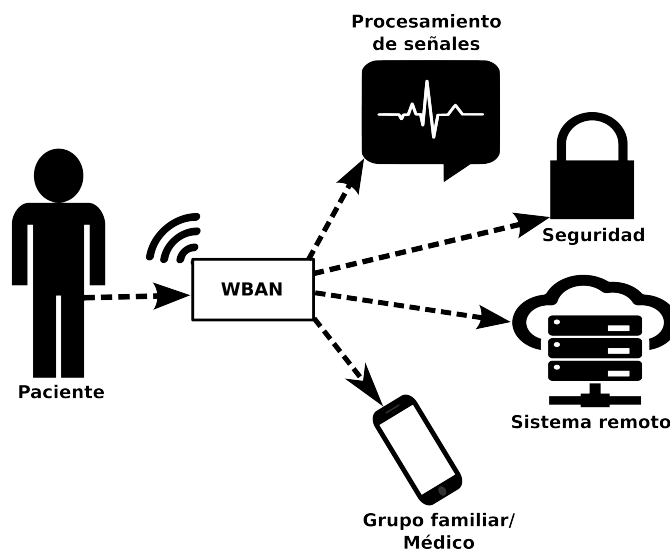


FIGURA 1.1: Principales componentes del sistema para la vigilancia de eventos de riesgo en pacientes crónicos

## 1.2 Planteamiento del problema

Los recursos limitados en hospitales y clínicas y los altos costos asociados a la atención hospitalaria representan un gran problema para los sistemas de salud, tanto en Colombia como a nivel mundial. Las enfermedades crónicas juegan un papel fundamental en este contexto, ya que la recurrencia de los pacientes a los centros médicos y el costo de sus tratamientos impactan de manera directa a los distintos sistemas de salud. Los avances tecnológicos actuales en materia de comunicaciones y computación plantean la posibilidad de emplear sistemas de apoyo a la atención domiciliaria basados en plataformas tecnológicas que permitan implementar nuevas tendencias en el cuidado de pacientes con enfermedades crónicas. La disponibilidad de plataformas efectivas de apoyo a la atención y hospitalización domiciliaria es muy limitada en nuestro medio, por lo cual es necesario desarrollar nuevos modelos para la atención y el cuidado de pacientes en ambientes domiciliarios con el fin de proporcionar una mejor atención, mejorar su calidad de vida, y reducir su permanencia en, y recurrencia a, los centros hospitalarios.

Las enfermedades crónicas son de particular interés en este trabajo debido a que tienen un mayor impacto en los sistemas de salud. Según la *American Heart Association* se atribuye a la hospitalización recurrente de pacientes con insuficiencia cardíaca crónica un costo de \$16 billones de dólares por año, de las cuales un 42% era evitable mediante

un control adecuado del paciente fuera del hospital [1]. Además, de acuerdo con las estadísticas, cerca de 117 millones de personas viven con al menos una enfermedad crónica en los Estados Unidos [2]. En 2010, tan solo en ese país, siete de cada diez muertes se debían a enfermedades crónicas [3], y los costos asociados a enfermedades cardíacas en ese mismo año fueron de \$315,4 billones de dólares [4]. Se estima además que los costos de la atención hospitalaria de enfermedades como el cáncer llegarán a unos \$157 billones de dólares en 2020 tan solo en los Estados Unidos, representando un incremento del 27% con respecto al 2010 [5]. En el panorama local las cifras no son menos desalentadoras. Según la Dirección Seccional de Salud de Antioquia, en 2012 la hipertensión esencial causó 532.393 consultas de personas mayores de 60 años, seguida por la diabetes mellitus con 64.641 consultas, y la enfermedad pulmonar obstructiva crónica con 41.043 consultas [6]. Además, una de las principales causas de hospitalización para ese mismo año en el departamento de Antioquia fue la enfermedad pulmonar obstructiva crónica con 2.107 hospitalizaciones [6]. Estas estadísticas muestran la importancia de considerar modelos de atención y hospitalización domiciliaria apoyados en plataformas tecnológicas para lograr una atención más efectiva y reducir los costos.

Las tecnologías emergentes pueden brindar una oportunidad para tratar de mitigar el impacto causado por las enfermedades crónicas en los sistemas de salud. Tecnologías recientes como las redes inalámbricas de área corporal WBAN (*Wireless Body Area Network*) [1], [7], [8], son materia de investigación y desarrollo para aportar en aplicaciones médicas de vigilancia remota de pacientes con diversas enfermedades. Actualmente se hace necesario disponer de una tecnología que permita a los médicos realizar la vigilancia de los pacientes crónicos en un entorno domiciliario. En este trabajo de investigación se pretende aportar en la solución a la problemática descrita aprovechando los avances en la emergente tecnología de WBAN. El sistema diseñado e implementado en este trabajo corresponde a un nodo sensor inalámbrico basado en el paradigma de WBAN que forma parte de un sistema más complejo (ver Figura 1.1) de vigilancia de eventos de riesgo para pacientes crónicos.

### 1.3 Trabajos relacionados

La WBAN es una tecnología de redes inalámbricas que consta de distintos nodos sensores ubicados o implantados en el cuerpo humano y que pueden ser conectados a una red de área local o área amplia. Esta tecnología tiene un gran potencial para desempeñar un papel importante en el futuro de la atención médica, considerando que según estadísticas de la Organización Mundial de la Salud, millones de personas sufren de obesidad y enfermedades crónicas [7]. Una aplicación importante de esta tecnología en el contexto

regional es la atención domiciliaria de pacientes crónicos, la cual consiste en brindar el servicio de atención médica en el hogar del paciente.

El grupo de investigación SISTEMIC ha realizado trabajos en el área de redes de sensores inalámbricas para aplicaciones médicas. En dichas investigaciones se desarrolló el SAMSI (Sistema Asistente Médico para Situaciones Inmediatas) [9], el cual está constituido por dos nodos sensores y es capaz de estimar la presión arterial por medio de medidas indirectas. También ha investigado en la generación de código a partir de descripciones en UML (Unified Modeling Language) para el diseño de redes de sensores [10], [11], [12] y en técnicas de bajo consumo [13].

Varios desafíos deben ser afrontados para lograr que la tecnología WBAN sea efectiva y tenga usabilidad en el cuidado remoto de pacientes [8]. Entre los desafíos más importantes se deben considerar los siguientes:

- Miniaturizar los dispositivos hardware y reducir al mínimo el número de nodos de la red.
- Detectar de manera oportuna eventos anormales en el estado de salud del paciente.
- Garantizar la confidencialidad de la información del paciente.
- Tener bajo consumo de energía para lograr una buena autonomía.
- Asegurar respuesta en tiempo real.
- Garantizar un nivel de calidad del servicio (Quality of Service, QoS).
- Diseño del software embebido.

Los trabajos relacionados se presentan en términos de estos desafíos. La Tabla 1.1 muestra los desafíos afrontados por diferentes investigadores que han abordado la tecnología WBAN.

### 1.3.1 Tamaño de los dispositivos y cantidad de nodos sensores

El tamaño de los dispositivos y la cantidad de nodos sensores son cuestiones fundamentales en una aplicación de WBAN. En sistemas médicos portables se debe reducir la cantidad de nodos que componen la red y se debe reducir el tamaño de los dispositivos para que el sistema sea fácil y cómodo de usar.

TABLA 1.1: Desafíos afrontados en los antecedentes WBAN.

Antecedente	Tamaño	Detección de eventos	Confidencialidad	Consumo de energía	Respuesta en tiempo real	QoS
Touati et al. 2013 [14]	X			X	X	
Tay et al. 2009 [15]	X	X		X	X	
Franco et al. 2012 [16]	X			X	X	
Yuce, 2010 [17]				X	X	
Barea et al. 2012 [18]	X			X		
Waluyo et al. 2010 [19]		X		X	X	
Shin et al. 2007 [20]		X			X	
Moller et al. 2011 [21]	X		X	X		
Vohra et al. 2012 [22]				X	X	
Syed y Yau, 2013 [23]						X
Ivanov et al. 2012 [24]						X
Li et al. 2010 [25]			X			

Diversos sistemas de monitoreo de signos vitales han sido implementados por distintos investigadores con el fin de afrontar desafíos como el tamaño y la portabilidad de las WBAN médicas. Generalmente, los signos vitales a medir son: el ritmo cardíaco, la presión arterial, la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria. Dichos signos cambian dependiendo de la enfermedad y permiten, al personal médico experimentado, tener conocimiento de la condición del paciente [26]. El sistema presentado por Touati et al. [14], en 2013 está basado en el módulo BLE112 de Bluegiga, el cual incluye un radio Bluetooth y microcontrolador dentro del mismo circuito integrado. El uso de un SoC (*System on Chip*) como el BLE112 permite reducir el tamaño del PCB (*Printed Circuit Board*) de los nodos sensores. Varios fabricantes proveen este tipo de circuitos integrados, lo que representa una opción a considerar en cuanto a la reducción de tamaño se refiere. Los sistemas presentados por Tay et al. en 2009 [15] y Franco et al. en 2012 [16] son sistemas con un número reducido de nodos. Estas implementaciones están conformadas por dos nodos sensores que se encargan de monitorear la señal ECG (*Electrocardiography*), la concentración de oxígeno en la sangre, la presión arterial y la temperatura en el caso de Tay. El número reducido de nodos convierte a la red en un sistema más portable. El sistema de Barea et al. [18] está conformado por un único dispositivo capaz de adquirir hasta ocho señales y enviarlas a un computador utilizando el protocolo ZigBee. Este sistema reduce la cantidad de dispositivos, pero aumenta el tamaño de su único nodo ( $15 \times 20,4 \text{ cm}$ ). Si bien el sistema de Barea et al. puede resultar más portable debido a un único nodo, también puede resultar más incómodo de usar debido al tamaño del dispositivo. Moller presenta un framework [21] para el monitoreo remoto de pacientes validado sobre la plataforma SHIMMER, la cual constituye una plataforma comercial de sensores para aplicaciones médicas con capacidad de medir datos de ECG, GSR (*Galvanic Skin Response*) y movimiento. Se destaca la capacidad de procesamiento y el tamaño

reducido de los módulos SHIMMER. Como se puede observar, la portabilidad y usabilidad de dispositivos basados en WBAN para el cuidado médico son fundamentales para que dicha tecnología tenga un impacto relevante en aplicaciones médicas de vigilancia remota de pacientes.

### 1.3.2 Detección oportuna de eventos anormales en el estado de salud del paciente

Cuando se implementa un sistema de monitoreo remoto de los signos vitales interesa que dicho sistema sea capaz de detectar situaciones de riesgo para el paciente. La detección de eventos adversos puede ser utilizada para alertar al paciente, a su grupo de acompañamiento o al personal médico. Algunos de los antecedentes encontrados en la literatura abordan este desafío permitiendo al sistema o al paciente ejercer una acción en caso de un evento que pueda llegar a ser crítico. El sistema de Tay [15] que se encarga de medir las señales ECG,  $SpO_2$  (Saturación de oxígeno), temperatura corporal y la presión arterial, también es capaz de detectar y clasificar arritmias, detectar hipertensión/hipotensión, y además, es capaz de enviar las alertas a un sistema remoto para informar al personal médico. En [19] Waluyo et al. presentan MobiSense, un sistema compuesto por un nodo ECG y tres acelerómetros. Este sistema está en capacidad de detectar la postura del paciente mediante la información obtenida de los acelerómetros y de estimar la velocidad del movimiento con un error cuadrático medio de  $0,91(km/h)^2$ . Con la información de postura y velocidad de movimiento, se pueden generar alertas dependiendo del tipo de enfermedad que se desee tratar con dicha red de sensores. Otro antecedente que se destaca es el presentado en [20] por Shin et al. Este sistema está orientado al monitoreo de pacientes con enfermedades crónicas del corazón y la enfermedad pulmonar obstructiva crónica. El dispositivo adquiere las señales ECG y PPG (*Photoplethysmogram*), y detecta posibles complicaciones teniendo en cuenta la información suministrada por el personal médico. Los eventos en este último caso son enviados al teléfono celular de un doctor utilizando el PDA (*Personal Digital Assistant*) del paciente. La detección de los anteriores eventos, así como su oportuna notificación, son fundamentales para el desarrollo de una tecnología que permita el monitoreo remoto de pacientes con diversas enfermedades de una manera fiable.

### 1.3.3 Confidencialidad de la información

En [21] Moller et al. proponen un sistema de intercambio de claves de cifrado para redes WBAN. El *framework* desarrollado para un sistema operativo de tiempo real provee un esquema seguro de intercambio de información entre los nodos que componen la red. Por

su parte, Ming et al. identifican en [25] los requerimientos de seguridad y privacidad en redes WBAN. Dado que las WBAN operan en ambientes de acceso abierto es necesario que un sistema de vigilancia de los signos vitales esté en capacidad de proveer mecanismos de protección de la información cuando sea necesario.

### 1.3.4 Consumo de energía y respuesta en tiempo real

El consumo de energía y la respuesta en tiempo real del sistema son aspectos fundamentales de las WBAN debido a las restricciones propias del diseño de este tipo de redes en aplicaciones médicas. La vigilancia remota de los signos vitales requiere generalmente del procesamiento en tiempo real de señales como ECG y PPG. El sistema debe estar en capacidad de procesar las señales y responder a tiempo ante cualquier evento adverso. El uso de protocolos y dispositivos orientados al bajo consumo de energía juega un papel fundamental en esta tecnología. En la literatura se encuentran implementaciones en distintas plataformas de software y hardware que afrontan este tipo de restricciones en el diseño de la red.

El sistema presentado por Touati et al. en 2013 [14] está basado en el estándar Bluetooth 4.0, también conocido como Bluetooth Low Energy (BLE). El BLE es un estándar orientado al bajo consumo de energía y se destaca su uso en aplicaciones médicas. El dispositivo BLE112 de Bluegiga en el cual se basa el sistema, presenta una corriente pico en transmisión de  $27\text{ mA}$  y de  $0,4\text{ uA}$  en modo *sleep*. El nodo sensor habilita el monitoreo en tiempo de real de la señal ECG, transmitiendo los datos precisos a un computador mediante la tecnología BLE. El sistema también permite el monitoreo remoto utilizando conexiones TCP (*Transmission Control Protocol*) con un computador. El funcionamiento del sistema y su respuesta en tiempo real es evaluado mediante simulación.

Dos sistemas similares son el de Franco et al. [16] y Tay et al. [15]. Ambos sistemas se basan en la familia de procesadores MSP430 de ultra bajo consumo de energía de la compañía *Texas Instruments*. Las dos redes están orientadas al procesamiento de las señales ECG, PPG y presión arterial. Esta última se estima de manera indirecta utilizando información sobre el pico R de la señal ECG y el tiempo de subida de la señal PPG. La red sensores presentada por Franco emplea una plataforma de software de tiempo real llamada FreeRTOS [27], y está está soportada por una batería de  $1000\text{ mAh}$  con un tiempo de duración de  $24\text{ h}$  para el nodo PPG y  $53,8\text{ h}$  para el nodo ECG. Ambos sistemas son capaces de monitorear y procesar la información de los signos vitales en tiempo real.

Otro antecedente destacado en este campo es el presentado por Yuce en 2010 [17]. Su red está basada en un procesador PIC16F887 de bajo consumo y radios de ultra bajo consumo en las bandas MICS (*Medical Implant Communication Service*, 402-405MHz) e ISM (*Industrial, Scientific and Medical*, 433MHz). El sistema se puede emplear en ambientes médicos para monitorear los signos vitales de múltiples pacientes utilizando una CCU (*Central Control Unit*) que se encarga de recopilar la información de los distintos nodos y de enviarla a un computador remoto. La red se implementó en ambientes con múltiples pacientes y se evaluó su rendimiento midiendo el retardo extremo a extremo. En este tipo de ambientes el desempeño en tiempo real se ve comprometido con la distancia a la CCU, ya que los resultados muestran un retardo promedio de 1 s a 2 m de la CCU, de 2 s a 10 m, y un peor retardo de 20 s a 15 m.

El sistema propuesto por Waluyo et al. en [19] se basa también en la familia de procesadores de ultra bajo consumo MSP430. La red ofrece procesamiento en tiempo real de la señal ECG y de la postura y movimiento del paciente a través de un nodo ECG y tres acelerómetros. Los resultados muestran que el tiempo que tardan los datos en viajar desde los sensores hasta la aplicación en un PDA es de 75 ms. La evaluación del sistema también muestra un tiempo de respuesta entre 140-150 ms. Los tiempos medidos evalúan el desempeño de la red entre los sensores y la capa de aplicación implementada en un PDA.

Las restricciones de tiempo real y consumo de energía representan cuestiones críticas en el diseño de redes WBAN. La mayoría de antecedentes encontrados en el estado del arte se concentran en resolver los problemas relacionados a estas cuestiones, ya que es fundamental que las redes WBAN para aplicaciones médicas cumplan con dichas restricciones. Los antecedentes analizados representan una muestra importante de componentes de software y hardware que pueden servir como partida en el diseño de un sistema médico de monitoreo remoto basado en WBAN.

### 1.3.5 Calidad del servicio

Otro desafío importante en el diseño de redes WBAN consiste en reducir la interferencia y mejorar la calidad de servicio. Diversos factores como la interferencia electromagnética, el retraso o la tasa de error pueden afectar la QoS de las WBAN. Syed y Yau proponen en [23] el uso de radio cognitivo (CR) para mejorar la QoS de la red de sensores. En este antecedente se propone el uso de CR para ajustar los parámetros de los dispositivos con el fin de optimizar el rendimiento de la red y reducir la interferencia. Parámetros como la potencia de transmisión y la frecuencia del canal se ajustan para mejorar el



desempeño total del sistema. Syed y Yau también proponen la clasificación de los dispositivos médicos, como usuarios primarios y secundarios, con el fin de asignarles un nivel de prioridad y así mejorar la QoS de la red. El uso de CR aún se encuentra en una etapa temprana y requiere más investigación. Además, las restricciones de baja complejidad de los nodos sensores dificulta la implementación de esta estrategia en redes WBAN. En 2012 Ivanov et al. propusieron en [24], un nuevo concepto de calidad de servicio llamado calidad del monitoreo médico (QoHM), el cual define la percepción de la calidad de los datos de los sensores presentados en los dispositivos del personal médico. Los médicos pueden proveer un nivel de QoHM entre 0 y 5 siendo 5 la calificación más alta. Ivanov et al. también proponen la creación de grupos virtuales para aglutinar los distintos dispositivos de los pacientes, los médicos y las enfermeras. El comportamiento de los dispositivos es regulado mediante políticas que permiten mejorar la lectura de los datos provenientes de pacientes críticos.

### 1.3.6 Diseño del software embebido

El incremento en la complejidad y las restricciones de tiempo de salida al mercado hacen necesario el uso de metodologías de diseño que permitan el prototipado rápido y la detección temprana de errores. En investigaciones anteriores el grupo SISTEMIC de la Universidad de Antioquia ha trabajado en una metodología guiada por modelos (Model Driven Architecture, MDA) [12], [28], la cual está basada en el proceso de diseño desarrollado en [29]. Esta metodología permite realizar el diseño a un alto nivel de abstracción. El proceso de diseño se realiza a manera de ciclos compuestos de distintas fases. En cada ciclo se implementan algunos requisitos del sistema y el proceso se repite hasta implementar la totalidad de los mismos. También se resalta en esta metodología el uso de patrones predefinidos de diseño (*Pattern-based Software Development*) para así tratar de dar soluciones generalizadas a los problemas asociados al diseño [30], [31].

### 1.3.7 Desafíos afrontados

Como se observó en la revisión del estado del arte, la tecnología WBAN es un campo bastante extenso y es un tema que se encuentra bajo investigación y desarrollo. Afrontar todos los desafíos descritos desde un solo enfoque puede resultar bastante difícil, tal como se evidencia en la Tabla 1.1. Los componentes de la Figura 1.1 cooperan para hacer frente a varios de estos desafíos teniendo en cuenta el alcance del macro-proyecto dentro del cual se encuentra enmarcado este trabajo de investigación. El sistema presentado en este trabajo, el nodo sensor inalámbrico, se encarga de adquirir, almacenar y transmitir la señal ECG, adquirir y procesar la señal PPG, y de medir y transmitir las variables

de temperatura corporal, saturación de oxígeno en la sangre y ritmo cardíaco. El nodo forma una red WBAN con un dispositivo móvil, adaptado para tal fin. El dispositivo móvil representa el módulo de procesamiento de señales capaz de delinear la señal ECG, detectar eventos de riesgo y extraer la frecuencia respiratoria. La Tabla 1.2 muestra los desafíos afrontados por el nodo sensor y los demás subsistemas en términos de su rol en la WBAN.

TABLA 1.2: Desafíos afrontados dentro del macro-proyecto

Desafío/Subsistema	Tamaño	Detección de eventos	Confidencialidad	Consumo de energía	Respuesta en tiempo real	QoS
Nodo sensor	X			X	X	X
Dispositivo móvil		X	X			
Procesamiento de señales		X				
Seguridad			X			

## 1.4 Objetivos

A continuación se transcriben los objetivos generales y específicos planteados al inicio del proyecto, y de cuyo logro se da cuenta en el presente informe.

### Objetivo general:

Desarrollar un sistema de apoyo a la atención domiciliaria de pacientes con enfermedades crónicas basado en el paradigma de WBAN.

### Objetivos específicos:

1. Establecer los atributos y funcionalidades necesarias para que el sistema de apoyo sea efectivo considerando el contexto del servicio de atención domiciliaria ofrecido por la IPS Universitaria.
2. Proponer una WBAN que permita implementar las funcionalidades y atributos definidos considerando las enfermedades crónicas de interés.
3. Construir un prototipo de la WBAN y realizar pruebas en un ambiente controlado con elementos de simulación para comprobar el funcionamiento y el cumplimiento de los requisitos.

## 1.5 Estructura del trabajo de investigación

Este trabajo de investigación se organiza de la siguiente manera: en el capítulo 2 se presenta el proceso para determinar los principales atributos y funcionalidades del sistema y su formalización como requerimientos. El capítulo 3 presenta el estudio de vigilancia tecnológica necesario para implementar la propuesta de la WBAN. En el capítulo 4 se describe el sistema hardware/software que conforma el nodo sensor inalámbrico. En el capítulo 5 se presentan las pruebas realizadas sobre el nodo sensor. Finalmente, en el capítulo 6 se concluye el trabajo de investigación y se plantean trabajos futuros.

## Capítulo 2

# Atributos y funcionalidades del sistema

Este capítulo describe el proceso realizado para determinar los principales atributos y funcionalidades del sistema, y especificar sus requerimientos. Este capítulo se centra en el cumplimiento del primer objetivo específico del trabajo de investigación:

*Establecer los atributos y funcionalidades necesarias para que el sistema de apoyo sea efectivo considerando el contexto del servicio de atención domiciliaria ofrecido por la IPS Universitaria.*

### 2.1 Estrategia de co-creación para obtener los atributos y las funcionalidades del sistema

Esta estrategia se basa en el principio de que un nuevo producto tiene una mayor probabilidad de convertirse en una innovación si sus atributos y funcionalidades se determinan mediante co-creación con los usuarios o clientes del sistema [32]. De esta manera, con el fin de obtener los principales atributos y funcionalidades del sistema, se diseñaron y llevaron a cabo varias sesiones de co-creación con el equipo de trabajo del macro-proyecto y la participación de la IPS Universitaria. La IPS Universitaria es una institución prestadora de servicios de salud [33], con experiencia en procesos de atención domiciliaria. El apoyo y asesoría del personal de la IPS Universitaria ayudó a identificar los principales atributos y funcionalidades del sistema, y además permitió la validación del prototipo.

Las sesiones de co-creación se realizaron en el contexto del macro-proyecto para obtener las principales características del sistema en general. Posteriormente, se analizó la información y se mapearon las funcionalidades a cada subsistema. En esta sección se detallan

las sesiones de co-creación llevadas a cabo, y en las siguientes secciones se presentan las funcionalidades y los requisitos asociados al nodo sensor inalámbrico que se obtuvieron a partir de ellas.

La co-creación se considera un proceso colaborativo de creatividad compartida por dos o más personas [34]. El término co-creación es bastante amplio y puede ser aplicado a diferentes procesos de creatividad colectiva. En el Centro de Excelencia ARTICA se han desarrollado diversas técnicas de innovación que permiten el desarrollo de nuevos productos basados en co-creación [32]. El objetivo para el sistema expuesto en este trabajo es determinar precisamente el sistema o producto a ser diseñado, es decir, sus principales características y funcionalidades. Para este propósito se requiere la participación de personal experto en el campo de acción o de interés, así como de usuarios del sistema que puedan aportar ideas importantes y desde distintos puntos de vista. Desde esta perspectiva, el proceso de co-creación se puede entender como una creación de valor entre los diseñadores y los clientes o usuarios del sistema [35].

En este caso se usaron varias técnicas de co-creación seleccionadas de un conjunto de posibilidades. Dichas técnicas buscaron potenciar la creatividad basadas en diversas estrategias para estimular el trabajo en equipo como los juegos serios. Un ejemplo de estos juegos es el presentado por Morales et al. en [36]. En la aplicación de la estrategia de co-creación, cada sesión contó con la participación de personal médico, enfermeras y personal administrativo de la IPS Universitaria, además de ingenieros y personal científico de la Universidad de Antioquia. La Figura 2.1 ilustra una de las sesiones realizadas, la cual se apoyó en distintas estrategias metodológicas.

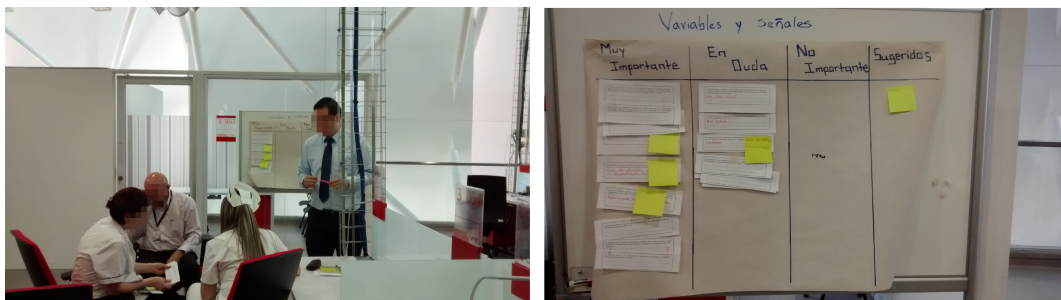


FIGURA 2.1: Ejemplo de aplicación de técnicas de co-creación.

La aplicación de cada técnica contó con uno o más coordinadores, representados en este caso por el personal científico de la Universidad de Antioquia, encargados de coordinar el ejercicio y recopilar la información. Los asistentes participaron de la sesión o juego siguiendo las instrucciones de los coordinadores. La Figura 2.2 ilustra el proceso de una manera gráfica. A través del proceso de co-creación los participantes generaron sus aportes e ideas, y éstas fueron recopiladas a través de herramientas como carteleras,

documentos, figuras, etc, las cuales son determinadas por la técnica específica. Posteriormente, el equipo de desarrollo realizó el análisis de la información recopilada y la consolidó en documentos para ser formalizada como requerimientos del sistema.

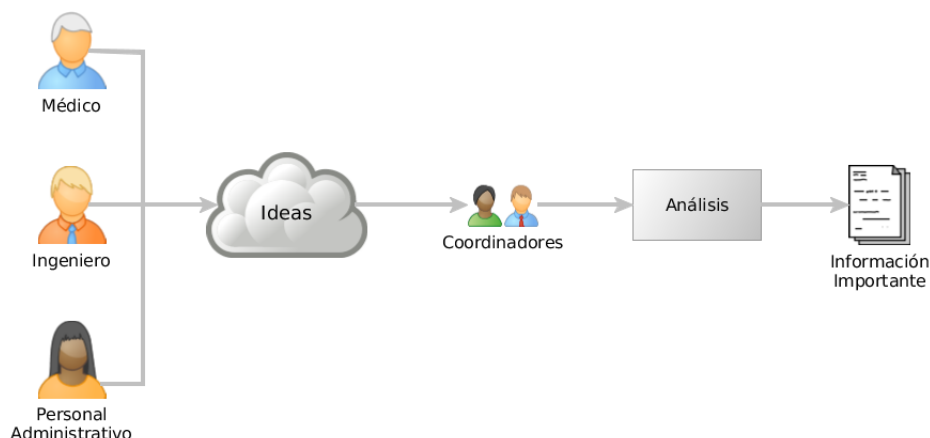


FIGURA 2.2: Proceso de aplicación de una técnica de co-creación.

A continuación se detallan las cinco técnicas de co-creación seleccionadas y empleadas en el proceso.

### 2.1.1 Técnica 1: *Análisis de actividades*

Esta técnica se utilizó para determinar, con los usuarios, las etapas del proceso de atención de pacientes crónicos, así como para identificar los principales problemas que se presentan en cada una de ellas. Los participantes en esta sesión de co-creación fueron: médicos, ingenieros y personal administrativo. La Figura 2.3 muestra la línea de tiempo con las etapas del proceso identificadas en esta sesión. Para cada etapa de la línea de tiempo, cada uno de los asistentes aportó según sus conocimientos y experiencia. La información se presentó de forma gráfica de manera que todos los participantes pudieran aportar de manera colaborativa. La actividad permitió identificar que los pacientes a ser beneficiarios de la tecnología de apoyo a la atención domiciliaria se pueden dividir en dos categorías: pacientes ambulatorios y pacientes crónicos. Para este proyecto interesan los resultados asociados a los pacientes crónicos.

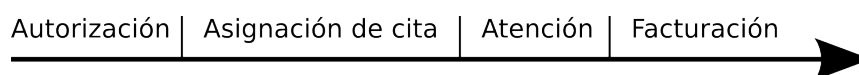


FIGURA 2.3: Línea de tiempo de atención de pacientes crónicos IPS Universitaria.

Los problemas más recurrentes, asociados a la atención de los pacientes, son: disponibilidad de los sistemas de información, restricciones en la atención por parte de la

EPS (Entidad Promotora de Salud) a la cual se encuentra afiliado el paciente, carencia de acceso a datos médicos confiables, limitantes en la comunicación paciente-médico y exclusiones del plan obligatorio de salud. Estos problemas, en primera instancia, permitieron identificar los puntos más débiles en el servicio de atención domiciliaria de pacientes crónicos con miras a la identificación de los atributos y funcionalidades del sistema. Sin embargo, son los problemas asociados a la parte técnica los más relevantes para este proyecto de investigación. Es importante anotar que esta técnica permitió descubrir aspectos críticos del sistema como la adquisición de datos médicos confiables y relevantes.

### 2.1.2 Técnica 2: *Forecasting*

Esta técnica permitió identificar diferentes tendencias tecnológicas en el contexto de atención domiciliaria que podrían ser tenidas en cuenta en el diseño del sistema. Primero, los participantes señalaron cuáles podrían ser las principales categorías que componen un escenario de atención domiciliaria para identificar, en cada una, las tendencias tecnológicas aplicables a un sistema de apoyo a la atención domiciliaria de pacientes crónicos. Se lograron identificar cuatro categorías principales: diagnóstico preventivo, manejo de los datos, atención del paciente y dispositivos para la prestación del servicio. Posteriormente, los participantes identificaron las tendencias tecnológicas de acuerdo a cada categoría. Los resultados más relevantes en este sentido fueron los siguientes.

- Diagnóstico preventivo: redes sociales especializadas, aplicaciones móviles, alianzas estratégicas para favorecer la atención domiciliaria.
- Manejo de los datos: historia clínica electrónica portable, historia clínica en la nube con acceso autorizado.
- Atención del paciente: tele-medicina, tecnologías para la atención remota.
- Dispositivos para la prestación del servicio: dispositivos con capacidades de conexión, dispositivos *homecare*.

Como un último paso en esta sesión de co-creación, el personal médico y administrativo de la IPS Universitaria ayudó a establecer algunas características importantes que el sistema en cuestión debía poseer, teniendo en cuenta las tendencias identificadas previamente. Las características se clasificaron en tres grupos:

- Confiabilidad: confiabilidad en la información generada, seguridad y robustez en el manejo de la información.

- Uso: generación de alertas, uso personalizado de la tecnología.
- Diseño: portable, no obstructivo, de fácil uso en los pacientes.

### 2.1.3 Técnica 3: *Sketch and match*

El objetivo de la aplicación de esta técnica era obtener un diagrama de un posible sistema de apoyo a la atención domiciliaria ideado por el personal médico de la IPS Universitaria. Esta técnica fue importante para obtener las principales funcionalidades del sistema y conocer la idea del personal médico acerca de un sistema que les sirva de apoyo en la prestación del servicio de atención domiciliaria. Los médicos realizaron un diagrama del posible prototipo del sistema, el cual se analizó y se adaptó a un diagrama de alto nivel. Este diagrama se muestra en la Figura 2.4.

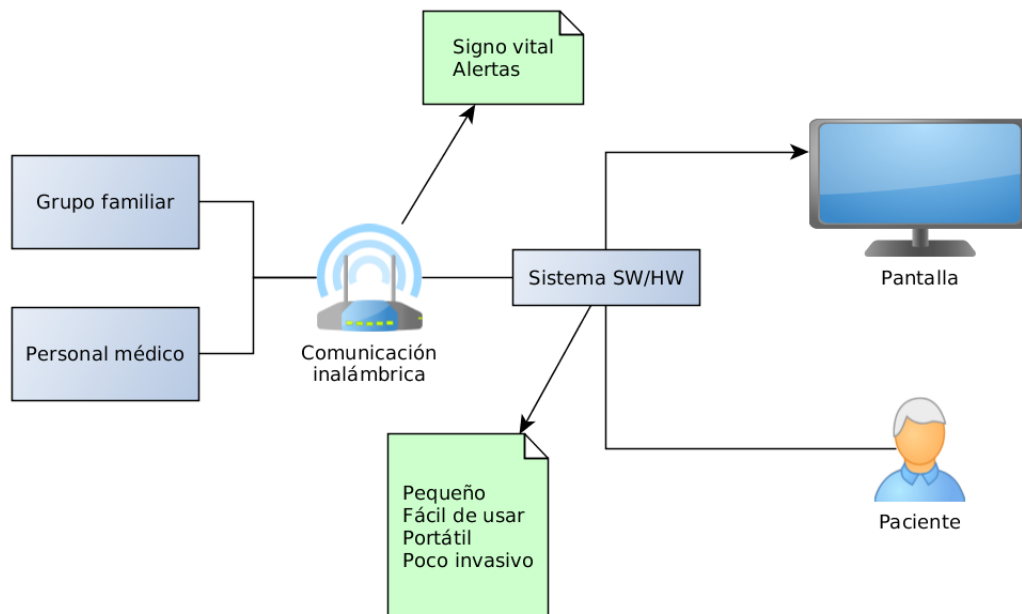


FIGURA 2.4: Diagrama del sistema según personal médico.

Como se observa en la Figura 2.4, el boceto (*sketch*) realizado por los participantes de la sesión de co-creación representa un diagrama de bloques de alto nivel del sistema. Este diagrama ayudó a identificar los principales componentes y a bosquejar de manera temprana una posible arquitectura para el sistema. Del diagrama se destaca la comunicación con el grupo familiar y el personal médico por medio de alertas e información de los signos vitales. También es importante observar las principales características asociadas al sistema como facilidad de uso, portabilidad, tamaño reducido y comodidad.



### 2.1.4 Técnica 4: *Si yo fuera*

Esta técnica se basó en un juego de roles considerando todos los posibles actores (*stakeholders*) del sistema con el fin de obtener información de los atributos y funcionalidades desde distintas perspectivas. Cada participante asumió cada uno de los roles definidos y se encargó de aportar, desde su punto de vista, los atributos y funcionalidades que le gustaría que ofreciera una tecnología de apoyo a la atención domiciliaria. Los roles utilizados en este ejercicio fueron: médico, desarrollador, paciente y familiar o persona que responde por el paciente. En cada rol se identificaron diferentes atributos y funcionalidades del sistema que se listan a continuación.

#### **Desarrollador:**

- Generación de alertas tempranas.
- Precisión en las medidas.
- No invasivo.
- Cómodo y seguro.
- Con capacidad de procesamiento de datos.

#### **Familiar:**

- Sencillo y fácil de operar.
- Información sobre la evolución del paciente.
- Captura de signos vitales y generación de alertas.
- Presentación de instrucciones al paciente y su círculo de acompañamiento (familiares o respondientes).

#### **Médico:**

- Sencillo y fácil de operar.
- Información sobre la evolución del paciente.
- Captura de signos vitales y generación de alertas.
- Presentación de instrucciones al paciente y su círculo de acompañamiento (familiares o respondientes).

- Captura de signos vitales.
- Configuración personalizada de acuerdo a cada paciente.
- Generación de alertas de acuerdo a los niveles de los signos vitales.
- Transmisión de eventos de emergencia al círculo de acompañamiento y/o sistema de salud.
- Interacción con el sistema de salud.

**Paciente:**

- Sistema de llamado a los profesionales de la salud.
- Mecanismo de alerta en situaciones de riesgo.
- Alto nivel de usabilidad.
- Económico.

**2.1.5 Técnica 5: *Prototipado***

Mediante esta última técnica se buscó obtener información acerca de las enfermedades a tratar y obtener un prototipo conceptual del sistema. Se pidió a los participantes en la sesión de co-creación elaborar un prototipo o dibujo del sistema a partir de sus respuestas a un conjunto de preguntas relacionados con las enfermedades crónicas cuya atención podría ser de interés para el sistema. Se eligieron tres categorías de enfermedades crónicas, de acuerdo a las estadísticas de la Dirección Seccional de Salud de Antioquia [6]. Estas categorías fueron: enfermedad renal, enfermedades cardíacas y enfermedades respiratorias. Cada una de ellas se abordó de la siguiente manera durante la sesión de co-creación.

**Enfermedad renal**

Una vez se presentó esta categoría a los profesionales de la salud participantes en la sesión, se concluyó que la enfermedad renal no es una enfermedad candidata para entornos de atención domiciliaria, ya que su tratamiento se basa principalmente en análisis de exámenes de laboratorio y se requiere de la medida de creatinina en la sangre. Satisfacer este requerimiento por parte de un sistema de atención domiciliaria como el que se está planteando en el macro-proyecto no es posible. Por lo tanto, el tratamiento de esta enfermedad por parte del sistema se descartó.

## Enfermedades cardíacas

Las preguntas realizadas a los profesionales médicos participantes para que bosquejaran su sistema fueron las siguientes:

¿Cuáles serían las señales biomédicas a medir en los pacientes?

¿Cual sería la mejor ubicación física del dispositivo que recolecta las señales?

¿A quien deberían ser transmitidas las señales biomédicas?

¿Cómo podría comunicarse con el sistema de salud?

¿Cuáles son las manifestaciones que se deben detectar para identificar una situación crítica?

La Figura 2.5 muestra el prototipo concebido por los participantes para este conjunto de enfermedades.



FIGURA 2.5: Prototipo enfermedades cardíacas.

Las características que debía reunir el prototipo según los participantes fueron:

- Capturar las señales ECG, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno en la sangre, frecuencia respiratoria y temperatura.
- Ubicación en el pecho del paciente.
- Transmisión de alertas y seguimiento de la enfermedad a los acompañantes del paciente.
- Generar alertas visuales.
- Cantidad reducida de sensores (máximo 3).

### Enfermedades respiratorias

Para este conjunto de enfermedades se realizaron las mismas preguntas que en el caso de las enfermedades cardíacas. El prototipo concebido por los participantes se observa en la Figura 2.6.

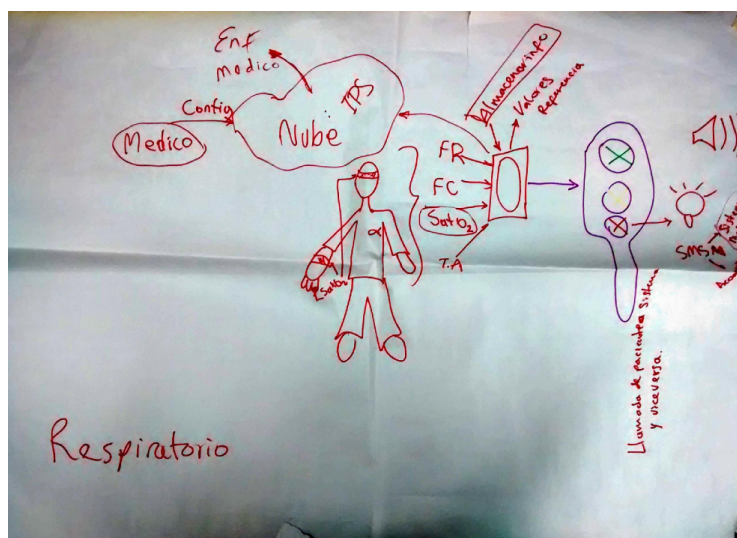


FIGURA 2.6: Prototipo enfermedades respiratorias.

Las características del prototipo aportadas por los participantes fueron:

- Capturar las señales ECG, saturación de oxígeno en la sangre, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria.
- Ubicación en la cabeza o muñeca del paciente con diadema o pulsera.
- Transmitir las señales a la IPS Universitaria.
- Comunicación mediante mensajes de texto (SMS) y llamadas telefónicas.
- Generar alertas cuando se sobrepasen los rangos estipulados por los médicos para cada señal.

## 2.2 Atributos y funcionalidades obtenidos de las sesiones de co-creación

Las anteriores sesiones de co-creación permitieron determinar las principales funcionalidades y los atributos del sistema. Dichas funcionalidades se asignaron a los distintos componentes del sistema del macro-proyecto de la Figura 1.1. Para este trabajo de investigación son de interés la funcionalidad y las características del nodo sensor.

Las principales funcionalidades asignadas al nodo sensor fueron las siguientes:

- Adquisición de las variables ritmo cardíaco, saturación de oxígeno en la sangre ( $SpO_2$ ) y temperatura.
- Adquisición y almacenamiento temporal de la señal ECG.
- Implementación de un protocolo de comunicación inalámbrica que permita la transmisión de las variables y las señales al dispositivo móvil.

Los principales atributos del nodo sensor, de acuerdo con los resultados obtenidos de las sesiones de co-creación, fueron los siguientes:

- Portable y no obstructivo.
- Cómodo y fácil de usar.
- Tener un número reducido de sensores.

## 2.3 Especificación de requerimientos

Después de identificar los principales atributos y funcionalidades del sistema, se procedió a establecer de manera formal, es decir, en términos técnicos, los requerimientos del nodo sensor. Para este propósito se tuvo en cuenta toda la información obtenida en los ejercicios de co-creación combinada con la información relativa a la tecnología WBAN obtenida en el estudio del estado del arte. Debido a que el nodo sensor no es un sistema aislado, fue necesario considerar también las interacciones con los demás componentes del macro-proyecto, tal como se muestra en la Figura 1.1. Estos componentes imponen restricciones que influyen en los requerimientos. Por ejemplo, el módulo de procesamiento de señales requiere disponer de al menos 10 s de señal ECG a 250 Hz y 11 bits de resolución, debido a que los algoritmos de procesamiento fueron probados con estas condiciones mínimas de la señal. Esto impone un requerimiento sobre la funcionalidad de adquisición de la señal ECG. Por esta razón, la especificación de requerimientos se hizo teniendo en cuenta los atributos, las funcionalidades y la interacción con los otros componentes. El principal interés era obtener los casos de uso del sistema y los requerimientos específicos del nodo sensor.

### 2.3.1 Casos de uso del sistema

Un caso de uso es un uso funcional del sistema desde un punto de vista operacional externo [29]. Para identificar los casos de uso se procedió a identificar los actores del sistema con base en sus interacciones con el mismo. La Figura 2.7 muestra los casos de uso determinados para el sistema.

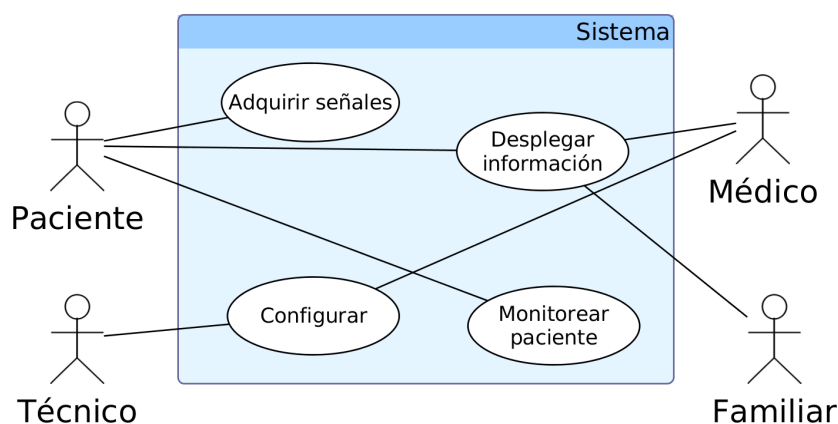


FIGURA 2.7: Casos de uso del sistema en general

El paciente interactúa con el sistema como una fuente de señales y variables, y también recibe información por parte del sistema. El técnico se encarga de configurar y programar los dispositivos para su correcto funcionamiento. El familiar recibe información acerca del paciente, y el médico configura parámetros y también recibe información. Los casos de uso de la Figura 2.7 son implementados entre todos los componentes de la Figura 1.1. La siguientes secciones detallan los requerimientos que se determinaron para el nodo sensor.

### 2.3.2 Clasificación de los requerimientos

Los requerimientos se pueden agrupar siguiendo la taxonomía propuesta por Douglass en [29], la cual se muestra en la Figura 2.8.

Siguiendo la descripción de [29], los requerimientos operacionales especifican la colaboración del sistema con agentes externos, los funcionales especifican el comportamiento y la funcionalidad del sistema, los de calidad de servicio son restricciones aplicadas a otros requerimientos, los paramétricos especifican forma, color, tamaño y otros parámetros similares, y finalmente, los requerimientos de diseño no están relacionados al sistema como tal sino al proceso de diseño como por ejemplo re-usabilidad del software o costos de diseño. Toda la información acerca del nodo sensor se escribió de manera formal y se clasificó en términos de la Figura 2.8 como se explica a continuación.

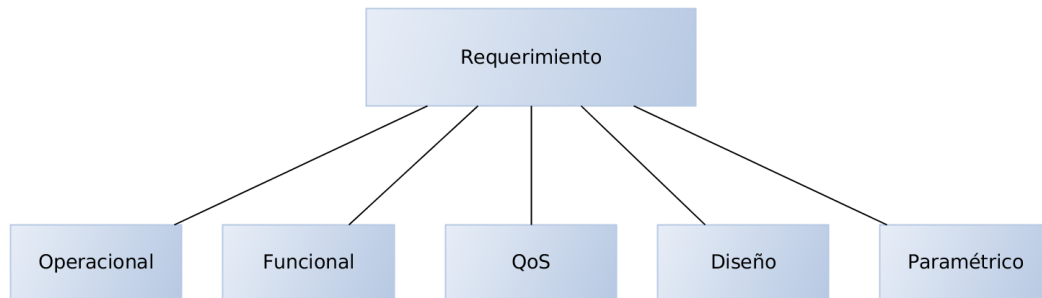


FIGURA 2.8: Taxonomía de requerimientos

### 2.3.3 Requerimientos del nodo sensor

#### 1. Requerimientos funcionales

- (a) El nodo sensor adquiere la señal ECG, ritmo cardíaco,  $SpO_2$  y temperatura corporal.
- (b) El nodo sensor almacena la copia más reciente de las variables y al menos diez segundos de la señal ECG.
- (c) La comunicación entre los distintos componentes del sistema se realiza a través de un enlace inalámbrico utilizando un protocolo WBAN.
- (d) El nodo sensor entrega los datos asociados a las variables y las señales cada que sean requeridos.
- (e) El nodo sensor implementa un protocolo de capa de aplicación para la transmisión de los datos.
- (f) Los sensores envían las muestras almacenadas de la señal ECG de manera continua e indican cuando se produzca una discontinuidad o fin de *buffer*.

#### 2. Requerimientos operacionales

- (a) Los sensores deben proveer una interfaz de programación y configuración.
- (b) Los sensores cuentan con el elementos visuales para indicación al usuario y al personal técnico.

#### 3. Requerimientos de calidad de servicio

- (a) La señal ECG debe ser muestreada con al menos una resolución de 11-bits y una frecuencia de muestreo de 250 *Hz*.
- (b) El sistema estará en funcionamiento con una autonomía que permita realizar tomas continuas o periódicas durante el día.
- (c) El sistema entrega los datos con una latencia inferior al tiempo entre peticiones.

- (d) El sistema presenta bajas tasas de pérdida de paquetes en el rango de una WBAN.
4. Requerimientos paramétricos
    - (a) Los dispositivos deben ser de tamaño reducido.
  5. Requerimientos de diseño
    - (a) El sistema debe ser portable y no obstructivo.
    - (b) El sistema debe contar con su debida documentación.
    - (c) El software debe incluir un modelo de alto nivel que pueda ser reusado.

### 2.3.4 Discusión

Los requerimientos obtenidos producto de las técnicas de co-creación representan una especificación del sistema a diseñar y permiten guiar el proceso de diseño y construcción del prototipo. Como se observa en la Tabla 1.1, los diversos antecedentes estudiados de la literatura buscan afrontar uno o varios de los desafíos más importantes de las redes WBAN. El dispositivo presentado en este trabajo también busca afrontar dichos desafíos, ver Tabla 1.2, pero de una manera más particular. Aplicando la metodología propuesta, las técnicas de co-creación ayudan a identificar los requerimientos del sistema y focalizar el diseño teniendo en cuenta la taxonomía presentada. Los requerimientos funcionales guiarán el diseño del software y el hardware para obtener las funcionalidades deseadas del nodo sensor, mientras que los operacionales garantizarán la inclusión de interfaces y elementos que permitan la operación del dispositivo por los diversos actores. Los requerimientos de QoS buscan satisfacer las condiciones mínimas de funcionamiento del dispositivo. Además, la inclusión de requerimientos paramétricos y de diseño impone restricciones importantes desde el inicio del ciclo de diseño. A diferencia de los trabajos expuestos en la revisión bibliográfica, la metodología propuesta en este trabajo ayuda a diseñar dispositivos más acordes con las restricciones de WBAN, ya que desde un principio tiene en cuenta aspectos del sistema como el tamaño y la cantidad de nodos sensores. Esto representa una ventaja en el proceso diseño, ya que en varios de los antecedentes estudiados se presentan sistemas compuestos de más de un nodo y alimentados por baterías independientes [15], [9], [17], [19] y algunos de ellos de dimensiones considerables [19], [18], lo cual podría representar una dificultad en potenciales aplicaciones de WBAN médicas en ambientes domiciliarios.



## Capítulo 3

# Diseño del nodo sensor basado en WBAN

Después de revisar la literatura y de obtener los requerimientos del nodo sensor, se realizó una búsqueda tecnológica con el fin de descubrir las principales tecnologías para la implementación de redes WBAN. La búsqueda se condujo para dispositivos de comunicación, procesamiento y dispositivos sensores. También se realizó, mediante técnicas de co-creación, una ideación del prototipo conceptual que representa el sistema a diseñar. Este capítulo da cuenta de estos dos procesos y se centra en el cumplimiento del segundo objetivo específico del trabajo de investigación:

*Proponer una WBAN que permita implementar las funcionalidades y atributos definidos considerando las enfermedades crónicas de interés.*

### 3.1 Protocolos de comunicación

#### 3.1.1 IEEE 802.15.4

El estándar IEEE 802.15.4 fue introducido por primera vez en el año 2003 por la IEEE para estandarizar las redes de área personal de bajo costo, baja complejidad y bajo consumo energético [37]. Desde entonces se han hecho varias actualizaciones y mejoras al estándar para soportar diferentes características. Este protocolo especifica las capas físicas y de acceso al medio del modelo OSI para este tipo de redes.

En este estándar se especifican dos topologías de red, estrella o *peer-to-peer*, las cuales se seleccionan dependiendo de la aplicación. Los dispositivos que operan en la red pueden también ser de dos tipos: *Full Function Device* (FFD) y *Reduced Function Device* (RFD).

El dispositivo FFD es capaz de ejecutar todas las funcionalidades de red mientras que el RFD es un dispositivo bajo en recursos capaz de implementar aplicaciones muy simples. La topología de estrella se puede implementar en aplicaciones como automatización del hogar, juegos y cuidado médico personal, mientras que la topología *peer-to-peer* se implementa en redes de sensores densas [37].

El protocolo IEEE 802.15.4 puede operar en diversas bandas con soporte para diversas tasa de transmisión dependiendo del estándar. Por ejemplo, el estándar IEEE 802.15.4b-2006 opera en las bandas 2,4 GHz, 868 MHz y 915 MHz y soporta tasas de transmisión de hasta 250 Kbps. El protocolo MAC soporta dos modos de operación: *Beacon-enabled* y *Non Beacon-enabled*. En el modo *Beacon-enabled* la supertrama está delimitada por *beacons* periódicos enviados por el coordinador. El intercambio de información ocurre durante la supertrama, la cual es estructurada por el coordinador [37]. La supertrama puede estar compuesta en su totalidad por un periodo de contención en el cual los dispositivos acceden al medio mediante CSMA/CA (Carrier Sense Multiple Access / Collision Avoidance). La supertrama también puede contener un periodo de acceso sin contención y un periodo de inactividad. En el modo *Non Beacon-enabled* el coordinador no envía *beacons*, y el acceso al canal se realiza utilizando el mecanismo CSMA/CA.

El estándar 802.15.4 está bien especificado y ha sido ampliamente revisado. Además, este estándar cuenta con muchos antecedentes de implementación en diversas aplicaciones y un buen soporte comercial por parte de los fabricantes de dispositivos.

### 3.1.2 IEEE 802.15.6

La IEEE recientemente estandarizó las redes WBAN. El estándar IEEE 802.15.6 hace referencia a comunicaciones inalámbricas alrededor o interior del cuerpo humano [38]. El protocolo puede operar en diferentes bandas y permite a los dispositivos operar con muy baja potencia de transmisión para así reducir la absorción del cuerpo y extender la vida de las baterías [38]. El protocolo está diseñado especialmente para redes WBAN afrontando los desafíos concernientes a su implementación.

Entre las características mas importantes del estándar se destaca la inclusión de fases de acceso exclusivo al medio dentro de las supertramas para garantizar el envío de información de alta prioridad como mensajes de emergencia y reportes de dispositivos médicos. Además, este protocolo soporta tasas de transmisión de hasta 10 Mbps, implementa tres capas físicas que se seleccionan dependiendo de la aplicación y puede operar en un variado rango de bandas de frecuencia. El estándar define tres capas físicas: *Narrowband* (NB), *Ultra Wideband* (UWB) y *Human Body Communications* (HBC) [39].

La seguridad también fue tenida en cuenta en la especificación del protocolo. El estándar implementa comunicaciones seguras para mensajes donde se deba proteger la información. Los dispositivos se pueden comunicar utilizando tres niveles de seguridad: sin seguridad, con autenticación y con autenticación y cifrado, permitiendo versatilidad y seguridad en la comunicación.

Las características de este protocolo lo convierten en el indicado para la implementaciones de redes WBAN en diversas aplicaciones. Sin embargo, el protocolo aún carece de implementaciones y suficiente soporte comercial para el uso de la tecnología WBAN bajo este estándar.

### 3.1.3 Bluetooth Low Energy

Bluetooth Low Energy (BLE) es una tecnología inalámbrica de corto rango desarrollada por el Bluetooth Special Interest Group y representa una característica distintiva del estándar Bluetooth desde su versión 4.0 [40]. Esta tecnología tiene campos de aplicación como: cuidado médico, dispositivos electrónicos de bajo consumo, aplicaciones de deporte y seguridad. El BLE constituye una tecnología de bajo consumo que puede ser empleada en el desarrollo de redes WBAN.

Los dispositivos BLE operan en la banda de 2,4 GHz (ISM) con cuarenta canales. La tasa máxima de transmisión es de 1 Mbps en capa física y de 236,7 Kbps en capa de aplicación. Al igual que el protocolo IEEE 802.15.6, BLE cuenta con dos modos de comunicación segura y permite autenticación y cifrado. Además, esta tecnología incluye una característica de privacidad que permite a un dispositivo utilizar direcciones privadas.

Una de las principales ventajas del BLE es el rápido crecimiento de la tecnología Bluetooth y la gran cantidad de dispositivos comerciales que la emplean con un amplio potencial en aplicaciones médicas y deportivas.

### 3.1.4 Comparación de protocolos y dispositivos

Los tres protocolos estudiados permiten abordar los desafíos presentados por la tecnología WBAN siendo el estándar IEEE 802.15.6 el más apropiado, ya que fue diseñado exclusivamente para esta tecnología. Sin embargo, a la fecha de diseño del nodo sensor, dicho protocolo no contaba con implementaciones comerciales y soporte por parte de los fabricantes. La atención se concentró, entonces, en dispositivos IEEE 802.15.4 y Bluetooth. La Tabla 3.1 muestra una comparación de dispositivos de los principales fabricantes.

TABLA 3.1: Comparación dispositivos de comunicación

Radio	Protocolo	Consumo	Seguridad	System-on-Chip	Dimensiones (mm)	Comunicación	Precio (USD)
Texas Instruments CC2538	IEEE 802.15.4	RX 20mA TX 24mA 0dBm 2 - 3.6V	AES	ARM Cortex M3 512KB flash 32KB RAM	8,15 × 8,15	SPI, UART, I2C	12,07
Texas Instruments CC2540	Bluetooth 4.0	RX 19.6mA TX 24mA -6dBm 2 - 3.6V	AES	8051 128-256KB flash 8KB RAM	6,15 × 6,15	UART, USB	5,62
Freescale MKW21D256V	IEEE 802.15.4	RX 19mA TX 17mA 0dBm 1,8 - 3,6V	AES	ARM Cortex M4 256KB flash 32KB RAM	8 × 8	SPI, UART, I2C	8,74
Atmel ATmega 256RFR2	IEEE 802.15.4	RX 12,5mA TX 14,5mA 0dBm 1,8 - 3,6V	AES	AVR 256KB flash 32KB RAM	7 × 7	SPI, UART, I2C	7,74

Para la WBAN se escogieron los dispositivos ATmegaRF256RFR2 y CC2540 correspondientes a los protocolos IEEE 802.15.4 y Bluetooth 4.0, respectivamente. El nodo sensor podrá contar con un solo dispositivo de comunicación al tiempo. Para el primer ciclo de diseño, se escogió utilizar el protocolo IEEE 802.15.4. Este estándar cuenta antecedentes en la literatura, y además, cuenta con un gran soporte comercial. El fabricante ofrece la implementación del protocolo [41], y un *framework* para el desarrollo de las aplicaciones [42].

### 3.2 Dispositivos de procesamiento

En cuanto a la parte de procesamiento se realizó una búsqueda de dispositivos que ofrecieran buena capacidad a un bajo consumo energético. Se tuvieron en cuenta las restricciones propias de la tecnología WBAN y los requerimientos del sistema. Los principales criterios fueron: cantidad de memoria (flash y RAM), capacidad de procesamiento, periféricos disponibles, tamaño, consumo energético y costo. La búsqueda arrojó una amplia lista de dispositivos de los principales fabricantes [43]. la Tabla 3.2 muestra los más relevantes.

La tecnología ARM se ha popularizado en aplicaciones de sistemas embebidos debido a que brinda buena capacidad de procesamiento a un bajo consumo energético. Para el nodo sensor se seleccionó el dispositivo ATSAM4LC4A/B [44] el cual implementa el núcleo ARM Cortex M4 y cuenta con un amplio soporte comercial y herramientas de diseño brindadas por el fabricante. Las características más destacadas de este microcontrolador son su bajo consumo energético y su capacidad de procesamiento.

TABLA 3.2: Comparación dispositivos de procesamiento

Procesador	Flash (KB)	RAM (KB)	CPU	Dimensiones (mm)	Montaje	Consumo (Típico-activo)	Precio (USD)
Texas Instruments MSP430F6659	512	64	16-bit RISC @ 20MHz	7,10 × 7,10 16,20 × 16,20	S-PBGA-N113 S-PQFP-G100	295uA/MHz 1,8 - 3,6V	10,78
Texas Instruments MSP430F5438A	256	16	16-bit RISC @ 25MHz	7,10 × 7,10 16,20 × 16,20	S-PBGA-N113 S-PQFP-G100	230uA/MHz 1,8 - 3,6V	11,73
Microchip PIC24FJ128GC010	128	8	16-bit @ 8MHz	12 × 12 10 × 10	TQFP-100 BGA-121	180uA/MHz 2 - 3,6V	6,64
Freescale MK50DX256CLL7	256	64	32-bit ARM Cortex M4 @ 72MHZ	16 × 16 8 × 8	LQFP-100 MAPBGA-121	31mA @ 1,8V active 1,17 - 3,6V	8,91
Atmel ATSAM4LC4A	256	64	32-bit ARM Cortex M4 @ 48MHZ	9 × 9	TQFP-48	90uA/MHz 1,68 - 3,6V	8,76
Silabs EFM32LG230	256	32	32-bit ARM Cortex M3 @ 48MHZ	9 × 9	QFN-64	200uA/MHz 1,85 - 3,8V	7,22

### 3.3 Sensores

Teniendo en cuenta las señales a medir, especificadas en los requerimientos, se realizaron búsquedas similares para obtener un dispositivo de digitalización de la señal ECG, un módulo de oximetría y un sensor de temperatura.

En cuanto a la señal ECG, se tuvieron en cuenta parámetros como el tamaño, el consumo energético, las interfaces de comunicación y las funcionalidades del dispositivo [43]. Finalmente, se optó por seleccionar el dispositivo TI ADS1294R, el cual es un dispositivo de bajo consumo que cuenta con cuatro canales de entrada. Su resolución máxima es de 24-bits, y además, cuenta con amplificadores de ganancia programables integrados.

Para el módulo de oximetría se consideraron dispositivos OEM que ofrecieran procesamiento de la señal PPG y entregaran variables como la saturación de oxígeno en la sangre y el ritmo cardíaco [45]. Se seleccionó el módulo Nonin OEM III. Este módulo entrega la señal PPG, la saturación de oxígeno en la sangre y el ritmo cardíaco, y además, soporta distintas clases de sensores para oximetría de pulso.

Finalmente, se buscó un sensor de temperatura que se adaptara fácilmente a distintos puntos de medida sobre el cuerpo del paciente, y que además fuera fácil de integrar con la plataforma de procesamiento [46]. Con esta información se seleccionó el dispositivo MLX90614, el cual es un sensor IR (*Infrared*) calibrado de fábrica para un amplio rango de temperaturas. Este sensor es de tamaño reducido y se comunica fácilmente con el procesador del nodo utilizando una interfaz I2C.

### 3.4 Resumen de dispositivos

La Tabla 3.3 muestra el resumen de los dispositivos seleccionados, mientras que la Tabla 3.4 reúne las características más importantes de estos dispositivos en términos de las restricciones impuestas por la tecnología WBAN, las cuales son empleadas como criterios para la selección. Se muestran los valores de referencia máximo y mínimo para cada característica, junto con el valor seleccionado en los casos en donde es relevante y se dispone de la información.

TABLA 3.3: Resumen de dispositivos

Característica	Tecnología	Dispositivo
Procesamiento	ARM Cortex M4	Atmel SAM4L
Comunicación	IEEE 802.15.4	Atmel Atmega256RFR2
ECG	Conversor A/D	TI ADS1294R
Oximetría	Oxímetro de pulso	Nonin OEM III
Temperatura	Sensor IR	Melexis MLX90614

TABLA 3.4: Consolidado de las características de los dispositivos seleccionados

Dispositivo/ Propiedad	CPU	RAM (KB)	FLASH (KB)	Dimensiones (mm)	Consumo Energético	Costo (USD)
Atmel SAM4L	Min: 8-bit @ 8MHz Max: 32-bit @ 72MHz Sel: 32-bit @ 48MHz	Min: 2 Max: 64 Sel: 64	Min: 60 Max: 256 Sel: 256	Min: 6 × 6 Max: 16,25 × 16,25 Sel: 12 × 12	Min: 90uA/MHz Max: 500uA/MHz Sel: 90uA/MHz	Min: 4,58 Max: 18,39 Sel: 8,76
ATmega 256RFR2	AVR (8-bit)	32	256	Min: 5 × 5 Max: 9,5 × 9,5 Sel: 7 × 7	Min: Rx12,5 Tx14,5(mA) Max: Rx21 Tx29(mA) Sel: Rx12,5 Tx14,5(mA)	Min: 4,84 Max: 12,07 Sel: 7,74
ADS 1294R	-	-	-	Min: 5,1 × 5,1 Max: 12,2 × 12,2 Sel: 8,1 × 8,1	Min: 3mW Max: 21mW Sel: 3mW	Min: 5,5 Max: 20,86 Sel: 11,95
NONIN OEM III	-	-	-	Min: 14 × 31 Max: 30 × 59 Sel: 24 × 34	Min: 22mW Max: 48mW Sel: 29mW	-
MLX 90614	-	-	-	9,12 (Diámetro)	2 mA(Max)	14

### 3.5 Ideación del prototipo

Con la ayuda del equipo de trabajo y con la validación del personal médico, se desarrolló un ejercicio de ideación usando una técnica de co-creación con el propósito de obtener un prototipo conceptual de la WBAN. Este proceso permitió identificar la forma del nodo sensor y su comunicación con el dispositivo móvil. En la Figura 3.1 se muestra el prototipo conceptual de la red WBAN diseñada.

Algunos de los sistemas encontrados en la literatura pueden ubicar diferentes nodos sobre el cuerpo del paciente, e incluso sujetarlos a la cabeza mediante bandas elásticas u

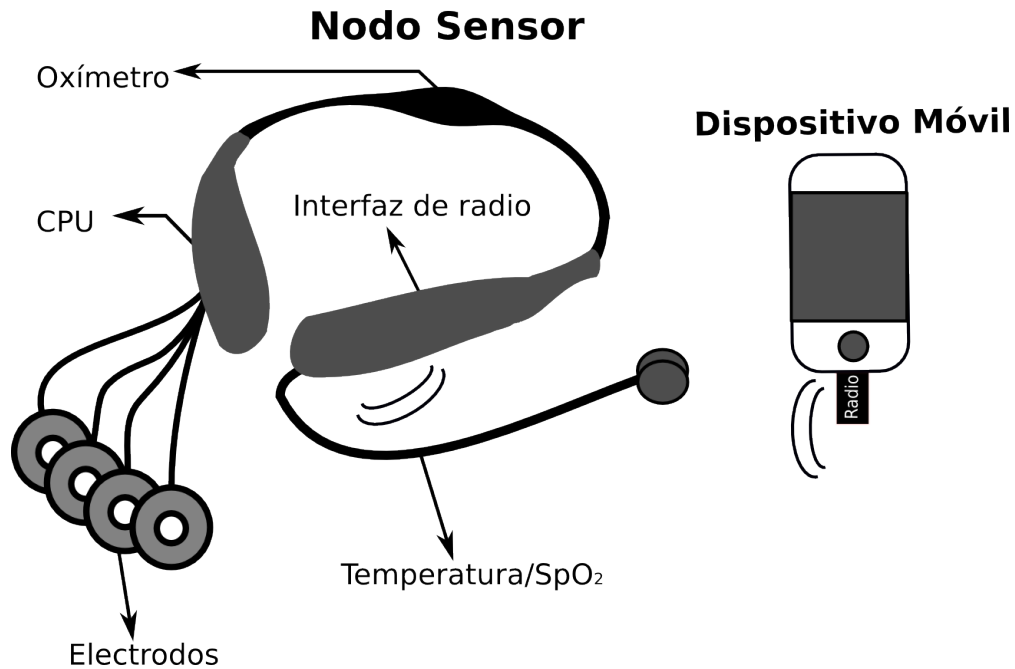


FIGURA 3.1: Prototipo conceptual

otros tipos de elementos similares. Este tipo de sistemas pueden ser difíciles e incómodos de usar. En un principio se abordaron ideas de un sistema que se ubicara en el pecho del paciente soportado por un chaleco o por una prenda de vestir ajustada. Estos primeros prototipos se descartaron después de validar con el personal médico y concluir que igualmente podrían ser difíciles de usar en un ambiente domiciliario. El ejercicio se orientó, entonces, a idear un sistema que se asemejara a algunos sistemas de entretenimiento. Se propuso entonces la red WBAN de la Figura 3.1, la cual se asemeja a algunos sistemas de audio encontrados en el mercado. Este diseño tiene forma de collar abierto, reposa sobre el cuello del paciente y pretende brindar comodidad y facilidad de uso.

En un extremo del collar se ubica la interfaz de radio y en el otro el microcontrolador principal. En la Figura 3.1 también se observan las conexiones los electrodos para la toma de la señal ECG: RA, LA, LL y RLD. Los sensores de temperatura y oximetría se colocan en la oreja del paciente. La parte posterior del nodo soporta el módulo de oximetría. La batería se puede ubicar en los extremos o en la parte posterior dependiendo del tamaño de la misma.

La propuesta de la red WBAN intenta reducir el número de nodos conectados al paciente. Sin embargo, el nodo sensor brinda la posibilidad de agregar otros sensores a la red para futuros usos. La ideación se realizó teniendo en cuenta lo especificado en el requerimiento 5a y considerando la comodidad y facilidad de uso para los pacientes. Por lo anterior, se evitó colocar bandas elásticas u otros materiales que pudieran herir la piel o causar molestias al paciente.

El uso de una técnica de co-creación para la ideación del prototipo demostró ser muy efectiva para tomar decisiones de diseño en las primeras etapas de implementación.



## Capítulo 4

# Diseño de la solución hardware/software para el nodo sensor inalámbrico

Este capítulo presenta el diseño de la solución hardware/software para el nodo sensor inalámbrico. Se describe la estructura del hardware, los modelos de alto nivel y los patrones del software. Al final del capítulo se presenta el prototipo del nodo sensor integrado al dispositivo móvil para conformar la red WBAN. Este capítulo se centra en el cumplimiento de la primera parte del tercer objetivo específico del trabajo de investigación:

*Construir un prototipo de la WBAN y realizar pruebas en un ambiente controlado con elementos de simulación para comprobar el funcionamiento y el cumplimiento de los requisitos.*

### 4.1 Diseño del hardware

Después de haber identificado los requerimientos y restricciones del sistema y concebido un prototipo conceptual, se realizaron los diseños de la plataforma del hardware. La Figura 4.1 muestra la interconexión de los elementos de la Tabla 3.3. Como se observa en la figura, el micro-controlador utiliza los buses I2C, SPI y dos UARTs para comunicarse con los sensores y el dispositivo de comunicación inalámbrica.

En la Figura 4.2 se presenta el hardware del nodo sensor sin carcasa o cubierta exterior. La forma de los circuitos obedece al prototipo conceptual y en la figura se resaltan los

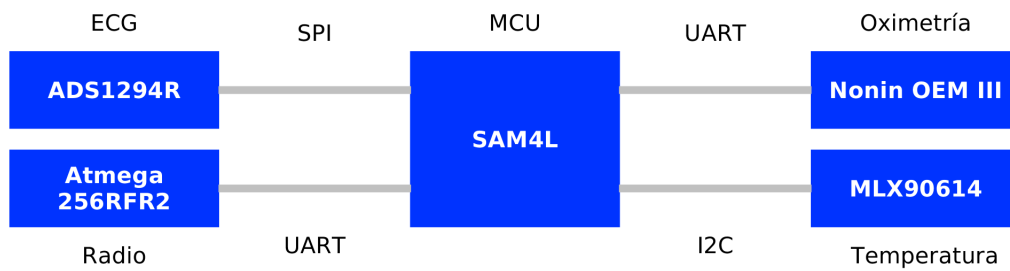


FIGURA 4.1: Componentes de hardware y sus interconexiones

componentes más importantes. El dispositivo de la Figura 4.2 representa un prototipo funcional del nodo sensor sobre el cual se realizaron las pruebas de evaluación.

El nodo sensor cuenta con elementos lumínicos (LED) para indicar al usuario cuando se encuentra en funcionamiento como lo especifica el requerimiento 2b. El nodo también cuenta con interfaces de programación para el microcontrolador principal y el dispositivo de comunicación, a través de las cuales se puede depurar y actualizar el software del nodo siguiendo lo descrito en el requerimiento 2a. También se optimizó el espacio en los diseños para reducir el tamaño final de los circuitos siguiendo lo especificado en el requerimiento 4a.

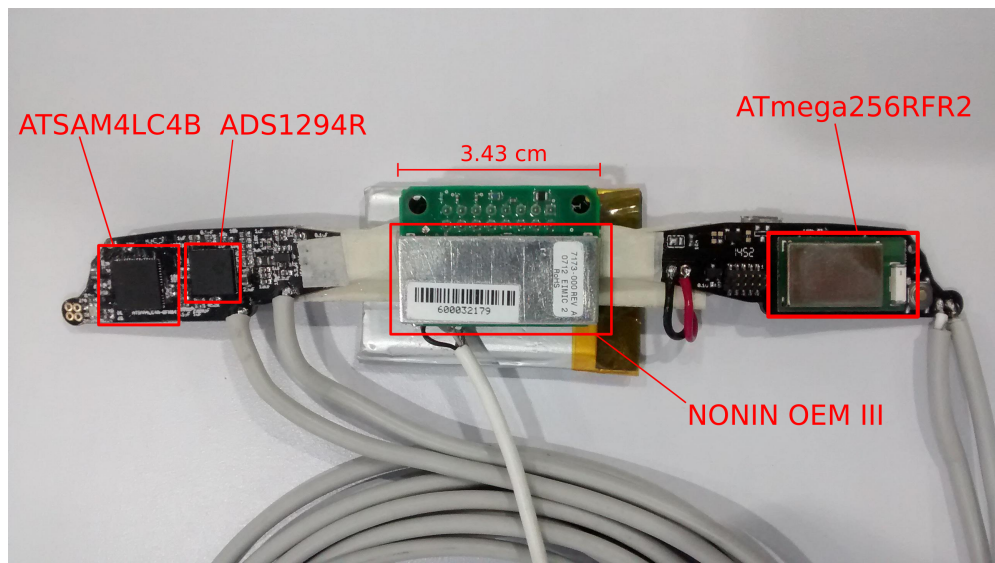


FIGURA 4.2: Circuitos del nodo sensor

#### 4.1.1 Esquema de conexión de los electrodos

El dispositivo ADS1294R para la adquisición de la señal ECG muestrea las entradas a una frecuencia de 256 *KHz*, si se encuentra en modo de bajo consumo, o de 512 *KHz*

si se encuentra en modo de alta resolución. Los filtros digitales internos del dispositivo (*digital decimation filters*) proveen un filtrado anti-aliasing que reduce la complejidad de los filtros analógicos [47]. Los electrodos se conectan al dispositivo ADS1294R a través de un filtro RC siguiendo la implementación del fabricante en el diseño de referencia presentado en [48]. La Figura 4.3 muestra el esquema de conexión del fabricante para los electrodos.

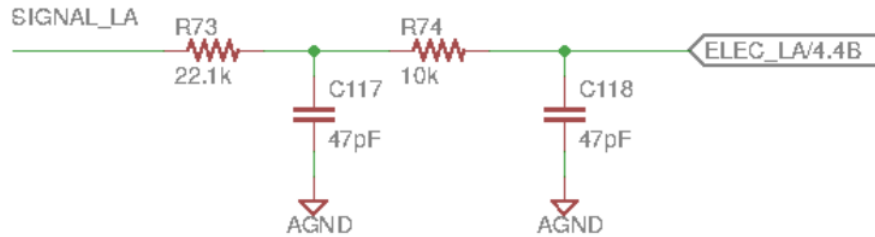


FIGURA 4.3: Esquema de conexión de los electrodos

El dispositivo ADS1294R expone un registro (CONFIG1) para la configuración de los filtros internos. Este registro puede ser configurado por software a través de la interfaz SPI. La Tabla 4.1 muestra la tasa de salida de los datos (*samples per second, sps*) para cada modo soportado de acuerdo a los bits menos significativos (DR[2:0]) del registro CONFIG1 [47]. La frecuencia de muestreo para el sistema se seleccionó en  $250\text{Hz}$  siguiendo lo impuesto por el equipo de desarrollo del módulo de procesamiento de señales en el requerimiento 3a. En la Tabla 4.1 se observa que dicha frecuencia se encuentra soportada por el dispositivo ADS1294R seleccionando la configuración 0b110 de los bits DR del registro CONFIG1 en el modo de bajo consumo.

TABLA 4.1: Configuración de la tasa de salida de los datos del dispositivo ECG

DR[2:0]/ Modo de operación	Alta Resolución ( <i>sps</i> )	Bajo Consumo ( <i>sps</i> )
000	32 <i>K</i>	16 <i>K</i>
001	16 <i>K</i>	8 <i>K</i>
010	8 <i>K</i>	4 <i>K</i>
100	2 <i>K</i>	1 <i>K</i>
101	1 <i>K</i>	500
110	500	250

### 4.1.2 Módulo de conexión del dispositivo móvil a la red WBAN

Con el fin de adaptar el dispositivo móvil a la red WBAN con el estándar IEEE 802.15.4 se diseñó un módulo específico. El circuito está compuesto por una interfaz USB a UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) serial, dispositivo FT232RL [49] de FT-DI Chip, y un radio ATmega256RFR2 que implementa el protocolo de comunicación. El fabricante del conversor USB-serial provee los drivers para distintas plataformas incluido el sistema operativo Android. El dispositivo móvil envía comandos al radio por su puerto USB y este los recibe a través de una UART. La Figura 4.4 muestra el circuito impreso donde se observa la ubicación de los componentes descritos sobre la placa. La conexión del dispositivo móvil con el PC se realiza a través del puerto USB por donde se extraen los archivos y las bases de datos almacenadas.

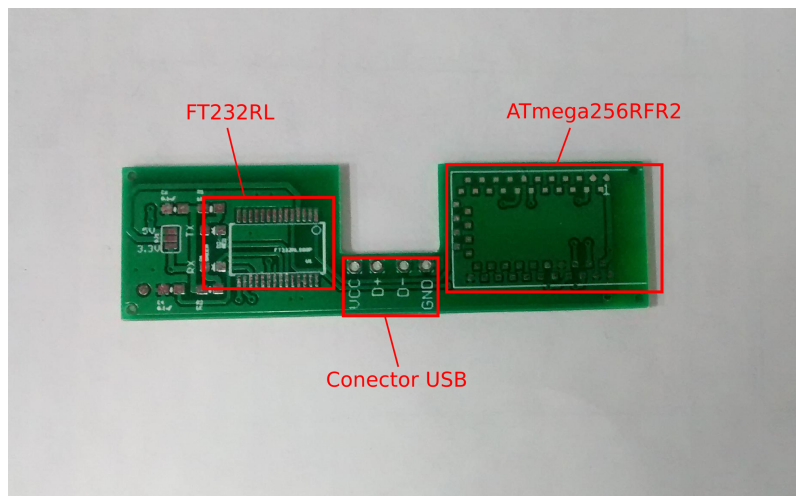


FIGURA 4.4: Circuito impreso del módulo de conexión del dispositivo móvil a la red WBAN

## 4.2 Diseño del software

El software del nodo sensor fue diseñado utilizando varios niveles de abstracción para abordar la complejidad del mismo. Como se muestra en la Figura 4.5, se definieron cinco niveles. El nivel más alto representa una vista abstracta del sistema que permite identificar los componentes principales del software, y la capa más baja representa la implementación binaria para el micro-controlador.

La primera capa de la Figura 4.5 es un modelo de alto nivel del sistema en el lenguaje UML (Unified Modeling Language), el cual se obtuvo siguiendo la metodología propuesta por Douglass para el diseño de sistemas embebidos en [29]. Este modelo ofrece una vista abstracta del sistema y permite identificar los principales componentes del mismo. Una

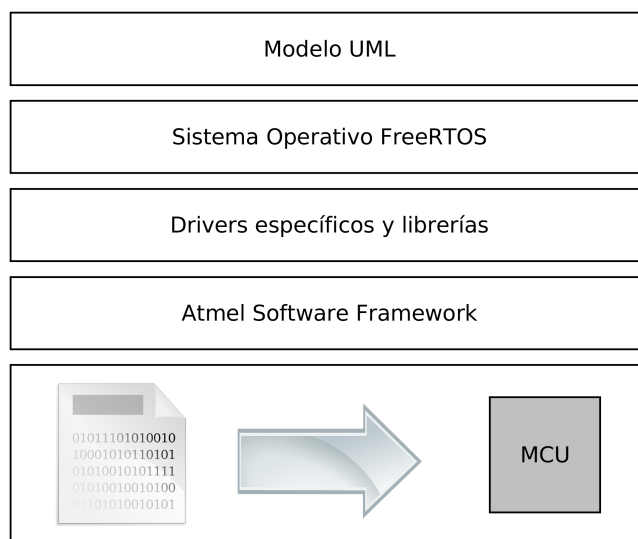


FIGURA 4.5: Niveles de abstracción del software del nodo sensor

vez identificado este modelo de alto nivel, se aplican patrones de diseño, como los presentados en [30], para obtener determinadas características. El modelo con los patrones incluidos fue implementado posteriormente utilizando los recursos de las subsiguientes capas.

La segunda capa provee un sistema operativo de tiempo real, RTOS por sus siglas en inglés. El RTOS provee recursos para manejar la concurrencia y administrar los recursos. FreeRTOS es un RTOS pequeño y diseñado para ejecutarse en dispositivos de recursos limitados como los micro-controladores [27]. Esta segunda capa utiliza FreeRTOS para proveer concurrencia, exclusión mutua, comunicación entre procesos, bloqueo de procesos, sincronización y cambio de contexto. En este ámbito, cada proceso es llamado tarea, y a cada tarea se le asigna una prioridad que sirve al sistema operativo para decidir cual tarea ejecutar.

La tercera capa provee los recursos necesarios para operar los sensores y los dispositivos del nodo. La mayoría de los sensores requieren de una funcionalidad específica y de unas condiciones de tiempo para su correcto funcionamiento. Por esta razón, los drivers específicos representan un conjunto de funciones para ser utilizadas por el programa principal y las tareas para comunicarse adecuadamente con los dispositivos del nodo sensor.

Los drivers se implementan con el soporte del Atmel Software Framework (ASF) [42]. El ASF es una librería de software que provee una abstracción para los micro-controladores

de Atmel. Esta capa es usada como interfaz para la CPU y todos sus periféricos. Finalmente, la quinta capa representa la implementación binaria para el micro-controlador SAM4L.

#### 4.2.1 Modelo de alto nivel del software

La Figura 4.6 muestra el modelo de alto nivel del software. El modelo se obtuvo siguiendo la metodología presentada en [29]. En esta fase del proceso de diseño se utilizó el entorno de modelado Papyrus [50], el cual implementa el estándar UML 2.5.0 [51].

En el diagrama de la Figura 4.6 las clases **Ads**, **Btemp** y **Nonin** representan abstracciones para los sensores a emplear según el requerimiento 1a: ECG, temperatura corporal y oximetría, respectivamente. Estas clases encapsulan las funciones y las estructuras de datos necesarias para operar correctamente los sensores. Las clases **AdsData**, **EcgProcess** y **NoninData** se encargan de operar los sensores e implementar la funcionalidad de la aplicación. Finalmente la clase **Comm** provee las funciones necesarias para la comunicación con el dispositivo móvil. Al modelo se le aplicaron patrones de diseño para resolver problemas funcionales específicos como se describe en las siguientes secciones.

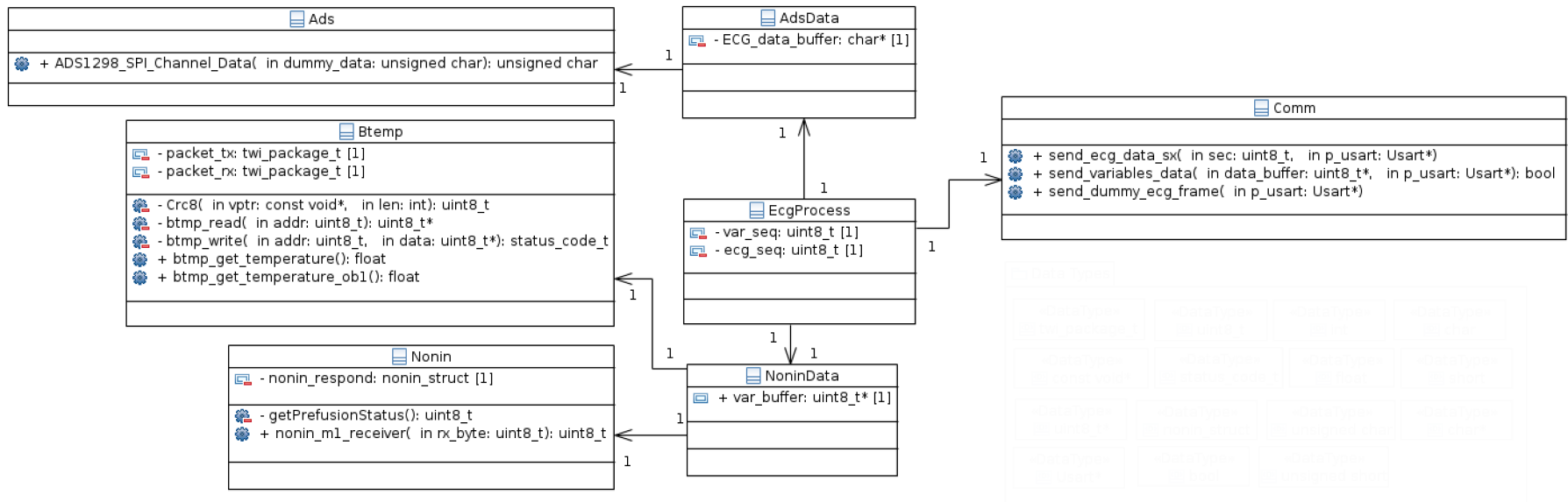


FIGURA 4.6: Modelo UML del software del nodo sensor

### 4.2.2 Patrones de diseño

Un patrón de diseño es una solución generalizada a un problema de ocurrencia común [31]. En el diseño del software del nodo sensor se aplicaron diversos patrones predefinidos al modelo UML para abordar problemas específicos. Se utilizaron patrones modelados en UML e implementados en el lenguaje C. Para esta implementación se tomaron como referencia los patrones presentados por Douglass en [30]. A continuación se describe cada uno de los patrones implementados y finalmente se presenta el modelo de alto nivel obtenido en este proceso.

#### 4.2.2.1 Patrón de prioridad estática

En la Figura 4.7 se observa el patrón de prioridad estática [30]. Este patrón le asigna una prioridad estática a cada tarea del sistema y permite responder de manera efectiva a eventos urgentes. Este patrón generalmente requiere del soporte de un RTOS para realizar los cambios de contexto y garantizar que la tarea de mayor prioridad que se encuentre lista para correr tenga acceso prioritario a la CPU.

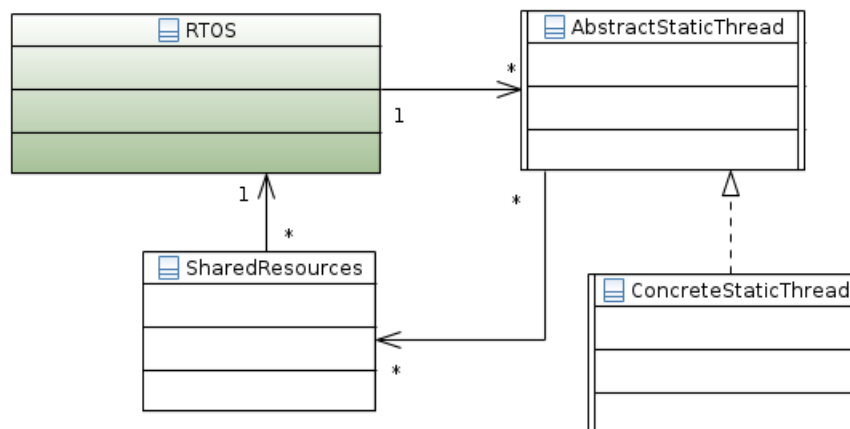


FIGURA 4.7: Patrón de prioridad estática

En el diagrama de la Figura 4.7 la clase **ConcreteStaticThread** es un objeto activo del sistema, una implementación de **AbstractStaticThread**. Para la aplicación del patrón de diseño se identificaron tres objetos activos en el modelo de la Figura 4.6: **AdsData**, **EcgProcess** y **NoninData**. Estos objetos activos se implementan mediante tareas del sistema operativo FreeRTOS. Las prioridades estáticas se asignaron teniendo en cuenta la urgencia, es decir, el tiempo límite de ejecución de la tarea, y la severidad del proceso atendido por la tarea.

La clase **AdsData** tiene un tiempo límite de 4 *ms* debido a que genera un dato de 16-bits con una frecuencia de muestreo de 250 *Hz*, según lo especificado en el requerimiento 3a.



La prioridad asignada a esta tarea en el sistema operativo es de 5, siendo esta la prioridad más alta para el conjunto de tareas implementado. Cabe resaltar que en el sistema operativo FreeRTOS, a mayor numero asignado a la tarea mayor será su prioridad.

En cuanto a **EcgProcess**, se encarga de atender las peticiones del dispositivo móvil, acceder y enviar los datos obtenidos por **AdsData** y **NoninData** a través de la interfaz de comunicación inalámbrica. Si bien el tiempo limite está alrededor de 2 s, ya que este es el atraso máximo tolerado por el dispositivo móvil en las encuestas al sensor, se le asignó una prioridad de 4, mayor a **NoninData**, ya que esta tarea debe atender las peticiones de ECG, lo cual implica estar sincronizada con **AdsData** y acceder los datos proveídos por esta.

La clase **NoninData** tiene un tiempo limite de 1 s, que es el tiempo de entrega de los datos por parte del sensor. La tarea recibe un dato cada segundo y construye un estructura para actualizar las variables. A esta tarea se le asignó una prioridad de 3.

La Figura 4.8 muestra los diagramas de flujo de cada una de las tareas. A medida que se presenten los demás patrones de diseño, se explicará con más detalle lo que especifican los diagramas. Las llamadas bloqueantes al sistema operativo para obtener los semáforos se implementan utilizando el patrón descrito en la siguiente sección. Las tareas **AdsData** y **EcgProcess** trabajan de manera sincronizada para completar el proceso de adquisición, almacenamiento y envío de la señal ECG.

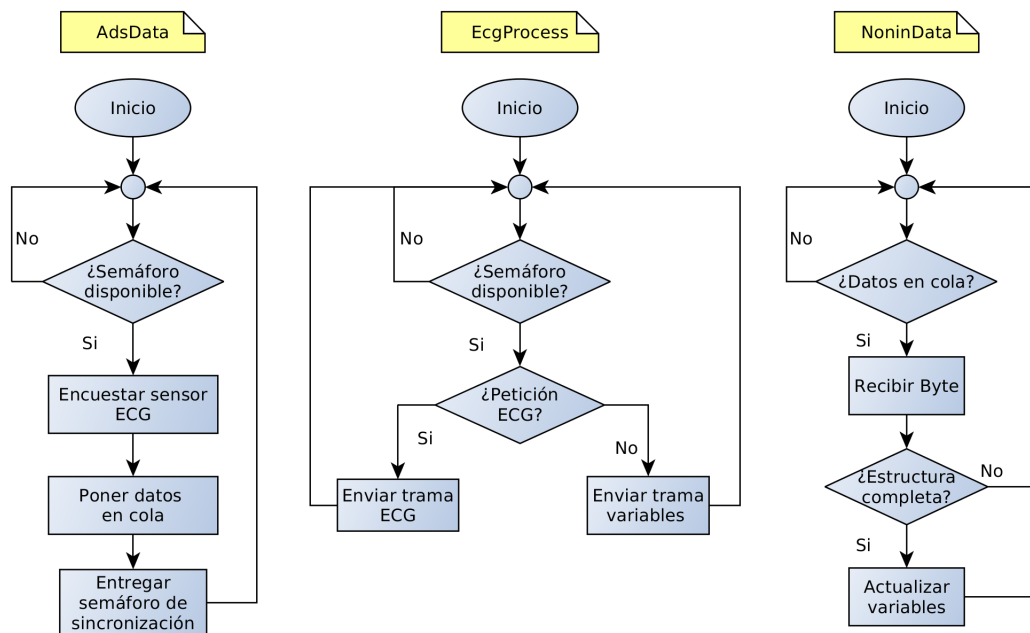


FIGURA 4.8: Diagramas de flujo de las tareas

Las prioridades 0, 1, y 2 se reservan para futuras implementaciones y tareas de *background*. La clase **RTOS** es implementada por el sistema FreeRTOS y el recurso compartido en este caso es la CPU.

#### 4.2.2.2 Patrón de llamada protegida

El patrón de llamada protegida [30] se observa en la Figura 4.9. Este patrón permite proteger el acceso a diferentes servicios que pueden ser invocados por múltiples tareas. El proceso de proteger el acceso simultáneo a un recurso compartido por parte de múltiples procesos concurrentes se conoce como exclusión mutua. El patrón de llamada protegida utiliza semáforos para garantizar el cumplimiento de este requerimiento en un entorno multitarea.

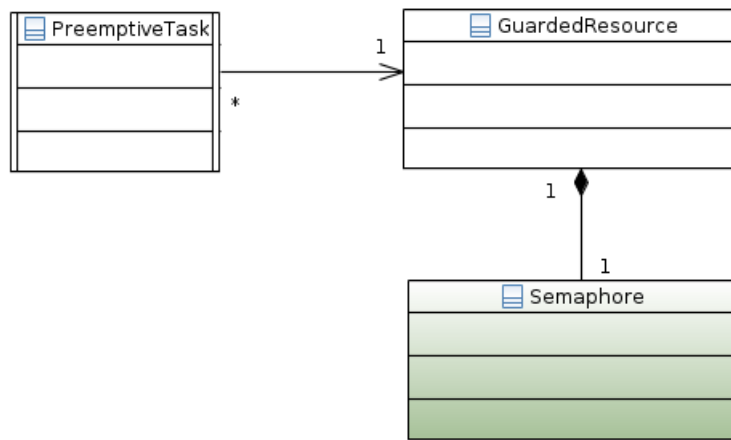


FIGURA 4.9: Patrón de llamada protegida

Para el nodo sensor, este patrón se utilizó para sincronizar las tareas **AdsData** y **EcgProcess**, las cuales aparecen representadas en la Figura 4.9 por la clase **PreemptiveTask**. En este caso, el recurso compartido no es una función como tal, si no el acceso de cada una de las tareas a la CPU para ejecutar su bucle infinito como se muestra en la Figura 4.8. La tarea **AdsData**, que es la de mayor prioridad, intenta acceder a un semáforo, llamado **xADS\_semaphore**, al inicio de su bucle mediante la función **xSemaphoreTake()** ofrecida por el sistema operativo FreeRTOS. Si el semáforo se encuentra disponible, la tarea se ejecuta, de lo contrario permanecerá bloqueada hasta que el recurso esté disponible. Al final de su ejecución, **AdsData** entrega el semáforo de sincronización llamado **xECG\_semaphore** para desbloquear la tarea **EcgProcess**, utilizando la función **xSemaphoreGive()** del sistema operativo. El semáforo **xADS\_semaphore** es entregado en la subrutina de atención a interrupción del sensor ADS1294R.

La tarea **EcgProcess** intenta acceder al semáforo **xECG\_semaphore** al inicio de su bucle. La tarea se ejecutará si el semáforo ya está disponible, de lo contrario permanecerá bloqueada hasta que **AdsData** entregue el semáforo correspondiente.

#### 4.2.2.3 Patrón de datos en cola

La Figura 4.10 muestra el patrón de datos en cola [30]. Este patrón permite implementar comunicación entre distintas tareas de manera asíncrona. El productor de los datos los coloca en una estructura para ser accedidos posteriormente por el consumidor.

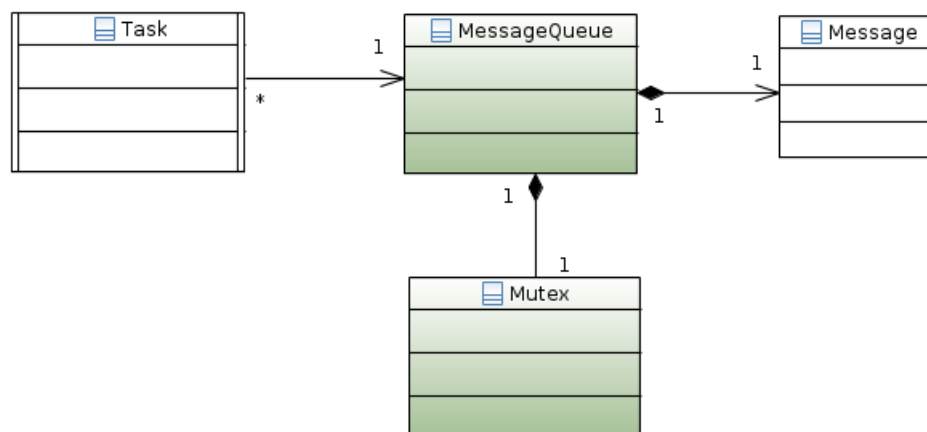


FIGURA 4.10: Patrón de encolamiento

En la Figura 4.10 la clase **Task** representa las tareas que acceden a la estructura de datos, las clases **MessageQueue** y **Message** representan la estructura y **Mutex** representa el mecanismo para garantizar la exclusión mutua. Para el software del nodo sensor se utilizó este patrón de dos formas: a través del sistema operativo para implementar una estructura de tipo FIFO (First Input First Output) en la cual el proveedor de los datos es el sensor NONIN OEM III ( $SpO_2$ , HR (*Heart Rate*)), y con una estructura personalizada, la cual se describe más adelante, para almacenar los datos generados por el sensor ADS1294R (ECG).

Mediante la subrutina de atención a interrupción del sensor NONIN OEM III se colocan los datos en una cola llamada **nonin\_Queue\_Handle**. Posteriormente, como se observa en la Figura 4.8, la tarea **NoninData** accede a la estructura de manera protegida para obtener los datos y actualizar las variables. Este acceso se logra utilizando la función **xQueueReceive()** del sistema operativo.

En cuanto al sensor de ECG, se creó una estructura personalizada para almacenar los datos según lo especificado por los requerimientos 1b y 3a. La estructura es una FIFO modificada. El *buffer* utilizado para la FIFO no es circular y el tamaño es de 12359 Bytes.

Este tamaño se ajustó para utilizar la mayor cantidad de memoria RAM disponible en el microcontrolador. Con esta estructura se pueden almacenar 6179 muestras continuas de 16-bits, lo que equivale a cerca de 25 s con una frecuencia de muestreo de 250 Hz. La cola es accedida por las tareas **AdsData** y **EcgProcess**, las cuales acceden a los datos de manera sincronizada como se detalla en el patrón de llamada protegida.

### 4.2.3 Modelo con los patrones de diseño

De la aplicación de los patrones de diseño al modelo de la Figura 4.6 se obtuvo el modelo de la Figura 4.11. La clase **FreeRTOS** encapsula los servicios y los datos del sistema operativo utilizados por la aplicación. Por simpleza en el diagrama, en los métodos del FreeRTOS no se detallan los parámetros de entrada y salida.

El diagrama muestra los tres objetos activos representados por las clases **AdsData**, **EcgProcess** y **NoninData**. Como se detalló anteriormente, **AdsData** y **EcgProcess** se encargan de brindar la funcionalidad correspondiente al proceso de adquisición, almacenamiento y envío de la señal ECG. La tarea **NoninData** se encarga de manejar la información del módulo de oximetría y el sensor de temperatura. El modelo muestra las asociaciones entre todas las clases que lo componen pero, por simpleza, las clases **Btemp**, **Nonin**, **Comm** y **Ads** no se detallan. Estas clases se pueden observar en el modelo de la Figura 4.6. Finalmente, la clase **SxFifo** encapsula los datos y los métodos necesarios para almacenar y manipular la información de la señal ECG como se detalla en el patrón de datos en cola.

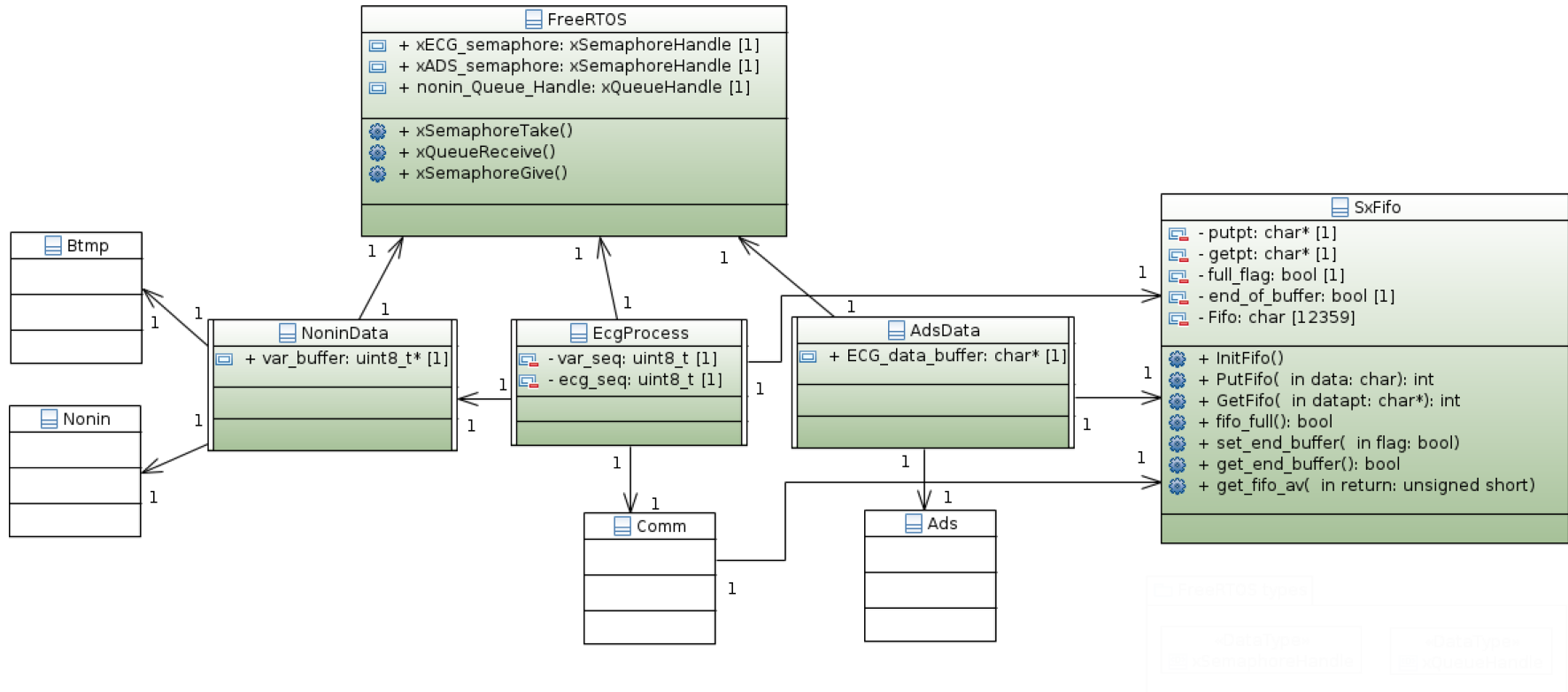


FIGURA 4.11: Modelo UML del software del nodo sensor con los patrones de diseño

#### 4.2.4 Comunicación

La comunicación entre el nodo sensor y el dispositivo móvil es especificada por los requerimientos 1c, 1d, 1e y 1f. El protocolo implementado en la WBAN fue el estándar IEEE 802.15.4, como se describió anteriormente. Se utilizó la implementación del estándar de Atmel [41] y el dispositivo Atmega256RFR2. El nodo sensor actúa como coordinador y el dispositivo móvil se integra a la red utilizando un circuito diseñado para este propósito.

A nivel de aplicación se diseñó un protocolo sencillo para enviar la información del nodo sensor al móvil. Los dispositivos se comunican utilizando tramas de control y de datos. Existen dos tramas de datos: una de 13 bytes de longitud para las variables, como se observa en la Tabla 4.2, y otra de 79 bytes de longitud para la señal ECG, como se observa en la Tabla 4.3. Ambas tramas tienen un encabezado de tres bytes: el primer byte indica el inicio de la trama, el segundo contiene un número que identifica el tipo de trama, y el tercero indica la secuencia. La trama de variables contiene los valores más actuales de las variables (HR,  $SpO_2$  y temperatura).

TABLA 4.2: Trama de variables

<b>Encabezado</b> (0xFF, tipo, secuencia)	<b>HR, <math>SpO_2</math>, Temperatura</b>	<b>Reservado</b>	<b>Fin de trama</b> (0xFA)
3 bytes	5 bytes	4 bytes	1 byte

TABLA 4.3: Trama ECG

<b>Encabezado</b> (0xFF, tipo, secuencia)	<b>Muestras ECG</b>	<b>Reservado</b>	<b>Fin de trama</b> (0xFA)
3 bytes	74 bytes	1 byte	1 byte

La señal ECG tiene un rango de frecuencias de 0,05-100 *Hz* [52]. Los algoritmos de procesamiento de señal implementados en el dispositivo móvil fueron probados con señales de bases de datos muestreadas a 250 *Hz*, y de acuerdo con el requerimiento 3a, la señal se captura con esta frecuencia de muestreo. El tamaño de la trama se ajustó mediante las pruebas del sistema con el fin de reducir el impacto de las posibles tramas perdidas en la calidad de la señal.

Las tramas de control son utilizadas para encuestar el sensor y están compuestas por un byte de inicio, uno de final y un código de cuatro bytes para identificar el tipo de petición. El dispositivo móvil implementa un tiempo de arribo máximo de 2 *s*. Pasados los dos segundos se descarta la petición. Las retransmisiones son manejadas por la implementación del estándar IEEE 802.15.4 a nivel de enlace. A nivel de aplicación

no se implementan retransmisiones. El prototipo se evaluó en un entorno WBAN para garantizar el cumplimiento del requerimiento 3d. La Figura 4.12 muestra un ejemplo de encuestas y respuestas de variables al nodo sensor. Se observa la respuesta del nodo sensor identificada en cada línea con RX. El inicio de la trama esta identificado con 255 y el final con 250. El segundo byte muestra el tipo de trama, 2 para variables (1 para ECG). El tercer byte muestra la secuencia, y las variables se muestran en los siguientes bytes. Finalmente, los bytes reservados están en 0.

```

09/09/2015 11:49:55.805 [TX] - 255 065 049 050 051 250
09/09/2015 11:49:55.904 [RX] - 255 002 002 000 078 095 016 204 000 000 000 000 250
09/09/2015 11:51:53.546 [TX] - 255 065 049 050 051 250
09/09/2015 11:51:53.799 [RX] - 255 002 003 001 255 127 012 228 000 000 000 000 250
09/09/2015 11:52:37.279 [TX] - 255 065 049 050 051 250
09/09/2015 11:52:38.193 [RX] - 255 002 004 001 255 127 013 072 000 000 000 000 250
09/09/2015 11:53:23.906 [TX] - 255 065 049 050 051 250
09/09/2015 11:53:24.042 [RX] - 255 002 005 001 255 127 012 028 000 000 000 000 250
09/09/2015 11:53:32.269 [TX] - 255 065 049 050 051 250
09/09/2015 11:53:32.437 [RX] - 255 002 006 001 255 095 010 240 000 000 000 000 250
09/09/2015 11:53:51.303 [TX] - 255 065 049 050 051 250
09/09/2015 11:53:51.660 [RX] - 255 002 007 000 085 095 009 196 000 000 000 000 250
    
```

FIGURA 4.12: Prueba de encuesta de variables al sensor

Finalmente, la Figura 4.13 muestra un ejemplo de transmisión de la señal ECG. El nodo sensor adquiere la señal de un generador de señales (LionHeart 1) y responde las peticiones del dispositivo móvil operando en un rango de WBAN (menor a 2 m). La aplicación móvil extrae la información contenida en las tramas ECG y reconstruye la señal. Posteriormente, la señal reconstruida se envía al PC. En este caso la señal programada en el generador es de 60 ppm y de la reconstruida se obtuvo un frecuencia promedio de 59,92 ppm. El buffer transmitido es de 7030 muestras. La Figura 4.13 representa las primeras mil muestras.

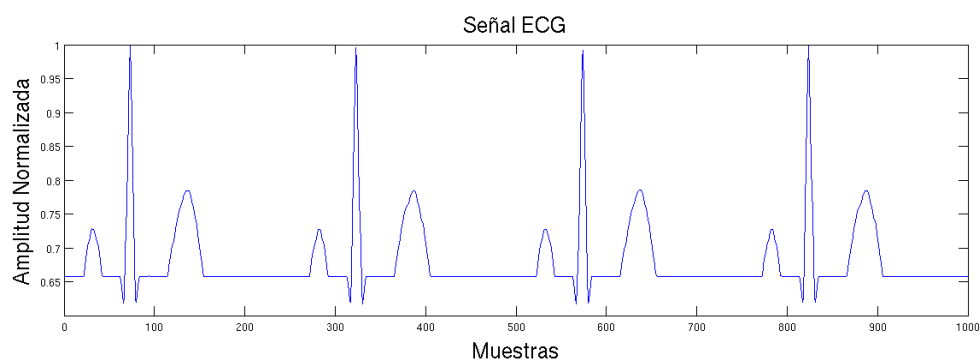


FIGURA 4.13: Prueba de transmisión de la señal ECG

### 4.3 Prototipo final

Después de desarrollar el software y el hardware, se acondicionó el prototipo a su versión final y se integró con el dispositivo móvil para formar la red WBAN. En la Figura 4.14 se observa la versión final del prototipo. Para lograrlo se adaptó la carcasa de un sistema de audífonos Bluetooth disponible en el mercado. Actualmente el grupo de investigación adelanta trabajos para la fabricación de la carcasa final del nodo sensor. Dicha carcasa se diseña mediante técnicas de escáner e impresión 3D y se fabricará en plástico ABS. El diseño y fabricación de las carcasas es un proceso en desarrollo y va más allá de lo consignado en este informe.

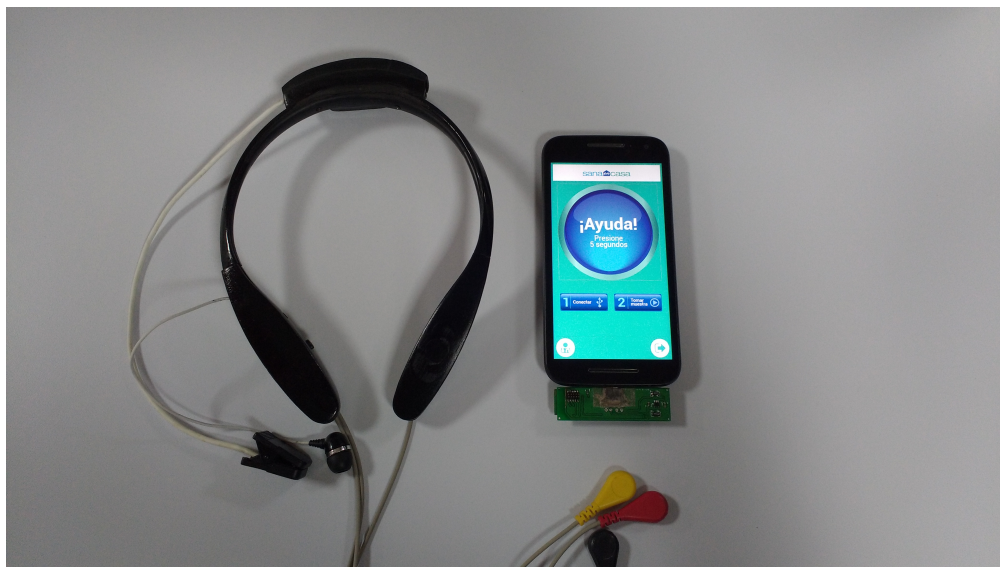


FIGURA 4.14: Prototipo de la WBAN



## Capítulo 5

# Evaluación del prototipo

Este capítulo presenta las pruebas realizadas en un ambiente controlado para evaluar el prototipo del nodo sensor inalámbrico. Para las pruebas se emplearon los siguientes elementos: generador de señales, multímetro, computador y un equipo para medir potencia. Dos medidas importantes para evaluar el desempeño de una red WBAN son la latencia y el consumo energético [19]. Estas dos medidas, junto con la pérdida de paquetes, se llevaron a cabo mediante distintos experimentos. En las siguientes secciones se detallan cada uno de los experimentos realizados. Este capítulo se centra en el cumplimiento de la segunda parte del tercer objetivo específico del trabajo de investigación:

*Construir un prototipo de la WBAN y realizar pruebas en un ambiente controlado con elementos de simulación para comprobar el funcionamiento y el cumplimiento de los requisitos.*

### 5.1 Selección de las pruebas de evaluación

En los antecedentes estudiados de la literatura se encuentran diversas estrategias para evaluar el desempeño de los sistemas inalámbricos de medida en aplicaciones médicas de monitoreo de pacientes. Entre las estrategias más comunes se destacan: consumo energético [19], [18], [16], pruebas de latencia [17], [19], [18], pérdida de paquetes [18], y comparación gráfica de las señales transmitidas [14], [20]. Algunos de los anteriores antecedentes presentan los resultados obtenidos con pacientes reales [18], [19], [17], [20] y otros con equipos de simulación [14].

En principio se contemplaba la opción de contar con simuladores de pacientes dentro del macro-proyecto. Por razones ajenas a este trabajo de investigación no se pudo contar con dicho instrumental para realizar pruebas sobre el prototipo aquí presentado. Teniendo

en cuenta lo expuesto en los trabajos relacionados y el material del cual se disponía en el laboratorio, generador de señales, multímetro, computador y equipo de medición de potencia, se plantearon las siguientes pruebas para evaluar la WBAN: consumo energético, pérdida de paquetes y latencia.

Para las pruebas se seleccionó un ambiente de laboratorio a diversas distancias con línea de vista. Teniendo en cuenta que las redes WBAN tienen un rango de cobertura de alrededor del cuerpo humano, se consideró que el obstáculo más común entre el emisor y el receptor sería el propio cuerpo del paciente. Al no contar con pacientes para las pruebas se decidió considerar casos ideales que permitieran evaluar el desempeño del sistema en las mejores condiciones de operación. De esta forma se pudo obtener una referencia del rendimiento esperado del sistema, de manera que en futuras pruebas se pueda comprobar cuánto se degrada el rendimiento debido al ambiente en el cual se encuentra operando.

## 5.2 Pérdida de paquetes

La Pérdida de Paquetes (PP) es una medida que permite evaluar la cantidad de paquetes que se pierden en la comunicación inalámbrica y se mide como el porcentaje de paquetes perdidos con respecto a la cantidad de paquetes enviados. El rango de cobertura de la red WBAN es de aproximadamente 2 m según [7], lo cual se tuvo en cuenta para definir las distancias en cada experimento. Esta medida se consideró importante, ya que una alta pérdida de paquetes puede afectar seriamente el funcionamiento del sistema.

Para medir la PP se consideraron dos distancias: 2 y 3 m con línea de vista. Para cada distancia se realizaron cinco repeticiones enviando seiscientos paquetes con la mayor carga útil a ser utilizada por el protocolo de comunicación (79 Bytes). La PP en este caso representa el porcentaje de paquetes que no alcanzan a llegar al otro extremo. La Figura 5.1 ilustra la configuración del experimento.

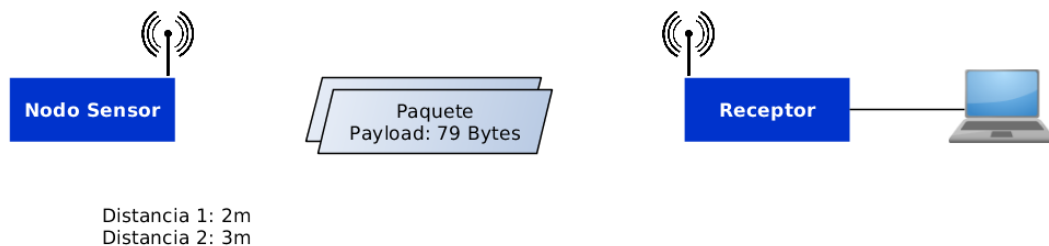


FIGURA 5.1: Configuración del experimento de pérdida de paquetes.

La Tabla 5.1 muestra los resultados obtenidos para cada repetición y distancia. En los resultados se observa un baja pérdida de paquetes dentro del rango establecido para WBAN, la cual equivale, en promedio, a una pérdida de un paquete por cada seiscientos enviados. Además, se observa que no es necesario agregar retransmisiones al protocolo de comunicación para rangos de WBAN. Estos resultados muestran que el nodo sensor cumple con el requerimiento 3d, el cual representa un aspecto crítico para que el sistema pueda ser usado en ambientes domiciliarios.

TABLA 5.1: Resultados de pérdida de paquetes

Repetición	PP (%)	PP (%)
	Distancia: 2 m	Distancia: 3 m
1	0,17	0,33
2	0	0,50
3	0,33	0
4	0,33	0
5	0	0,17

### 5.3 Latencia

Otra medida importante para evaluar el desempeño del sistema es el tiempo de respuesta o latencia. Para este experimento se incluyó el dispositivo móvil y se considera como latencia el tiempo que tardan los datos en arribar a la aplicación después de realizada una petición. La aplicación móvil realiza una petición de datos al nodo sensor, que puede ser de variables o de señal ECG, y se inicia el temporizador, el cual se detiene cuando los datos están disponibles para ser procesados por la aplicación móvil. En este experimento se decidió integrar al nodo sensor con el dispositivo móvil para obtener una medida de latencia de la WBAN completa. Se tiene en cuenta que la aplicación móvil está conformada por distintos componentes de software los cuales afectan la latencia total del sistema. Se realizó esta medida, ya que se consideró importante conocer el tiempo que tarda el sistema en entregar los datos. La Figura 5.2 ilustra la configuración para este experimento.

Para este experimento se consideraron dos distancias entre el nodo sensor y el dispositivo móvil: 2,5 m y 5 m. Para cada distancia se realizaron peticiones separadas de variables (13 Bytes) y de señal (79 Bytes). Cada petición se repitió tres veces para un total de doce peticiones. La duración de cada petición fue de cinco minutos, durante los cuales el dispositivo móvil realizó peticiones consecutivas al nodo sensor con un tiempo de espera,

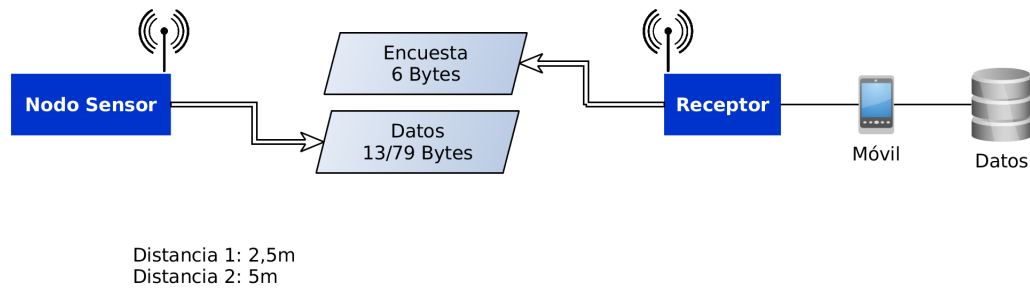


FIGURA 5.2: Configuración del experimento de latencia.

entre peticiones, máximo de 2 s. La Tabla 5.2 muestra la Latencia Promedio (LP) y la desviación estándar (STD) medidas para cada repetición en milisegundos.

TABLA 5.2: Resultados del experimento de latencia.

	Encuesta	Datos	LP a 2,5 m	STD	LP a 5,0 m	STD
	(bytes)	(bytes)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)
Variables	6	13	467,31	56,70	544,01	291,81
			464,01	45,15	678,16	549,15
			465,12	53,63	546,42	286,98
ECG	6	79	469,23	69,98	606,22	379,87
			504,80	229,75	660,09	412,45
			467,74	61,63	689,52	432,64

La información enviada por el sensor es almacenada en una base de datos y luego es procesada por el módulo de procesamiento de señales en el dispositivo móvil. Las medidas de latencia presentadas en la Tabla 5.2 muestran tiempos de arribo promedio menores a 0,7 s para todas las encuestas realizadas al sensor hasta 5 m de distancia. Estos resultados muestran que para un rango de WBAN, el nodo sensor puede entregar los datos en un corto periodo de tiempo en operación continua cumpliendo con lo especificado por el requerimiento 3c. De la Tabla 5.2 también se observa que la dispersión de los datos aumenta con la distancia afectando el rendimiento de la WBAN. Cabe anotar que, a diferencia del nodo sensor, el sistema operativo implementado en el dispositivo móvil no es un RTOS, y la aplicación móvil trata de acceder al *buffer* de arribo de los datos de manera periódica, lo cual puede afectar la desviación estándar debido a que el tiempo entre encuestas al *buffer* puede variar. A 5 m de distancia la desviación estándar aumenta considerablemente con respecto a los 2,5 m, sin embargo, el rango de operación de la WBAN es aproximadamente 2 m. Además, el dispositivo móvil implementa tiempos entre peticiones de 2 s.

## 5.4 Consumo energético

El consumo energético representa un aspecto crítico del sistema, ya que es alimentado por batería y posee restricciones de autonomía como lo especifica el requerimiento 3b. Para medir el consumo energético se empleó una herramienta especializada para sistemas embebidos llamada Hitex PowerScale [53]. Se realizaron varias medidas de corriente y potencia sobre el nodo sensor en condiciones típicas de operación, es decir, adquiriendo variables y señales y respondiendo las peticiones del dispositivo móvil. Cada medida consistió en conectar el nodo sensor al dispositivo de medición, el cual promedia y reporta el consumo de corriente y la potencia. En la Tabla 5.3 se consignan los resultados de las medidas.

TABLA 5.3: Resultados del experimento de consumo energético.

<b>Medida</b>	<b>Corriente Promedio</b> (mA)	<b>Desviación estándar</b> (mA)	<b>Potencia promedio</b> (mW)	<b>Desviación estándar</b> (mW)	<b>Autonomía estimada</b> (h)
1	55,15	7,68	76,34	10,82	18,13
2	55,10	7,87	76,22	11,12	18,15
3	55,03	7,63	76,12	10,75	18,17
4	55,06	7,95	76,13	11,22	18,16
5	55,01	7,76	76,08	10,96	18,18

Las medidas se realizaron con una batería de prueba de 1000 mAh y se estimó la autonomía del sensor dividiendo la carga de la batería por el consumo promedio en cada repetición. La Tabla 5.3 muestra los resultados obtenidos. El consumo promedio de corriente fue de 55 mA aproximadamente, y el tiempo estimado de operación muestra un largo periodo de uso, de 18 h aproximadamente, antes de recargar la batería. Es de tener en cuenta que la medida estimada es optimista, ya que pueden existir otros factores que afecten el consumo energético y el rendimiento de la batería en un eventual uso del dispositivo en ambientes domiciliarios. Sin embargo, el estimado muestra que el sistema posee una autonomía suficiente para operación periódica o continua durante el día como lo especifica el requerimiento 3b.

## Capítulo 6

# Conclusión y trabajos futuros

### 6.1 Conclusiones

En este trabajo de investigación se presentó un nodo sensor inalámbrico para aplicaciones de atención domiciliaria de pacientes con enfermedades crónicas. El proceso de diseño fue presentado en su totalidad. Iniciando con una etapa de co-creación, el sistema fue descubierto, ideado y diseñado. Al final del proceso se obtuvo un prototipo completo y funcional del nodo sensor sobre el cual se realizaron diversas pruebas para evaluar su funcionamiento.

Un aspecto original del presente trabajo de investigación consistió en la utilización de una estrategia de innovación basada en co-creación para establecer las principales características del sistema a partir de la información proporcionada por diferentes actores (*stakeholders*) con interés en el sistema, como médicos, enfermeras, personal administrativo de la IPS Universitaria e ingenieros del Centro de Excelencia ARTICA. Esta etapa ayudó a tomar decisiones tempranas en el diseño y a descubrir las posibles complicaciones en la implementación de un sistema de atención domiciliaria. Además de esto, la aplicación de co-creación en el diseño de sistemas embebidos en general ayuda a establecer un contexto, a definir atributos y funcionalidades y a explorar las diferentes opciones de diseño para el sistema en cuestión. La co-creación junto con la ideación potenciaron en este proyecto el trabajo colaborativo y la creatividad en la solución de un problema de tipo ingenieril. El uso de las técnicas de co-creación con los actores permitió que el sistema cumpliera mejor las expectativas de los usuarios para los cuales se ha diseñado.

El uso de metodologías que incorporen elementos de alto nivel, como modelos del software, puede ayudar significativamente en el diseño de sistemas embebidos complejos. La metodología aplicada para el desarrollo del software del nodo sensor permitió ganar

abstracción y obtener una vista general de alto nivel del sistema mediante la utilización de herramientas de modelado como UML.

El diseño y la forma del dispositivo presentado en este trabajo representan una ventaja con respecto a varios de los sistemas encontrados en la literatura, ya que evita usar elementos de sujeción como bandas o resortes que pueden incomodar o lastimar al paciente. La forma del sistema se asemeja a dispositivos de entretenimiento disponibles en el mercado, lo cual podría garantizar mayor comodidad al paciente en una eventual aplicación del sistema en ambientes domiciliarios reales.

Los resultados de los experimentos muestran la capacidad de operación del sistema en ambientes WBAN. La autonomía permite una operación periódica o continua, y las latencias obtenidas son lo suficientemente bajas para las variables y las señales requeridas. Además, la pérdida de paquetes es baja y no impacta las medidas en el rango de funcionamiento establecido. El sistema presentado es un punto de partida para aplicaciones de atención domiciliaria bajo el paradigma de WBAN.

El proceso de diseño del sistema consignado en este trabajo de investigación implementó metodologías innovadoras como la co-creación y la creatividad colectiva. Además, los resultados muestran que el prototipo obtenido, como resultado final del proceso, representa una potencial herramienta que puede ayudar en la implementación de un cambio de paradigma en la atención de pacientes con enfermedades crónicas. El sistema diseñado se implementó como un prototipo real que se evaluó para concluir que cumple con las características deseables para este tipo de tecnología.

## 6.2 Publicación de resultados

La siguiente publicación fue producto del presente trabajo de investigación:

1. José Arboleda, José Aedo and Fredy Rivera. Wireless system for supporting home health care of chronic disease patients. *IEEE Colombian Conference on Communications and Computing, COLCOM 2016*. Cartagena de Indias, Colombia, Apr. 27-29, 2016.

El nodo sensor inalámbrico desarrollado en el presente trabajo de investigación, y el sistema implementado en el macro-proyecto en el cual se enmarca, se encuentran en proceso de registro de propiedad intelectual.

### 6.3 Trabajos futuros

Este trabajo de investigación sirve como un punto de partida para aplicaciones de atención médica en ambientes domiciliarios. Es importante considerar a futuro, la realización de pruebas con pacientes y médicos en ambientes domiciliarios reales por fuera del laboratorio. A la fecha se está culminando la construcción de doce prototipos del sistema para la vigilancia de eventos de riesgo en pacientes crónicos, con la intención de probarlos en un grupo de pacientes proporcionados por una clínica de la ciudad de Medellín, con la cual se está perfeccionando la propuesta que será presentada al Programa de Gestión Tecnológica de la Universidad de Antioquia, para dar continuidad al proyecto y llevarlo eventualmente hasta su comercialización.

También se considera la adaptación de más sensores para posibilitar la adquisición de un mayor número de variables. Además, otras características podrían ser añadidas teniendo en cuenta la realimentación por parte de los médicos, los pacientes y los ingenieros.



# Bibliografía

- [1] Xiaohui Liang, Mrinmoy Barua, Le Chen, Rongxing Lu, Xuemin Shen, Xu Li, and Henry Luo. Enabling pervasive healthcare through continuous remote health monitoring. *IEEE Wireless Communications*, pages 10–18, 2012.
- [2] Brian W. Ward, Jeannine S. Schiller, and Richard A. Goodman. Multiple Chronic Conditions Among US Adults: A 2012 Update. *Preventing Chronic Disease*, 11, April 2014. doi: 10.5888/pcd11.130389.
- [3] Donna L. Hoyert, Jiaquan Xu, and others. Deaths: preliminary data for 2011. *Natl Vital Stat Rep*, 61(6):1–52, 2012.
- [4] Alan S. Go, Dariush Mozaffarian, Véronique L. Roger, Emelia J. Benjamin, Jarrett D. Berry, Michael J. Blaha, Shifan Dai, Earl S. Ford, Caroline S. Fox, Sheila Franco, and others. AHA statistical update. *Circulation*, 127:e62–e245, 2013.
- [5] A. B. Mariotto, K. Robin Yabroff, Y. Shao, E. J. Feuer, and M. L. Brown. Projections of the Cost of Cancer Care in the United States: 2010-2020. *JNCI Journal of the National Cancer Institute*, 103(2):117–128, January 2011. doi: 10.1093/jnci/djq495.
- [6] Dirección Seccional de Salud de Antioquia, January 2014. URL <http://www.dssa.gov.co/index.php/estadisticas/morbilidad/item/85-morbilidad-2012>. Last accessed, September 2016.
- [7] Huasong Cao, Victor Leung, Cupid Chow, and Henry Chan. Enabling technologies for wireless body area networks: A survey and outlook. *IEEE Communications Magazine*, 47(12):84–93, 2009.
- [8] G.K. Ragesh and K. Baskaran. A survey on futuristic health care system: WBANs. *Elsevier Procedia Engineering International Conference on Communication Technology and System Design*, pages 889–896, 2011.
- [9] Juan Franco. Sistema para estimar la presión arterial por medio de medidas indirectas utilizando una red inalámbrica de sensores corporales. Master’s thesis, Universidad de Antioquia, Medellín, 2012.

- 
- [10] S. Villa, D. Serna, and J. Aedo. SystemC code generation from UML for wireless sensor networks design. *MSV'11. Modeling, simulation, and visualization methods conference*, 2011.
- [11] D. Serna, J. Aedo, S. Villa, and F. Rivera. A SytemC-TLM platform for wireless sensor networks design exploration. *ESA'11. Embedded Systems and Applications conference*, 2011.
- [12] Felipe Lennis. Generación automática de código para sistemas embebidos a partir de modelos UML/MARTE hacia el lenguaje C y el sistema operativo FreeRTOS. Master's thesis, Universidad de Antioquia, Medellín, 2012.
- [13] J. Aguirre, J. Aedo, and N. Gaviria. Low power design techniques for wireless sensor networks. In *Emerging Technologies in Wireless Ad Hoc networks*, pages 15–40. IGI Global, 2011.
- [14] Farid Touati, Rohan Tabish, and Adel Ben Mnaouer. A real-time BLE enabled ECG system for remote monitoring. *Elsevier APCBEE Procedia ICBET*, page 124–131, 2013.
- [15] Francis Tay, D.G. Guo, L. Xu, N.M. Nyan, and K.L. Yap. MEMSWear-Bi monitoring system for remote vital signs monitoring. *Elsevier Journal of the Franklin Institute*, page 531–542, 2009.
- [16] Juan Franco, Fredy Rivera, and José Aedo. Continuous, non-invasive and cuff-free blood pressure monitoring system. *2012 Andean Region International Conference*, pages 31–43, 2012.
- [17] Yuce Mehmet. Implementation of wireless body area networks for healthcare systems. *Elsevier Journal Sensors and Actuators A: Physical*, page 116–129, 2010.
- [18] Luciano Boquete, José Rodríguez, Joaquín Cnatos, Rafael Barea, Juan Miguel, Sergio Ortega, and Nathalia Piexoto. A portable wireless biometric multi-channel system. *Elsevier Journal Measurement*, page 1587–1598, 2012.
- [19] Agustinus Waluyo, Wee-Soon Yeoh, Isaac Pek, Yihan Yong, and Xiang Chen. MobiSense: mobile body sensor network for ambulatory monitoring. *ACM Transactions on Embedded Computing Systems*, 2010.
- [20] Il Hyung Shin, Jae Ho Lee, and Hee Chan Kim. Ubiquitous monitoring system for chronic obstructive pulmonary disease and heart disease patients. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pages 3689–3692, 2007.

- [21] S. Möller, T. Neue, and S. Lochmann. Prototype of a secure wireless patient monitoring system for the medical community. *Elsevier Journal Sensors and Actuators A: Physical*, pages 55–65, 2011.
- [22] Anil Vohra, Mohanchur Sarkar, and Gene Lee. A smart transmission scheme for emergency data from a network of bio-sensors on the human body. In *Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI), 2012 IEEE Conference on*, pages 200–205. IEEE, 2012.
- [23] Aqeel Raza Syed and Kok-Lim Alvin Yau. On cognitive radio-based wireless body area networks for medical applications. *IEEE Symposium on Computational Intelligence in Healthcare and E-Health (CICARE)*, pages 51–57, 2013.
- [24] Stepan Ivanov, Christopher Foley, Sasitharan Balasubramaniam, and Dimitri Botvich. Virtual groups for patient WBAN monitoring in medical environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, page 3238–3246, 2012.
- [25] Li Ming, Lou Wenjing, and Kui Ren. Data security and privacy in wireless body area networks. *IEEE Wireless Communications*, pages 51–58, 2010.
- [26] Anthony Harries, Rony Zachariah, Anil Kapur, Andreas Jahn, and Donald Enarson. The vital signs of chronic disease management. *Elsevier Transactions of the Royal Society of Tropical Medicine and Hygiene*, pages 537–540, 2009.
- [27] Real Time Engineers Ltd. About FreeRTOS, February 2016. URL <http://www.freertos.org/about-RTOS.html>. Last accessed, September 2016.
- [28] Felipe Lennis and José Aedo. Generation of efficient embedded C code from UML/MARTE models. *The 2013 International Conference on Software Engineering Research and Practice, SERP'13*, pages 182–188, 2013.
- [29] Bruce Powel Douglass. *Real-Time UML Workshop for Embedded Systems*. Newnes Elsevier, 2007.
- [30] Bruce Powel Douglass. *Design Patterns for Embedded Systems in C*. Newnes Elsevier, 2011.
- [31] Bruce Powel Douglass. *Real-Time Design Patterns: Robust Scalable Architecture for Real-Time Systems*. Addison Wesley, 2002.
- [32] ARTICA. Informe técnico interno: Resultados finales del proyecto de co-creación. Centro de Excelencia ARTICA, 2014.
- [33] IPS Universitaria Universidad de Antioquia. IPS Universitaria, May 2016. URL <http://www.ipsuniversitaria.com.co/en/about-us>. Last accessed, September 2016.

- [34] Elizabeth B.-N. Sanders and Pieter Jan Stappers. Co-creation and the new landscapes of design. *CoDesign*, 4(1):5–18, March 2008. doi: 10.1080/15710880701875068.
- [35] C.K. Prahalad and Venkat Ramaswamy. Co-creation experiences: The next practice in value creation. *Journal of Interactive Marketing*, 18(3):5–14, January 2004. doi: 10.1002/dir.20015.
- [36] Huber Morales, María Plested, and José Aedo Cobo. El Coco-Game un juego de mesa para co-crear, potenciación del trabajo colaborativo y creativo. *Enl@ce*, 12(1), 2015.
- [37] N. Salman, I. Rasool, and A. H. Kemp. Overview of the IEEE 802.15.4 standards family for low rate wireless personal area networks. In *Wireless Communication Systems (ISWCS), 2010 7th International Symposium on*, pages 701–705, Sept 2010. doi: 10.1109/ISWCS.2010.5624516.
- [38] Institute of Electrical and Electronics Engineers and IEEE-SA Standards Board. *IEEE standard for local and metropolitan area networks. Part 15.6*. Institute of Electrical and Electronics Engineers, New York, 2012. URL <http://ieeexplore.ieee.org/servlet/opac?punumber=6161598>. Last accessed, September 2016.
- [39] Kyung Sup Kwak, Sana Ullah, and Niamat Ullah. An overview of IEEE 802.15.6 standard. In *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 3rd International Symposium on*, pages 1–6. IEEE, 2010.
- [40] Carles Gomez, Joaquim Oller, and Josep Paradells. Overview and Evaluation of Bluetooth Low Energy: An Emerging Low-Power Wireless Technology. *Sensors*, 12(12):11734–11753, August 2012. doi: 10.3390/s120911734.
- [41] Atmel Corporation. Atmel AVR2025: IEEE 802.15.4 MAC Software Package-User Guide. URL [http://www.atmel.com/tools/IEEE802\\_15\\_4MAC.aspx?tab=documents](http://www.atmel.com/tools/IEEE802_15_4MAC.aspx?tab=documents). Last accessed, September 2016.
- [42] Atmel Corporation. Atmel Software Framework, 2015. URL <http://asf.atmel.com/docs/latest/>. Last accessed, September 2016.
- [43] ARTICA. Informe técnico interno: Microprocesadores, radios y analog front-end, 2014.
- [44] Atmel Corporation. ATSAM ARM-based Flash MCU, 2014. URL <http://www.atmel.com/devices/ATSAM4LC4A.aspx>. Last accessed, September 2016.
- [45] ARTICA. Informe técnico interno: Opciones comerciales módulos de oximetría, 2014.

- 
- [46] ARTICA. Informe técnico interno: Sensores de temperatura para monitoreo médico, 2014.
- [47] Texas Instruments. ADS129x Low-power, 8-channel, 24-bit Analog Front-End for biopotential measurements, 2015. URL <http://www.ti.com/product/ADS1294R>. Last accessed, September 2016.
- [48] Texas Instruments. ADS1298RECG-FE ECG Front-End performance demonstration kit, 2015. URL <http://www.ti.com/tool/ads1298recgfe-pdk>. Last accessed, September 2016.
- [49] Future Technology Devices International Ltd. FT232R USB UART IC. URL [http://www.ftdichip.com/Support/Documents/DataSheets/ICs/DS\\_FT232R.pdf](http://www.ftdichip.com/Support/Documents/DataSheets/ICs/DS_FT232R.pdf). Last accessed, October 2016.
- [50] Eclipse Foundation. Papyrus modeling environment, March 2016. URL <https://eclipse.org/papyrus/>. Last accessed, September 2016.
- [51] Object Management Group. OMG Unified Modeling Language Version 2.5, 2015. URL <http://www.omg.org/spec/UML/2.5/>. Last accessed, September 2016.
- [52] David Beebe. Signal Conversion. In *Biomedical digital signal processing*. Prentice Hall, 1993.
- [53] Hitex Embedded Tools & Solutions. Powerscale with ACM technology, February 2016. URL [http://www.hitex.com/fileadmin/pdf/products/hardware\\_tools/b0-powerscale.pdf](http://www.hitex.com/fileadmin/pdf/products/hardware_tools/b0-powerscale.pdf).