

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE INFORMÁTICA**

**Departamento de Arquitectura del Computadores y Automática**



**TESIS DOCTORAL**

**Diseño y validación de políticas de transmisión de datos en redes  
inalámbricas de sensores de bajo consumo**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

**Mónica Ayde Vallejo Velázquez**

Directores

**José Luis Ayala Rodrigo  
Joaquín Recas Piorno**

**Madrid, 2016**

---

# Diseño y Validación de Políticas de Transmisión de Datos en Redes Inalámbricas de Sensores de Bajo Consumo

---



## TESIS DOCTORAL

*Memoria presentada para obtener el título de  
Doctor por la Universidad Complutense de Madrid  
en el Programa de Doctorado en Ingeniería Informática*

**Mónica Ayde Vallejo Velásquez**

*Dirigida por los profesores*

**José Luis Ayala Rodrigo  
Joaquín Recas Piorno**

Departamento de Arquitectura del Computadores y Automática  
Facultad de Informática  
Universidad Complutense de Madrid

Madrid 2015



*A mis padres, Magnolia y Jairo  
A mi esposo Edinson.*



# Agradecimientos

Con la culminación de esta Tesis finalizo una importante etapa de mi vida que ha sido una experiencia enriquecedora tanto a nivel académico - científico como a nivel de vida. En este proceso diferentes personas e instituciones han contribuido directa o indirectamente en la realización de este trabajo, hoy quiero agradecer a todas ellas, y de manera muy especial:

A mis Directores de Tesis, Dr. José Luis Ayala Rodrigo y Dr. Joaquín Recas Piorno, por haberme permitido formar parte de su equipo de investigación, ofreciéndome la posibilidad de desarrollar esta Tesis Doctoral; por su paciencia, sus valiosos consejos, asesorías y apoyo.

A todos los profesores y compañeros de GreenDISC y ArTECS por sus valiosos aportes para el desarrollo de las ideas contenidas en este trabajo.

A Ana Lucila, Lorena, Leonardo, Jorge y Javier con quienes compartí gratos momentos. Gracias por su apoyo y amistad.

A Ana Cecilia y Ana Luz, por el apoyo, compañía y amistad incondicional.

A la Universidad Complutense de Madrid por facilitar el desarrollo de esta tesis en sus instalaciones.

A la Universidad Nacional de Colombia, por facilitar mi estancia en España para poder realizar el doctorado; por darme la oportunidad de crecer como docente e investigadora. Me siento muy orgullosa de pertenecer a esta institución.

A mis compañeros del Departamento de Energía Eléctrica y Automática por su acompañamiento en la distancia y la disponibilidad para facilitarme todos los procesos y gestiones al interior de la universidad.

Al Instituto Colombiano para el Desarrollo de la Ciencia y la tecnología COLCIENCIAS, por haber financiado los estudios de doctorado mediante la beca para estudios en el exterior.

Por último y no por ello menos importante, a toda mi familia. A mi esposo, por su apoyo incondicional y por soportar estoicamente y con amor al otro lado del océano, la distancia y el paso del tiempo. A mis padres y hermano, quienes siempre han confiado en mí y me han impulsado para cumplir mis metas. A mi sobrina, por alegrarme los días con los emoticones del Skype. A mi abuela, tíos y primos, por su apoyo durante estos años.

Muchas gracias a todos.



# Resumen

El envejecimiento de la población, el sobrepeso, y el aumento de enfermedades crónicas, tales como: afecciones cardíacas, diabetes e hipertensión, plantean nuevos retos al sistema de salud pública. En este contexto, las redes de sensores inalámbricas corporales (Wireless Body Area Networks (WBAN)/Wireless Body Sensor Networks (WBSN)) tienen gran potencial para revolucionar el sistema de salud ya que facilitan el seguimiento, la monitorización y el diagnóstico de pacientes en casa, mejorando así su calidad de vida y reduciendo los costes asociados a la asistencia sanitaria.

Las redes WBAN/WBSN están constituidas por nodos sensores que miden diferentes variables fisiológicas y cinéticas y disponen de interfaces inalámbricas de bajo coste para transmitir en tiempo real la información a dispositivos en otros niveles de la red. En este tipo de redes, la transmisión inalámbrica de datos es probablemente la tarea que presenta mayor consumo de energía, por lo que dicho consumo debe ser reducido para maximizar su vida útil. Adicionalmente, en escenarios WBAN/WBSN, el cuerpo humano juega un papel muy importante en la calidad de la comunicación. El cuerpo actúa como un canal de comunicación para la propagación de ondas electromagnéticas, por lo que el comportamiento de este tipo de canal representa un conjunto único de desafíos para la transferencia fiable de datos.

Dada la naturaleza compleja de los canales corporales, el reto es mantener una buena calidad de los enlaces entre los nodos sensores mientras se extiende la vida de la batería. Diferentes trabajos experimentales han evidenciado que el uso de una potencia de transmisión fija puede ser inadecuada ya que la transmisión de datos a alta potencia aunque garantiza una comunicación fiable, puede dar lugar a un gasto de energía innecesario. Por otro lado, la transmisión a baja potencia aunque proporciona ahorro de energía, puede reducir la fiabilidad e incrementar las retransmisiones. En consecuencia, el estudio de políticas de transmisión ha cobrado importancia como estrategia de ahorro de energía, ya que las técnicas de control de potencia de transmisión permiten seleccionar el nivel de potencia mínimo suficiente para lograr un buen rendimiento dentro de un sistema de comunicación y adicionalmente, reducir los problemas de interferencia.

En esta tesis doctoral se lleva a cabo una extensa caracterización experimental del canal corporal bajo diferentes escenarios, tales como cerca de tejido biológico y sobre el cuerpo humano, a partir de la cual se logra establecer que la calidad de los enlaces en una red corporal superficial son altamente dependientes de la postura, el movimiento, las características físicas del cuerpo humano y el medio ambiente local. Por otra parte, en este trabajo se proponen y describen dos políticas para el control de la potencia de transmisión que proporcionan beneficios similares en términos de ahorro de energía. Ambas políticas, reactiva y proactiva, toman ventaja del hecho de que típicamente los nodos sensores están equipados con acelerómetros, para sintonizar la potencia de transmisión de acuerdo con el estado actual de la conexión que es cambiante por el movimiento del cuerpo, de tal manera que permite reducir el consumo de energía del chip radio a un mínimo mientras se

mantiene la calidad del servicio. Finalmente, en este trabajo, se ha realizado una extensa validación de las políticas de control de potencia de transmisión propuestas mediante el uso del entorno de simulación Castalia, cuyo modelo de canal inalámbrico ha sido mejorado a partir de las medidas obtenidas experimentalmente, lo cual ha permitido asegurar que el comportamiento obtenido desde el simulador sea más aproximado a la realidad.

**Palabras clave:** redes de área corporal, control de potencia de transmisión, canal corporal, enlace, calidad del enlace, intensidad de la señal recibida, estimador de calidad, tejido biológico, sistemas adaptables de inferencia neuro-difusa.

# Abstract

Population ageing, overweight, and the increase of chronic diseases such as heart disease, diabetes and hypertension, generate new challenges to public health system. In this context, the Wireless Body Area Networks (WBAN) or Wireless Body Sensor Networks (WBSN) have great potential to boost the health system and to facilitate tracking, monitoring and diagnosis of in-house patients, thus improving their quality of life, at same time that the associated health care costs are reduced.

The WBANs/WBSNs consist of a number of sensor nodes that measure different physiological and kinetic parameters and offer low-cost wireless interfaces to transmit information in real-time to other devices in the network. In such networks, the wireless data transmission is probably the task that represents higher energy consumption, so battery life is a major constraint. Additionally, in WBANs/WBSNs scenarios, the human body plays a very important role in the performance of communication. The body acts as a communication channel for the propagation of electromagnetic waves, so the behavior of this type of channel is a unique set of challenges for reliable data transfer.

Given the complex nature of the on-body channels, the challenge is to maintain a good quality of the links between sensor nodes while the battery life is extended. Different experimental works have shown that the use of a fixed transmission power may be inadequate because, the transmission of data at high power although ensures a reliable communication can lead to unnecessary waste of energy. On the other hand, the transmission at low power levels, although providing energy savings, can reduce the reliability and increase the retransmissions. In consequence, the study of data transmission policies has gained importance as energy saving strategy, since the techniques of transmission power control allow selecting the level of minimum transmission power enough to achieve a good performance in a system communication and additionally reduce interference problems.

In this thesis, an extensive experimental characterization of on-body channels under different scenarios has been performed, that allows to establish that the quality of the links in a non-invasive WBANs/WBSNs is highly dependent on the position, movement, body characteristics and the local environment. Moreover, in this thesis, two transmission power control policies with similar benefits in terms of energy savings, are proposed and described. Both policies, reactive and proactive, take advantage of the fact that typically the sensor nodes are equipped with 3-axis accelerometer, for tuning the transmission power according to the current state of the connection, that is dependent on the movement status of the body. Therefore, these policies reduce the power consumption of the radius chip to a minimum while maintaining service quality. Finally, in this thesis, an extensive validation of transmission power control policies, has been conducted using the simulation environment Castalia; the wireless channel model of the simulator has been improved from the experimental measurements, assuring the accuracy of the simulator.

**Keywords:** Wireless Body Sensor Networks (WBSNs), on-body channels, link quality estimator, transmission power control, energy savings, human body communication, Received Signal Strength Indication (RSSI), tissues, Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS).

# Índice General

<b>Agradecimientos</b>	<b>v</b>
<b>Resumen</b>	<b>viii</b>
<b>Abstract</b>	<b>x</b>
<b>Lista de Abreviaturas</b>	<b>xx</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Restricciones de Consumo . . . . .	2
1.2 Escenarios de Comunicación . . . . .	3
1.3 Objetivos . . . . .	5
1.4 Contribuciones . . . . .	6
1.5 Estructura del Trabajo . . . . .	7
<b>2 Antecedentes</b>	<b>9</b>
2.1 Estándar IEEE 802.15.4/Zigbee . . . . .	10
2.1.1 Capa Física . . . . .	10
2.1.2 Capa de Acceso al Medio (MAC) . . . . .	11
2.2 Redes de Sensores Inalámbricas Corporales . . . . .	13
2.2.1 Aproximaciones al Modelamiento . . . . .	13
2.2.1.1 Modelo Determinístico vs Modelo Empírico . . . . .	14
2.2.1.2 Equipos para Medidas del Canal Corporal . . . . .	14
2.2.2 Modelamiento del Canal Corporal . . . . .	15
2.2.2.1 El Cuerpo Humano . . . . .	16
2.2.2.2 Influencia del Cuerpo en el Desempeño de Antenas . . . . .	16
2.2.2.3 Propagación en Canales Corporales a 2.4GHz . . . . .	18
2.3 Métricas de Estimación de Calidad de un Enlace . . . . .	18
2.3.1 Métricas de Medida de Capa Física . . . . .	19
2.3.2 Métricas de Medida de Capa de Enlace . . . . .	20
2.3.3 Discusión . . . . .	21
2.4 Gestión de la Energía en Redes Corporales . . . . .	21
2.4.1 Modelo de Consumo de Energía . . . . .	22

2.4.2	Técnicas de Minimización de Energía . . . . .	24
2.4.2.1	Protocolos MAC Eficientes en Energía . . . . .	24
2.4.2.2	Control de Potencia de Transmisión . . . . .	26
<b>3</b>	<b>Estudio Experimental en Canales BSNs</b>	<b>29</b>
3.1	Plataformas Hardware/Software . . . . .	29
3.1.1	Plataforma Shimmer . . . . .	30
3.1.2	Plataforma Samsi . . . . .	31
3.1.3	Sistema Operativo de Tiempo Real (FreeRTOS) . . . . .	32
3.2	Metodología Experimental . . . . .	33
3.2.1	Escenario Experimental 1: Caracterización de Tejidos Biológicos . . .	34
3.2.1.1	Tejido Biológico en Cámara Anecoica . . . . .	35
3.2.1.2	Tejido Biológico al Aire Libre . . . . .	35
3.2.1.3	Cuerpo Humano al Aire Libre . . . . .	36
3.2.2	Escenario Experimental 2: Posturas y Movimientos Corporales . . .	37
3.2.3	Escenario Experimental 3: Composición y Forma Corporal . . . . .	38
3.3	Resultados Experimentales . . . . .	39
3.3.1	Resultados Escenario Experimental 1 . . . . .	39
3.3.1.1	Resultados Tejido Biológico en Cámara Anecoica . . . . .	39
3.3.1.2	Resultados Tejido Biológico al Aire Libre . . . . .	40
3.3.1.3	Resultados Cuerpo Humano al Aire Libre . . . . .	44
3.3.2	Resultados Escenario Experimental 2 . . . . .	45
3.3.2.1	Análisis Descriptivo . . . . .	45
3.3.2.2	Análisis Factorial del Enlace 1 . . . . .	48
3.3.2.3	Análisis Factorial del Enlace 2 . . . . .	50
3.3.3	Resultados Escenario Experimental 3 . . . . .	51
3.3.3.1	Análisis Descriptivo . . . . .	52
3.3.3.2	Análisis de Modelo Mixto para el Enlace 1 . . . . .	53
3.3.3.3	Análisis de Modelo Mixto para el Enlace 2 . . . . .	58
3.3.3.4	Discusión de los Resultados . . . . .	61
<b>4</b>	<b>Modelo de Estimador de Calidad</b>	<b>63</b>
4.1	Sistema de Inferencia Neurodifuso Adaptativo (ANFIS) . . . . .	63
4.2	Estimador de Calidad del Enlace Basado en ANFIS (A-LQE) . . . . .	65
4.2.1	Fase I - Selección de Características . . . . .	65
4.2.1.1	Análisis de Normalidad . . . . .	66
4.2.1.2	Análisis de Correlación . . . . .	67
4.2.1.3	Análisis de Correlación con RSSI . . . . .	69
4.2.2	Fase II - Elección de la Arquitectura A-LQE . . . . .	69
4.2.3	Fase III - Validación . . . . .	72
4.3	Complejidad Computacional de Modelos A-LQE . . . . .	73

<b>5</b>	<b>Control de Potencia de Transmisión</b>	<b>75</b>
5.1	Políticas de Control de Potencia . . . . .	75
5.1.1	Política Reactiva . . . . .	76
5.1.2	Política Proactiva . . . . .	81
5.1.3	Discusión de Resultados . . . . .	84
5.2	Validación por Simulación . . . . .	84
5.2.1	Entorno de Simulación: OMNET++ y Castalia . . . . .	85
5.2.1.1	Estructura de Castalia . . . . .	86
5.2.1.2	Modelo de Canal Inalámbrico . . . . .	87
5.2.1.3	Modelo de Consumo de Energía . . . . .	87
5.2.1.4	Configuración de Simulación . . . . .	88
5.2.1.5	Validación de Simulación . . . . .	89
5.2.2	Resultados de Simulación . . . . .	89
5.2.2.1	Algoritmo Reactivo . . . . .	90
5.2.2.2	Algoritmo Proactivo . . . . .	91
5.2.3	Caso de Estudio . . . . .	92
5.2.4	Discusión de Resultados . . . . .	93
<b>6</b>	<b>Conclusiones y Trabajos Futuros</b>	<b>95</b>
6.1	Resumen . . . . .	95
6.2	Trabajos Futuros . . . . .	97
<b>A</b>	<b>Métodos Heurísticos</b>	<b>99</b>
A.1	Sistemas Lógicos Difusos . . . . .	99
A.2	Redes Neuronales Artificiales . . . . .	100
	<b>Bibliografía</b>	<b>115</b>



# Índice de Figuras

1.1	Consumo de potencia de un nodo sensor para señales ECG [15] . . . . .	3
2.1	Estructura de la supertrama IEEE 802.15.4 [6] . . . . .	12
2.2	Tramas del estándar IEEE 802.15.4. . . . .	13
2.3	Estados de energía para el radio CC2420 [84] . . . . .	22
3.1	Estructura de directorios de FreeRTOS [117] . . . . .	33
3.2	Configuración experimental. . . . .	34
3.3	Tejidos porcinos entre nodos al aire libre. . . . .	36
3.4	Red corporal y posturas de prueba. . . . .	37
3.5	Red corporal y medidas antropométricas. . . . .	38
3.6	RSSI vs distancia para enlaces en condiciones LOS/NLOS en cámara anecoica. . . . .	40
3.7	Comparación de enlaces en condición LOS/NLOS. . . . .	40
3.8	Comparación de resultados para las plataformas Shimmer y Samsi. . . . .	41
3.9	RSSI vs distancia para tejido graso estratificado al aire libre. . . . .	42
3.10	RSSI vs distancia para tejido muscular estratificado al aire libre. . . . .	43
3.11	RSSI medido para 4 sujetos con nodos Shimmer a -10 dBm. . . . .	44
3.12	Diagrama de cajas de RSSI para los escenarios 1 y 2. La sensibilidad del radio es mostrada en línea punteada. . . . .	46
3.13	Diagrama de cajas de PER para los escenarios 1 y 2. . . . .	46
3.14	RSSI vs PER vs potencia de transmisión. . . . .	47
3.15	Gráfica de efectos principales para RSSI en enlace 1. . . . .	48
3.16	Gráfica de residuos para RSSI en enlace 1. . . . .	49
3.17	Gráfica de efectos principales para RSSI en enlace 2. . . . .	50
3.18	Gráfica de residuos para RSSI en enlace 2. . . . .	51
3.19	Q-Q plot global para el enlace 1. . . . .	55
3.20	residuales pareados en Q-Q plot para el enlace 1. . . . .	56
3.21	residuales vs turno de medición para el enlace 1. . . . .	56
3.22	Distribución de residuales para el enlace 1. . . . .	57
3.23	Histograma de residuales para el enlace 1. . . . .	57
3.24	Efecto de la potencia de transmisión (P <sub>tx</sub> ) por posición para el enlace 1. . . . .	58
3.25	Residuales para el enlace 2. . . . .	59
3.26	Q-Q plot global de residuales para el enlace 2. . . . .	60

3.27	Distribución de residuales por turno de medición para el enlace 2. . . . .	60
3.28	Distribución de residuales ajustados para el enlace 2. . . . .	61
4.1	Estructura de una red ANFIS. . . . .	64
4.2	Estructura de los modelos ALQEs. (a)Para enlace 1; (b) Modelo 3 para enlace 2; (c) Modelos 5 para enlace 2. . . . .	71
4.3	Resultados de validación. . . . .	72
5.1	Algoritmo reactivo para el control de potencia de transmisión. . . . .	76
5.2	Escenario de prueba para política reactiva. . . . .	78
5.3	Evolución de RSSI para nodos shimmer en caso de estudio. . . . .	78
5.4	Evolución de RSSI para nodos samsi en caso de estudio. . . . .	79
5.5	Escenario de prueba para caso de estudio 2. . . . .	80
5.6	Algoritmo proactivo para el control de potencia de transmisión. . . . .	81
5.7	Comportamiento de RSSI para el caso de estudio. RSSIm= valor medido, RSSIp=valor predicho. . . . .	83
5.8	Estructura básica del simulador castalia. . . . .	87
5.9	Comportamiento de RSSI usando Castalia predeterminado vs Castalia con base de datos experimental. . . . .	90
5.10	Ahorro de energía y PER para caso de estudio. . . . .	91
5.11	Potencia de transmisión y RSSI asociado para los esquemas máximo, reactivo y proactivo. . . . .	93
A.1	Diagrama de bloques de un sistema lógico difuso. . . . .	100
A.2	Estructura de una red neuronal multicapa. . . . .	101

# Índice de Tablas

2.1	Capa física IEEE 802.15.4 - 2006 [6] . . . . .	11
2.2	Propiedades eléctricas de los tejidos humanos a 402.5 MHz y 2.4GHz . . . . .	17
3.1	Consumos de corriente del chip de radio CC2420 . . . . .	31
3.2	Consumos de corriente del chip de radio ATmega128RFA1 . . . . .	32
3.3	Propiedades eléctricas de los tejidos humanos y porcinos a 2.4GHz . . . . .	35
3.4	Características de los sujetos experimentales . . . . .	36
3.5	Análisis de varianza para RSSI del enlace 1 utilizando SC ajustada para pruebas . . . . .	49
3.6	Análisis de varianza para RSSI del enlace 2 utilizando SC ajustada para pruebas . . . . .	51
3.7	Estadística descriptiva de variables antropométricas y de composición corporal	52
3.8	Modelo de efectos mixtos lineales enlace 1- ANOVA . . . . .	53
3.9	Modelo de efectos fijos por el método de la máxima verosimilitud, enlace 1 .	54
3.10	Intervalos de confianza al 95 %, enlace 1 . . . . .	55
3.11	Factor de inflación de varianza, enlace 1 . . . . .	55
3.12	Modelo de efectos mixtos lineales enlace 2 - ANOVA . . . . .	58
3.13	Modelo de efectos fijos por el método de la máxima verosimilitud, enlace 2 .	59
4.1	Resultados de la prueba de normalidad Anderson-Darling . . . . .	66
4.2	Correlación entre variables antropométricas y de composición corporal para el enlace 1. ■ correlación débil ■ correlación moderada ■ correlación fuerte	67
4.3	Correlación entre variables antropométricas y de composición corporal para el enlace 2. ■ correlación débil ■ correlación moderada ■ correlación fuerte	68
4.4	Comparación de modelos A-LQE con datos de entrenamiento . . . . .	71
4.5	Validación de los modelos A-LQE para ambos enlaces . . . . .	72
4.6	Complejidad de una red ANFIS . . . . .	73
4.7	Parámetros de los modelos A-LQE . . . . .	73
5.1	Consumo de energía para caso de estudio 2 de la política reactiva . . . . .	81
5.2	Consumo de energía para caso de estudio 2 de la política proactiva . . . . .	84
5.3	Parámetros de simulación . . . . .	89
5.4	Resultados de simulación para el algoritmo reactivo en el mejor caso. TPL: niveles de potencia de transmisión; RSSI: indicador de intensidad de señal recibida; PER: tasa de error de paquetes; nodo 1 (n1); nodo 2 (n2). . . . .	91

5.5	Resultados de simulación para caso de estudio. TPL: niveles de potencia de transmisión; RSSI: indicador de intensidad de señal recibida; PER: tasa de error de paquetes; nodo 1 (n1); nodo 2 (n2). . . . .	92
-----	--	----

# Lista de Abreviaturas

A-LQE	Link Quality Estimator model based on ANFIS
ANFIS	Adaptive Neuro Fuzzy Inference System
ANN	Artificial Neural Network
APE	Absolute Percentage Error
ASK	Amplitude Shift Keying
BER	Bit Error Ratio
BLE	Bluetooth Low Energy
BPSK	Binary Phase Shift Keying
CAP	Contention Free Period
CCA	Clear Channel Assessment
CFP	Contention Access Period
CSMA/CA	Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance
DSSS	Direct Sequence Spread Spectrum
ECG	Electrocardiography
EMI	Electromagnetic Interference
EMG	Electromyography
EEG	Electroencephalography
FFD	Full-Function Devices
FDTD	Finite Difference Time Domain
FEM	Finite Element Method
GTS	Guaranteed Time Slots
LOS	Line-of-Sight
LQI	Link Quality Indicator
MAC	Medium Access Control
MPDU	MAC Protocol Data Unit
MAE	Mean Absolute Error
MICS	Servicio Médico de Comunicación de Implantes
MCC	Mobile Cloud Computing
NLOS	No-Line-of-Sight
OQPSK	Offset Quadrature Phase Shift Keying
PER	Packet Error Rate
PRR	Packet Received Rate
PHY	Physical Layer
RFD	Reduced-Function Devices
RFI	Radio Frequency Interference
RSSI	Received Signal Strength Indicator
RMSE	Root Mean Squared Error
RNP	Required Number of Packet Transmissions

SAR	Specific Absorption Rate
TPC	Transmission Power Control
VNA	Vector Network Analyzer
VSA	Vector Signal Analyzer
UWB	Ultrawideband
WBAN	Wireless Body Area Networks
WBSN	Wireless Body Sensor Networks

# Capítulo 1

## Introducción

El envejecimiento de la población, es una tendencia demográfica mundial que se intensificará durante este siglo XXI. El aumento continuo de la esperanza de vida y la caída en las tasas de natalidad han sido factores determinantes en el aumento de la proporción de personas mayores de 60 años. La proporción de la población de edad avanzada en el mundo ha aumentado de 202 millones en 1950 (equivalente a 8%) a 841 millones en 2013 (equivalente a 12%), y para 2050 se espera que se triplique alcanzando los dos mil millones de personas (equivalente al 21% de la población) [1]. Por otra parte, el sobrepeso constituye también uno de los problemas de salud más preocupantes, de acuerdo a las estadísticas, más de 1 billón de adultos en todo el mundo tiene sobrepeso [2].

A estos sectores de la población se asocia el aumento de enfermedades crónicas, tales como: afecciones cardiacas, diabetes e hipertensión además de lesiones y discapacidades, lo cual plantea nuevos retos y costes adicionales al sistema de salud pública. Se espera que el gasto total de salud global aumente de 2.6% en 2013 a un promedio de 5.3% anual hasta el 2017, lo cual, teniendo en cuenta el crecimiento demográfico, significa que se prevé un crecimiento del gasto per cápita en un promedio de 4.4% [3]. En este contexto, los sistemas de atención de salud están reconociendo el uso de nuevas tecnologías como herramientas que pueden facilitar la monitorización, diagnóstico y tratamiento de pacientes, mientras contribuyen a reducir el coste de la asistencia sanitaria manteniendo una alta calidad de los servicios.

Una de las tecnologías que más interés ha despertado, son las denominadas redes de sensores inalámbricas corporales (Wireless Body Area Networks (WBAN)/Wireless Body Sensor Networks (WBSN)) [2, 4, 5], las cuales tienen gran potencial para revolucionar el sistema de salud ya que facilitan el seguimiento y monitorización del paciente en casa mejorando así su calidad de vida y reduciendo los costes asociados a la vigilancia intra-hospitalaria. Estas redes típicamente están constituidas por nodos sensores que miden diferentes variables fisiológicas y cinéticas y disponen de interfaces inalámbricas de bajo coste para transmitir en tiempo real la información a dispositivos en otros niveles de la red.

Típicamente, la comunicación inalámbrica en estas redes está soportada en el estándar de corto alcance Zigbee/802.15.4 [6], concebido para operar en las bandas de frecuencia 868 MHz, 915 MHz y 2.4 GHz y proporcionar bajo consumo de potencia, bajo coste y baja velocidad de datos. El estándar Bluetooth (IEEE 802.15.1) también ha sido usado en redes corporales, pero fue dejado de lado debido a su alto consumo de energía [7], sin embargo, el reciente desarrollo de Bluetooth Low Energy (BLE) [8], con un consumo significativamente menor y una velocidad de datos de hasta 1 Mbps, resulta atractivo para

nuevas aplicaciones. Otra tecnología prometedora es la denominada banda ultra-ancha o Ultrawideband (UWB) cuya versión final de la norma fue publicada recientemente (IEEE Std 802.15.6, 2012) [9]. Esta técnica no utiliza el método clásico de modulación sobre ondas portadoras sino que se basa en la transmisión directa de impulsos eléctricos de muy corta duración. Entre sus ventajas comparadas con las tecnologías convencionales inalámbricas están su mayor ancho de banda que permite comunicaciones de casi 1 Gbps a distancias de 10 metros; bajo consumo e inmunidad a la interferencia por multitrayectoria [10]. Sin embargo la tecnología UWB aún está en desarrollo y en consecuencia aún no tiene una implantación masiva en el mercado.

## 1.1 Restricciones de Consumo

En general, los nodos de una red WBAN/WBSN se caracterizan por la limitación en recursos de memoria, procesamiento y potencia. La gestión de la energía es considerada como una cuestión importante por resolver, debido a que las baterías son pequeñas, la potencia disponible en los nodos es restringida por lo que el consumo de energía de los dispositivos necesita ser reducido para maximizar la vida útil de la batería. En estas redes, el consumo de energía puede dividirse en tres dominios [11]: adquisición/muestreo, procesamiento y comunicación que se llevan a cabo por los sensores, la CPU y la radio, respectivamente.

En la mayoría de las redes WBAN/WBSN la transmisión inalámbrica de datos es probablemente la tarea que presenta mayor consumo de energía. Debido a que las aplicaciones combinan varios dispositivos sensores (Electrocardiography (ECG), Electromyography (EMG), Electroencephalography (EEG), temperatura, etc.), las tasas de datos pueden variar desde unos pocos bits por minuto hasta unos Mbps, que es una de las tasa más altas existente para las radios de baja potencia [12]. En consecuencia, el uso de mecanismos que contribuyan a la reducción del consumo del radio es un requisito importante y obligatorio en una red de este tipo y está orientado no sólo a evitar el impacto negativo de la radiación electromagnética sobre el cuerpo, sino también a extender el tiempo de vida de la batería de los nodos sensores. Entre los métodos para reducir el número de bits a transmitir se incluyen los algoritmos de compresión y las técnicas avanzadas de procesamiento de señales, las cuales permite ahorrar energía mediante el uso menos frecuente de la radio [13]. Otras técnicas se orientan a reducir el tiempo que el nodo permanece activo y escuchando, mientras otras técnicas se orientan a controlar la potencia de transmisión y en consecuencia a tratar de reducir el coste asociado a la comunicación.

Diferentes autores han caracterizado el consumo de energía de los principales bloques hardware de diferentes arquitecturas de nodos sensores. En [14] los autores presentan el consumo de energía de una plataforma desarrollada en IMEC Netherlands para dos escenarios de aplicación asumiendo una frecuencia de muestreo de 200 Hz: ECG streaming y Rpeak. Los resultados muestran que el bloque encargado del muestreo y la radio tiene un consumo de energía muy elevado (del 47% y el 40% respectivamente) en el escenario de ECG streaming, sin embargo para el escenario Rpeak, en el que la aplicación detecta un latido y sólo transmite la ubicación de los picos R, el consumo de energía de la radio se reduce significativamente al 13% debido a que el procesamiento se desplaza al microcontrolador disminuyendo así la cantidad de datos que deben ser transmitidos al coordinador. En [15] los autores comparan los consumos de energía de dos nodos para dos escenarios de aplicación EMG y ECG. El desglose del consumo de energía de ambos nodos para la señal ECG se ilustra en la Figura 1.1. El primer nodo que posee el radio comercial Nor-

dic's RF24L01 consume el 74% de la energía total, el segundo nodo que incluye un chip radio de ultra bajo consumo diseñado por el IMEC consume el 33% de la energía total, así un diseño optimizado de la radio equivale a una reducción del 28% en el consumo de energía en la comunicación inalámbrica frente a una solución comercial. Para el caso de las señales EMG, el primer nodo muestra un consumo de energía debido a la comunicación inalámbrica del 63% frente a un 21% del segundo nodo.

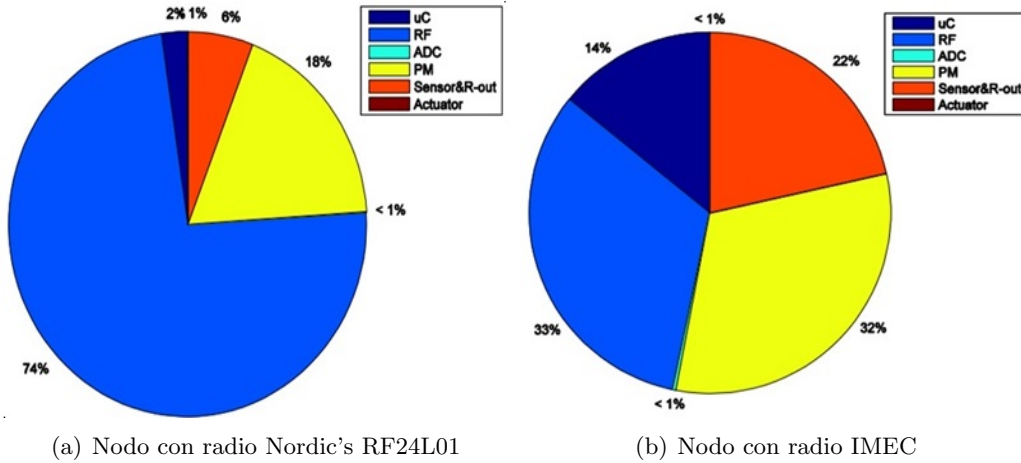


Figura 1.1: Consumo de potencia de un nodo sensor para señales ECG [15]

A partir de estas revisiones es posible concluir que la tecnología de radio es aún objeto actual de investigación y que es necesario realizar esfuerzos tanto a nivel de hardware como de software con el fin de optimizar su uso en función de extender el tiempo de vida del nodo. Es importante también anotar que en relación a la caracterización del consumo de energía de los nodos, la literatura no reporta que dichas caracterizaciones hayan considerado en sus procedimientos de medidas casos de personas desarrollando actividades cotidianas. El cuerpo humano no es un medio ideal para la transmisión de señales de radiofrecuencia, los errores debidos a sombras, interferencia de trayectos múltiples y atenuación son particularmente problemáticos en las redes de área corporal. Estos trabajos carecen de un estudio detallado de los efectos de la propagación en, y en las cercanías, del cuerpo humano sobre el consumo de la radio.

## 1.2 Escenarios de Comunicación

Un nodo en una red WBAN/WBSN puede ser clasificado en base a su funcionalidad, el papel que desempeña en la red y la forma en que se implementan en el cuerpo. De acuerdo a la funcionalidad, un nodo puede definirse como un dispositivo personal, un nodo sensor o un nodo actuador. De acuerdo a su papel en la red y a la topología definida (estrella, malla, árbol), un nodo puede ser un nodo coordinador, un nodo enrutador o un nodo final. En función de como se ubican en el cuerpo, un nodo puede ser implantado, superficial o externo [5].

Es así como la ubicación de los nodos determina las características específicas del medio de propagación y posibilita tres escenarios de comunicación: en el cuerpo (in-body), sobre cuerpo (on-body) y fuera del cuerpo (off-body) [16]. Para el primer escenario, la comunicación se da entre dispositivos que se encuentran dentro del cuerpo y en su proximidad,

podemos hablar de comunicaciones intracorporales (intra-body) donde el cuerpo humano actúa como el canal de comunicación para la propagación de ondas electromagnéticas las cuales deben atravesar músculo, piel y otros medios con condiciones especiales. En este tipo de comunicaciones, las pérdidas son principalmente debidas a la absorción de la energía en los tejidos que se disipa en forma de calor [17]. Las propiedades dieléctricas y la profundidad de penetración en el tejido están fuertemente correlacionadas con su contenido de agua, por lo tanto, dependiendo del tipo de tejido, si está compuesto principalmente de agua, tales como el cerebro, los músculos o la piel, las ondas electromagnéticas se atenúan considerablemente antes de llegar al receptor debido a su alta permitividad y absorción [18,19]. Es importante también tener en cuenta que los valores de conductividad y permitividad eléctrica de los tejidos varían para cada individuo debido a diferentes factores, tales como la edad y la anatomía [18,20] y, además, la profundidad de penetración disminuye a medida que aumenta la frecuencia. La banda de frecuencia entre 402-405 MHz y niveles de potencia menores a  $25\mu\text{W}$  están regulados por el Servicio Médico de Comunicación de Implantes (MICS) para las comunicaciones intracorporales. Una revisión más detallada de este tipo de comunicaciones esta fuera del alcance de esta tesis.

Para las redes corporales externas (off-body) la comunicación se da entre un dispositivo ubicado en la superficie del cuerpo y la estación base u otro dispositivo situado lejos del cuerpo; por lo tanto, la dirección de propagación señala lejos del cuerpo. Para este escenario, las prestaciones de las antenas pueden variar debido a la interacción con el cuerpo humano, pero en general no hay modificaciones en el modelo de campo lejano [21]. Este escenario no se discute en esta tesis.

Para las redes corporales no invasivas o superficiales (on-body), la comunicación se da sobre la superficie del cuerpo humano, ya sea sobre la piel o la ropa. De acuerdo con varios autores [9,22], a altas frecuencias como 2.45 GHz, la propagación de la señal tiene lugar alrededor de la superficie del cuerpo, como una combinación de línea de vista (Line-of-Sight (LOS)), multi-trayectoria y ondas superficiales. El cuerpo humano parece afectar de tal forma la propagación de las señales de radio que la cobertura de la red se reduce entre 1 y 2 metros [12] y de acuerdo a la localización, algunos nodos pueden tener poca o ninguna conexión con nodos de otras partes del cuerpo. Así por ejemplo, en [23] a partir de las pruebas experimentales usando nodos comerciales que operan bajo el estándar 802.15.4/Zigbee, los autores muestran que la tasa máxima de recepción de paquetes para un nodo ubicado en el pecho cuando los paquetes son enviados desde un nodo ubicado en el tobillo derecho es de 72 % para una persona de pie y de 76 % para una persona sentada. La situación empeora para el enlace tobillo-cintura cuando la persona está sentada, consiguiendo solo una tasa de recepción de paquetes del 33 %. Otro caso, es el presentado en [24], en el cual los autores concluyen que para una sensibilidad del receptor de -85dBm a potencia máxima, la probabilidad de cortes es más del 30 % y la tasa de error de paquete (Packet Error Rate (PER)) es de por lo menos 10 % para una topología de estrella en una persona que duerme.

Ante la evidencia de un significativo deterioro de la calidad de servicio de diferentes enlaces para una red corporal superficial en un sujeto en estado estacionario, el efecto del movimiento del cuerpo se presenta como un factor aún más crítico en la estabilidad de las conexiones de estas redes. Como consecuencia del cuerpo bloqueando la línea de visión entre los nodos, las sombras generadas por el propio cuerpo y los cambios de posturas durante movimientos instantáneos, la potencia de la señal puede experimentar una atenuación del orden de hasta 20dB [25]. Específicamente, los nodos situados en las extremidades como piernas y brazos presentan gran movimiento relativo mientras el sujeto camina, generando una gran variabilidad temporal en la conectividad cuando la extremidad se mueve entre la

antena de los nodos sensores [26, 27]. Una revisión más detallada de la literatura muestra por ejemplo, que cuando el sujeto está caminando, el enlace cintura-espalda presenta baja calidad con valores de PER=78 % y con una probabilidad de interrupción del 22 % [28]. En [29, 30] los autores indican que para una posición específica del nodo, los cambios en las posiciones relativas de los miembros se manifiestan como fluctuaciones periódicas en el indicador de intensidad de señal recibida (Received Signal Strength Indicator (RSSI)) y que valores absolutos de RSSI a menudo están cerca del umbral de sensibilidad de la radio, donde incluso un pequeño cambio puede resultar en una diferencia sustancial en el rendimiento de entrega de paquetes.

En conclusión la calidad de los enlaces en una red corporal superficial son altamente dependientes de la postura, el movimiento, las características físicas del cuerpo humano y el medio ambiente local. Generalmente, los nodos sensores que conforman una red corporal superficial no suelen tener esquemas de corrección de errores debido a las limitaciones en capacidad y suministro de energía, por lo que las estrategias usadas tradicionalmente son la retransmisión de paquetes o el uso de la máxima potencia de transmisión, lo que implica un mayor consumo total de energía. La eficiencia energética en el entorno WBAN/WBSN es un requisito clave. Como se comentó previamente, la comunicación inalámbrica es probablemente la tarea que presenta mayor consumo de energía. Dada la naturaleza dinámica y compleja de los canales en el cuerpo, el reto es mantener una buena calidad del enlace entre los nodos sensores mientras se extiende la vida de los nodos de la red. El uso de una potencia de transmisión fija puede ser inadecuada ya que la transmisión de datos a niveles de alta potencia garantiza una comunicación confiable, pero puede dar lugar a un gasto de energía innecesario; por otro lado, la transmisión a niveles de potencia bajos proporciona ahorro de energía, pero a costa de reducir la fiabilidad e incrementar las retransmisiones, por lo tanto tiene que existir un equilibrio entre el consumo de energía y la fiabilidad del enlace.

El estudio de políticas de transmisión de datos ha cobrado importancia como estrategia complementaria de ahorro de energía, la idea principal con las técnicas de Control de la Potencia de Transmisión (Transmission Power Control (TPC)) es seleccionar el nivel de potencia de transmisión mínima suficiente para lograr un buen rendimiento dentro de un sistema de comunicación. El uso de estas técnicas, además de reducir el consumo asociado a la transmisión, también permite reducir los problemas de interferencia. Se han propuesto diferentes esquemas TPC para diferentes redes de comunicación incluyendo las redes corporales. El tipo de esquema TPC más utilizado es el esquema basado en métricas de calidad del enlace tales como el indicador de intensidad de señal recibida (RSSI) [31, 32], el indicador de la calidad del enlace (Link Quality Indicator (LQI)), la tasa de paquetes recibidos (Packet Received Rate (PRR)), entre otros. Otras propuestas menos convencionales han abordado el problema del control de potencia usando teoría de juegos [33] o mediante el uso de controladores de lógica difusa [34].

### 1.3 Objetivos

Aunque hay algunos progresos en el modelo del canal corporal, debido a su complejidad el modelo del canal es un problema abierto. Nuestro objetivo general es llevar a cabo una caracterización experimental precisa del canal corporal para establecer los factores que alteran la integridad de la señal y desarrollar mecanismos de contención que ahorren energía en la transmisión inalámbrica mientras se mantiene la calidad de servicio.

En esta tesis se abordan los siguientes objetivos:

1. Caracterizar de forma precisa los mecanismos que interfieren en la calidad de la señal transmitida en redes inalámbricas.
2. Determinar los mecanismos para reducir los efectos negativos de canales no ideales en la transmisión de datos.
3. Definir y premeditar un conjunto de políticas reactivas y predictivas para la optimización energética con sostenimiento de la calidad de transmisión.
4. Desarrollar un modelo de canal que integre las anteriores conclusiones y permita determinar a priori las necesidades de la potencia de señal transmitida.

## 1.4 Contribuciones

Como resultado se obtienen las siguientes contribuciones y publicaciones científicas:

Se ha realizado una caracterización completa en diferentes escenarios de comunicación de la métrica RSSI: cerca de tejido biológico y sobre el cuerpo humano. Se identificaron los efectos de las propiedades dieléctricas de diferentes tipos de tejidos cuando interrumpen la visibilidad de las antenas. En forma general fue posible concluir que dependiendo del tejido y de su espesor, la potencia de la señal puede caer entre 20 dBm a 30 dBm para los casos sin línea de vista, en comparación con el espacio libre. Posteriormente, a partir de la identificación de los efectos de la posición y el movimiento del cuerpo humano en un ambiente interior controlado, fue posible hallar el valor práctico del nivel de sensibilidad para cada chip radio (-85 dBm y de -90 dBm para el nodo Shimmer y el Samsi, respectivamente) y determinar las posturas corporales más críticas respecto a PER.

- *Vallejo, M.; Recas, J.; del Valle, P.G.; Ayala, J.L. Accurate Human Tissue Characterization for Energy-Efficient Wireless On-Body Communications. Sensors 2013, 13, 7546-7569.*

Se ha propuesto un algoritmo reactivo para aliviar los efectos del movimiento y las características corporales, y ajustar la potencia transmitida para reducir el consumo de potencia del nodo. El algoritmo reactivo requiere que cada sujeto sea completamente caracterizado con respecto a las métricas de RSSI y PER en todos los escenarios y para todos los niveles de potencia de transmisión de la radio. Una vez que el enlace de comunicación se caracteriza correctamente, el cálculo del nivel de potencia de transmisión óptima se realiza fuera de línea, y el resultado es una tabla con los niveles de potencia. El control de potencia de transmisión se realiza en línea mediante detección por acelerometría.

- *Vallejo, Mónica; Recas, Joaquín; Ayala, José L. Channel analysis and dynamic adaptation for energy-efficient WBSNs. In Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence. Springer Berlin Heidelberg. 2012, pp. 42-49.*

Se ha propuesto un algoritmo proactivo para aliviar los efectos del movimiento y las características corporales, y ajustar la potencia transmitida para reducir el consumo de potencia del nodo. El esquema proactivo consta de dos bloques: 1) un modelo basado en sistemas adaptables de inferencia neuro-difusa (Adaptive Neuro Fuzzy Inference System

(ANFIS))), el cual ha sido llamado Estimador de Calidad del Enlace basado en ANFIS (Link Quality Estimator model based on ANFIS (A-LQE)), mediante el cual se predicen las variaciones de la métrica RSSI sobre enlaces corporales, en función de parámetros relacionados con las características del cuerpo humano; y un bloque de control de potencia de transmisión (TPC), que ajusta la potencia de transmisión al valor mínimo encontrado experimentalmente para asegurar que el valor RSSI no cae por debajo de un umbral. A partir del valor RSSI predicho por el modelo A-LQE, el bloque de TPC da como resultado un nivel de potencia ajustado. Este valor de potencia corresponde a un valor fijo que se asigna de acuerdo al tipo de política elegida, conservadora o agresiva. Este algoritmo ha permitido obtener un ahorro promedio de energía de 26 % en comparación con el modo de máxima potencia de transmisión.

- *Vallejo, M.; Recas, J.; Ayala, J.L. A Link Quality Estimator for Power-Efficient Communication over On-Body Channels. In Proceedings of the 12th IEEE International Conference on Embedded and Ubiquitous Computing, Milan, Italy, 26-28 August 2014; pp. 250-257.*
- *El artículo “Link Quality Estimator for Power-Efficient Communication over On-Body Channel” obtuvo el reconocimiento “Best Paper Award” otorgado por IEEE International Conference on Embedded and Ubiquitous Computing el mes de agosto de 2014 en Milán.*

Se ha realizado una extensa validación de las políticas de control de potencia de transmisión propuestas mediante el uso del entorno de simulación Castalia. El simulador fue alimentado con los valores de pérdida de trayectoria calculados a partir de las medidas de RSSI obtenidos con los nodos sensores en los escenarios experimentales. La base de datos experimental incluye una muestra humana con diversas características corporales. Una red de sensores de tres nodos en topología de estrella se ha definido como escenario de simulación básica en el archivo de configuración, omnetpp.ini. Cada simulación dura 52 segundos, y los resultados se obtienen a partir de una media de 10 resultados de simulación. Los resultados obtenidos muestran que ambos algoritmos funcionan satisfactoriamente, proporcionando un ahorro global de energía de 24 % y 22 % para el caso de estudio considerado, en comparación con el modo de máxima potencia de transmisión.

- *Vallejo, Mónica; Recas, Joaquín; Ayala, José L. 2015. Proactive and Reactive Transmission Power Control for Energy-Efficient On-Body Communications. Sensors 15, no. 3: 5914-5934.*

## 1.5 Estructura del Trabajo

La tesis incluye seis capítulos organizados de la siguiente forma:

Capítulo 2. Antecedentes: Proporciona información general acerca del estándar IEEE 802.15.4. Asimismo, se revisan algunos de los trabajos relacionados con el modelamiento de canales de comunicación inalámbricos corporales a 2.45 GHz, se revisan los enfoques utilizados para caracterizar esos canales, las métricas usadas para medir sus prestaciones

y finalmente, se revisan algunas estrategias orientadas a reducir el consumo de energía de la radio.

Capítulo 3. Estudio Experimental en Canales BSNs: Describe la metodología y los escenarios experimentales usados para caracterizar los efectos de los tejidos biológicos, la posición y el movimiento del cuerpo humano en las métricas de calidad de los enlaces inalámbricos sobre el cuerpo a 2.45 GHz. Igualmente, se discuten los diferentes resultados y se analizan los requisitos de potencia de transmisión en estos escenarios necesarios para garantizar la fiabilidad de la comunicación.

Capítulo 4. Modelo de Estimador de Calidad: Describe y discute el modelo de canal propuesto para predecir las variaciones de la calidad del enlace sobre el cuerpo, por medio del RSSI. El modelo se basa en el sistema adaptativo de inferencia neurodifuso y combina los parámetros relacionados con la ubicación del nodo sensor, los niveles de potencia de transmisión disponibles en la radio, así como el movimiento, la forma y la composición del cuerpo humano. El modelo se ha construido y entrenado fuera de línea con los valores obtenidos a partir de una amplia campaña experimental con sujetos humanos.

Capítulo 5. Control de Potencia de Transmisión: Propone dos enfoques para el control de la potencia de transmisión. Ambas políticas buscan sintonizar la potencia de transmisión de acuerdo con el estado actual de la conexión que es cambiante por el movimiento del cuerpo, de una manera que asegura un equilibrio entre el consumo de energía y la pérdida de paquetes en los enlaces. Se describe un algoritmo reactivo ajustado de forma individual para cada persona y un algoritmo basado en la predicción del valor de RSSI obtenido a partir del modelo de canal descrito previamente. Adicionalmente se presenta la validación de dichas políticas mediante el entorno de simulación Castalia.

Capítulo 6. Conclusiones y Trabajos Futuros: Presenta las principales conclusiones obtenidas en este trabajo de investigación y se proponen líneas de trabajo futuro.

## Capítulo 2

# Antecedentes

El rendimiento de un sistema de comunicación viene determinado por el transceptor y el canal a través del cual se propaga la señal. En canales inalámbricos, el estado del canal puede cambiar en un intervalo de tiempo muy corto debido a su sensibilidad a factores como el modelo y dirección de la antena, la distancia, las perturbaciones externas y la presencia de obstáculos para la señal. Los mecanismos de propagación de las ondas electromagnéticas pueden ser atribuidos generalmente a los fenómenos de reflexión, difracción y dispersión, los que a su vez depende de los diferentes entornos de propagación (urbano, suburbano, interior, bajo el agua, en el cuerpo humano, etc).

Es claro entonces que el entorno de propagación o canal pone limitaciones fundamentales en el rendimiento de los sistemas de comunicación inalámbrica, por lo cual una de las tareas más importantes en esta área es construir un modelo del canal que capture y describa lo más cercanamente posible a la realidad la forma en que ese entorno afecta y distorsiona las señales inalámbricas. El disponer de un modelo de canal permite estimar la energía mínima necesaria para transmitir con éxito paquetes a través de la red y adicionalmente, diseñar, evaluar y predecir qué métodos pueden contribuir a mitigar las deficiencias asociadas a un determinado canal con el fin de maximizar el rendimiento bajo las restricciones existentes. Sin embargo, el modelado del canal inalámbrico es uno de los procesos más difíciles en el diseño de un sistema de comunicación ya que los entornos reales son demasiado complejos para modelar la propagación de las señales con precisión.

En WBAN/WBSN, el cuerpo actúa como un canal de comunicación para la propagación de ondas electromagnéticas, por lo que el comportamiento de este tipo de canal representa un conjunto único de desafíos para la transferencia fiable de datos, ya que la calidad de los enlaces en una red corporal superficial son altamente dependientes de la postura, el movimiento, las características físicas del cuerpo humano y el medio ambiente local [35]. Un diseño fiable y óptimo de una red BAN/BSN se basa en una buena comprensión de la propagación de las ondas en torno el cuerpo humano y aunque hay algunos progresos en el modelo del canal corporal, debido a su complejidad sigue siendo un problema abierto. En la literatura no se observa un consenso establecido respecto al modelo del canal sobre el cual operan estas redes ni tampoco respecto a la caracterización de las pérdidas de propagación alrededor del cuerpo humano, debido a que el cuerpo humano es una estructura bastante compleja que presenta grandes diferencias anatómicas y diferentes propiedades eléctricas de los tejidos que varían con la edad y la frecuencia de la señal [22].

En este capítulo se revisan y resumen algunos de los trabajos relacionados con el modelamiento de canales de comunicación inalámbricos corporales a 2.45 GHz, se revisan los enfoques utilizados para caracterizar esos canales, las métricas usadas para medir su

desempeño y los diferentes mecanismos que contribuyan a mantener una alta fiabilidad de la comunicación.

## 2.1 Estándar IEEE 802.15.4/Zigbee

El estándar IEEE 802.15.4, define los dos niveles más bajos de una pila de protocolos, concretamente el nivel físico y el nivel MAC, mientras ZigBee especifica los niveles de Red (NWK) y aplicación (APL). La capa física (Physical Layer (PHY)) es responsable de seleccionar la frecuencia del canal, activar el radio para la recepción y el envío de paquetes y de garantizar que el canal no esté siendo utilizado por cualquier otro dispositivo en otra red; el estándar integra tres bandas de frecuencia, un canal en la banda de 868 MHz con una velocidad de datos de 20 kbps, 10 canales en la banda de 915 MHz cada una con tasa de 40 kbps y 16 canales en la banda ISM de 2,4 GHz cada una cada una con tasa de datos de 250 kbps. La capa de control de acceso al medio (Medium Access Control (MAC)), describe la transmisión de tramas MAC a través de la capa física y provee la interfaz para gestionar el acceso al medio físico mediante el protocolo Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance (CSMA/CA). La capa de red permite el correcto uso de la capa MAC que incluye: la creación de redes, la configuración de nuevos dispositivos y su asignación de direcciones de red, el enrutamiento de tramas y ofrece una interfaz apropiada para la capa de aplicación. La capa de aplicación, corresponde al nivel más alto en la especificación, y sirve de interfaz con el usuario final.

En una red IEEE802.15.4 se definen dos tipos de dispositivos: 1) dispositivos de funcionalidad completa (Full-Function Devices (FFD)), capaces de desempeñar todas las tareas descritas en el estándar y de aceptar cualquier función en la red, incluyendo enrutamiento y tareas de coordinación; y 2) dispositivos de funcionalidad reducida (Reduced-Function Devices (RFD)), con capacidades limitadas. Típicamente, la red puede ser una de las dos topologías especificadas en IEEE 802.15.4, estrella o peer-to-peer [6]. En la topología estrella, cada dispositivo en la red puede comunicarse solamente con el coordinador PAN. En una topología peer-to-peer, cada dispositivo puede comunicarse directamente con cualquier otro dispositivo si estos son colocados lo suficientemente cerca para establecer un enlace exitoso de comunicación. Ambas topologías debe incluir un coordinador, que proporciona una sincronización global a la red y gestiona sus elementos.

### 2.1.1 Capa Física

Para minimizar las interferencias, aumentar la robustez y ampliar la banda de frecuencia en la transmisión de datos, el estándar, define la utilización de la técnica de codificación de secuencia directa de espectro ensanchado (Direct Sequence Spread Spectrume (DSSS)), que consiste en que los símbolos en el transmisor se sustituyen por secuencias PN antes de que ocurra la modulación. De acuerdo a la revisión del 2006 del estándar IEEE 802.15.4 hay tres tipos de modulación [6]: por desplazamiento de fase binaria (Binary Phase Shift Keying (BPSK)), por desplazamiento de amplitud (Amplitude Shift Keying (ASK)) y por desplazamiento de fase en cuadratura (Offset Quadrature Phase Shift Keying (OQPSK)) (ver Tabla 2.1). Para BPSK y OQPSK, la información se encuentra en la fase de la señal y en ASK, en la amplitud. Para cualquier esquema de modulación, el impacto en el consumo de energía se puede conocer a partir de la eficiencia de ancho de banda, la relación señal a ruido (SNR), la relación de la energía por bit a la densidad espectral de potencia de ruido ( $E_b/N_0$ ) y la tasa de error de bit (Bit Error Ratio (BER)). Así, por ejemplo, para alcanzar

0.001 % BER, un demodulador BPSK requiere aproximadamente 4 dB (es decir, aprox 2,5 veces) menos energía por bit que un demodulador por desplazamiento de frecuencia binaria (BFSK) [36].

Capa Física	Banda de Frecuencia	Tasa de Transferencia	Modulación
868/915 MHz	868 - 868.6 MHz	20 Kbps	BPSK
	902 - 928 MHz	40 Kbps	BPSK
868/915 MHz opcional	868 - 868.6 MHz	250 Kbps	ASK
	902 - 928 MHz	250 Kbps	ASK
868/915 MHz opcional	868 - 868.6 MHz	100 Kbps	O-QPSK
	902 - 928 MHz	250 Kbps	O-QPSK
2450 MHz	2.4 - 2.4835 GHz	250 Kbps	O-QPSK

Tabla 2.1: Capa física IEEE 802.15.4 - 2006 [6]

### 2.1.2 Capa de Acceso al Medio (MAC)

El protocolo MAC en una red IEEE 802.15.4 soporta dos modos de operación: ranurado (*beaconed mode*) o no-ranurado (*nonbeaconed mode*). En modo ranurado, el coordinador de la red organiza el acceso al canal y la transmisión de datos especificando un supertrama; el coordinador inicia cada supertrama transmitiendo la trama de señalización (*beacon packet*), el cual es un mensaje con un formato específico que se repite en forma periódica para sincronizar los relojes de los nodos conectados a la red. En el modo no ranurado, el coordinador no transmite tramas de señalización, tampoco se usan supertramas y el acceso al canal se realiza empleando el protocolo CSMA/CA; en CSMA/CA no-ranurado cada vez que un dispositivo quiere transmitir, primero éste debe esperar un tiempo aleatorio antes de desempeñar la evaluación de canal libre Clear Channel Assessment (CCA) para asegurar que el canal no es usado por cualquier otro dispositivo; después de realizar esta verificación, si el canal se detecta libre entonces el dispositivo comienza a transmitir su información, si el canal se encuentra ocupado, el nodo debe esperar otro período aleatorio antes de intentar acceder al canal nuevamente.

#### Estructura de la Supertrama

Como se muestra en la Figura 2.1, para la supertrama se distinguen los siguientes campos: 1) beacon, que se transmite en el primer intervalo de tiempo de cada supertrama; 2) período activo dividido en 16 intervalos de tiempos de igual duración y formado por un período de acceso por contención (Contention Free Period (CAP)), en el cual los dispositivos que quieran comunicarse compiten por el medio usando el mecanismo CSMA/CA y un período opcional libre de contención (Contention Access Period (CFP)) formado por hasta siete intervalos de tiempo garantizado (Guaranteed Time Slots (GTS)) usados para aquellos dispositivos que tengan prioridad y requieran anchos de banda específicos para evitar colisiones y tiempos de *backoff*; y 3) un período inactivo, en la cual el nodo puede entrar en un modo de bajo consumo de energía.

La estructura de una supertrama está definida por dos parámetros (ver Figura 2.1): *macBeaconOrder* (BO), el cual define la duración del intervalo entre beacons que se denomina BI (*Beacon Interval*) y que depende de la banda de frecuencia (ver ecuación 2.1); y *macSuperframeOrder* (SO) el cual define la duración del periodo activo de la supertrama (SD (*Superframe Duration*)), la cual incluye a la trama beacon inicial (ver ecuación 2.2).

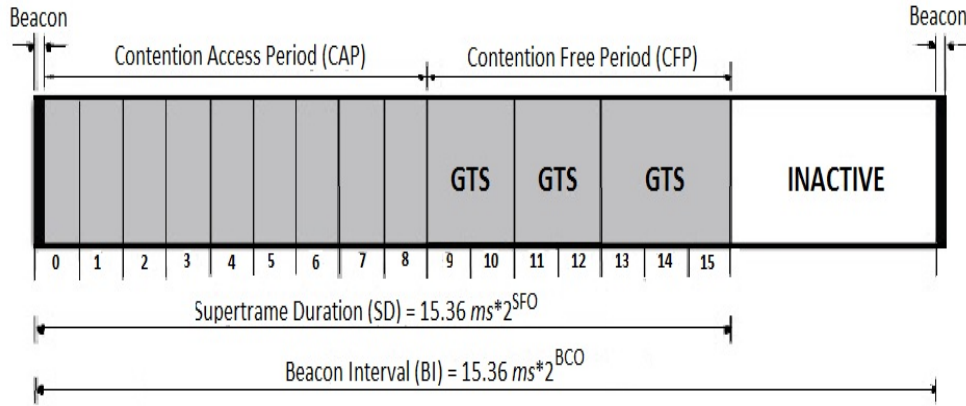


Figura 2.1: Estructura de la supertrama IEEE 802.15.4 [6]

$$BI = aBaseSuperframeDuration * 2^{BO} \quad (2.1)$$

$$SD = aBaseSuperframeDuration * 2^{SO} \quad (2.2)$$

Donde  $aBaseSuperframeDuration = 960\text{símbolos} = 15,36\text{ms}$ . Estos valores los determinan el coordinador y están limitados al rango  $0 \leq SO \leq BO \leq 14$ .

### Estructura de las tramas

La capa MAC del estándar IEEE 802.15.4 genera un paquete que recibe el nombre de Unidad de Datos del Protocolo MAC ( MAC Protocol Data Unit (MPDU)) cuya longitud máxima es de 127 bytes, y esta formado por los siguientes campos:

- Cabecera (*Mac Header (MHR)*): se compone de un campo de control, número de secuencia, información de dirección destino y fuente e información relativa a la seguridad utilizada.
- Carga útil (*MAC Service Data Unit (MSDU)*): este campo varía para cada uno de los cuatro tipos de tramas. Las tramas de ACK no contienen este campo.
- Secuencia de Control (*MAC Footer (MFR)*): secuencia de 16 bits conocida como FCS (*Frame Check Sequence*) que no es más que un código de redundancia cíclico (CDC).

Los tipos de tramas, como se muestra en la Figura 2.2, son: 1) la trama ACK, la cual se usa para confirmar la recepción completa de una trama previamente enviada, solo contiene los campos de control de trama, el campo de número de secuencia y el campo de FCS; 2) la trama de comandos, permite el control o configuración de un dispositivo a distancia, contiene dos campos, el identificador de la trama de comandos y la carga útil que contiene el comando en si; 3) la trama de datos, la cual se usa para transferir los datos que provienen de las capas superiores; y 4) la trama beacon, la cual se usa por el coordinador para sincronizar los nodos de la red, además de informar la existencia de datos a transmitir, la carga útil de esta trama contiene siete campos, tal y como se muestra en la Figura 2.2.

Control de trama	Número de secuencia de datos										FCS	ACK
Control de trama	Número de secuencia de datos	Información de direcciones	Encabezado auxiliar de seguridad	Carga útil del comando							FCS	COMANDOS
Control de trama	Número de secuencia de datos	Información de direcciones	Encabezado auxiliar de seguridad	Carga útil del beacon							FCS	BEACON
Control de trama	Número de secuencia de datos	Información de direcciones	Encabezado auxiliar de seguridad	Especificación de la supertrama	Especificación GTS	Direcciones GTS	Lista GTS	Especificación de dirección pendiente	Lista de direcciones	Carga útil beacon	FCS	DATOS
MHR			MSDU								MFR	

Figura 2.2: Tramas del estándar IEEE 802.15.4.

## 2.2 Redes de Sensores Inalámbricas Corporales

En un escenario WBAN/WBSN, el cuerpo humano juega un papel muy importante en el desempeño de la comunicación, el enlace sobre el cuerpo puede ser altamente dinámico debido a que el cuerpo humano: (i) introduce variaciones temporales en la calidad del enlace inalámbrico, debido a que los movimientos del cuerpo y posturas pueden cambiar la dirección de las antenas, causando desafinación y distorsión en el patrón de radiación [37]; (ii) también puede obstaculizar la propagación de la señal, generando situaciones sin línea de vista (No-Line-of-Sight (NLOS)) de forma intermitente [38]; (iii) introduce atenuación debido a la absorción de la señal por los tejidos, lo que se traduce en disipación de calor [17,39]; (iv) causa la fluctuación de la pérdida de trayectoria que puede llegar hasta 30 dB en promedio [35].

A través de un modelo de canal es posible describir con precisión el canal de propagación lo que resulta esencial para la planificación del sistema, decidir sobre las técnicas de control de errores, maximizar la fiabilidad y aplicar técnicas para optimizar el uso de los recursos disponibles. El modelado del canal se puede realizar de diferentes maneras, con diferente nivel de complejidad para diferentes enfoques. En este contexto, el modelado del canal siempre implica un compromiso, se busca encontrar un modelo que combine precisión con simplicidad.

### 2.2.1 Aproximaciones al Modelamiento

Desde el punto de vista de la relación precisión/complejidad, en la literatura se distinguen dos aproximaciones para abordar el problema del modelado de canal: modelos determinísticos y modelos empíricos. Los métodos determinísticos están basados en métodos numéricos, lo que conlleva una excesiva carga computacional para el modelado de entornos complejos. Los modelos empíricos son muy simples, ya que consisten en ecuaciones derivadas de mediciones exhaustivas, sin embargo su precisión es dependiente del entorno. A continuación cada modelo es descrito en mayor detalle.

### 2.2.1.1 Modelo Determinístico vs Modelo Empírico

Los modelos determinísticos consisten en analizar la propagación de las señales sobre un modelo del cuerpo humano a través de la resolución de las ecuaciones de Maxwell bajo condiciones de contorno determinadas por un entorno específico. Estos modelos requieren disponer de información sobre la ubicación, forma y propiedades electromagnéticas de cada objeto en el entorno de propagación. Una solución analítica se obtienen aplicando técnicas de análisis numéricos tales como el método de dominio de tiempo de diferencias finitas (Finite Difference Time Domain (FDTD)) o el método de elementos finitos (Finite Element Method (FEM)).

Generalmente los modelos del cuerpo humano (*Computational Human Phantoms*) pueden ser matemáticos, tomográficos o híbridos. En los modelos matemáticos, el cuerpo humano corresponde a objetos matemáticos continuos, los cuales se definen como una combinación de ecuaciones de superficie, en las que se acude a formas geométricas comunes, como lo son las esferas, los cilindros, elipsoides, bloques, conos, toroides y los cortes de tales objetos, para aproximar la geometría irregular del cuerpo y sus estructuras internas [40]. Los modelos tomográficos están definidos por unidades digitales de volumen (*Voxels*) estructurados a partir de datos de alta resolución de imágenes, en conclusión este *phantom* contiene un gran número de *voxels* conectados entre sí para describir individualmente estructuras y órganos [40]. El modelo híbrido surge de la incorporación de las ventajas y técnicas de los *phantoms* matemáticos y tomográficos. La aproximación numérica tiene como ventajas que: 1) permite simular diversas posturas corporales; 2) permite utilizar una media estadística de los modelos del cuerpo humano; 3) permite trabajar con diferentes rangos de frecuencia y conseguir una alta resolución de tiempo para múltiples caminos; 4) permite eliminar la influencia de la estructura de las antenas en el modelado del canal mediante el empleo de una fuente puntual ideal [41].

Sin embargo este tipo de modelos conllevan un alto costo computacional debido a que las propiedades que definen la propagación EM alrededor del cuerpo humano son complejas. Los cálculos intensivos también hacen que sea difícil para variar parámetros y estos métodos por lo tanto no se pueden utilizar fácilmente para extensas simulaciones a nivel de sistemas de comunicaciones [42]. Adicionalmente, estos modelos no consideran los diferentes efectos del cuerpo humano tales como los generados por la respiración, la ropa, la temperatura corporal, y finalmente no resulta fácil incluir los efectos del medio ambiente circundante, por lo que no parece ofrecer un ambiente muy realista.

Desde la perspectiva experimental, el desarrollo de un modelo de canal de propagación requiere un gran número de datos estadísticos colectados por medio de campañas de medidas con el fin de producir un experimento generalizado. La caracterización del canal basado en la medición es un método ampliamente usado que puede proporcionar una mejor visión sobre el comportamiento del canal para un entorno específico ya que permiten integrar las características del entorno de forma global e implícita. En comparación con el modelo teórico, el modelo empírico utilizará una descripción muy simplificada del medio ambiente cuyas capacidades de exactitud y precisión dependerán de la similitud entre el entorno de estudio y el entorno donde se realizaron las medidas. El modelado basado en mediciones experimentales es el foco de esta tesis.

### 2.2.1.2 Equipos para Medidas del Canal Corporal

En algunas investigaciones de canales corporales se han utilizado técnicas de medición estándar basadas en analizadores de redes vectoriales (Vector Network Analyzer (VNA))

o en analizadores vectoriales de señales (Vector Signal Analyzer (VSA)) [41, 43, 44]. Un VNA permite medir los coeficientes de reflexión y transmisión de un sistema de dos puertos sobre diferentes anchos de banda; las medidas se realizan haciendo un barrido en frecuencia en la fuente y en el receptor de forma sincronizada. Como resultado de esta medida, se obtiene la información sobre el comportamiento en frecuencia mediante los parámetros de dispersión o parámetros S (*Scattering parameters*) que proporcionan una razón entre el voltaje de onda reflejada y el voltaje de onda incidente [45].

Un VNA requiere que las antenas de transmisión y recepción estén conectadas a través de cables y que el canal sea estático o cambie muy lentamente. El uso de cable coaxial puede introducir errores debido a la radiación no deseada procedente de las corrientes que fluyen en la superficie exterior del cable o de los movimientos de cable [44]. Aunque el uso de cables de fibra óptica ofrecen mejor comportamiento debido a su inmunidad a las interferencias electromagnéticas (Electromagnetic Interference (EMI)) y a las interferencias de radiofrecuencia (Radio Frequency Interference (RFI)), éstos pueden ser afectados por el movimiento que al provocar dobleces introducen cambios en los planos de polarización, así como fluctuaciones en la temperatura, y cambios en la sensibilidad del sensor de la fibra [46].

Esquemas de medición de canal que usan VNA sufren adicionalmente de otras limitaciones como [47]: (1) la tasa relativamente lenta a la que se recogen los barridos de frecuencia individuales; (2) el canal debe ser estático o, asegurar que los cambios en escalas de tiempo son mucho más largos que el tiempo de barrido en frecuencia; (3) el gran tamaño y el peso de los VNA los hace poco portables; (3) el ancho de banda máximo que se puede medir se determina por la velocidad máxima a la que los convertidores de analógico/digital pueden muestrear la señal recibida.

Por otra parte, en otras investigaciones, la medición ha sido abordada mediante la combinación de una fuente y un analizador de espectros [48, 49]; sin embargo, el uso de cables largos y la imposibilidad de realizar medidas no-estacionarias son grandes limitaciones a la hora de usar estos equipos. Finalmente, debido al avance en la tecnología y a la miniaturización de los dispositivos, actualmente un sistema para medición del canal corporal puede consistir en usar nodos sensores inalámbricos y un analizador de paquetes de RF o bien puede llevarse completo en el cuerpo usando sólo los nodos sensores inalámbricos [24, 32, 50, 51].

En conclusión, de acuerdo a [44] en las mediciones que se utilizan antenas independientes alimentadas por cable coaxial o fibra óptica, tal y como se usa en un VNA, se presentan mayores pérdidas debido a que el efecto dominante del cable prima sobre la proximidad física al cuerpo humano. Técnicas alternativas como el uso directo de nodos sensores inalámbricos con antenas iguales para medir la intensidad de la señal recibida (RSSI) como métrica para determinar las características de propagación de un canal, permiten mitigar este efecto cable y proporcionan una respuesta más realista. Los autores en [44] afirman que las mediciones obtenidas desde el VNA generalmente implican una pérdida de trayectoria alrededor de 3 dB y un exponente de pérdida de trayecto por un factor de 2 adicional al que se obtiene con los nodos sensor inalámbricos. Por lo tanto, el valor del método de sensores inalámbricos se puede ver en datos más realistas.

### 2.2.2 Modelamiento del Canal Corporal

Las propiedades que definen la propagación electromagnética alrededor del cuerpo humano son complejas debido a que el cuerpo humano es una estructura multicapa, no homogénea

y con amplia variación entre individuos, en consecuencia, generar un modelo que permita predecir el comportamiento de las ondas de radio en comparación con un sistema de espacio libre es una tarea difícil.

En la literatura, podemos encontrar varios estudios que analizan la interacción del cuerpo con las señales electromagnéticas. En esta sección se presenta información más detallada sobre las propiedades electromagnéticas de los tejidos humanos y cómo éstos influye en la propagación de las ondas de radio en redes WBAN/WBSN, adicionalmente se analizan algunos modelos de canal propuestos desde un enfoque empírico.

### **2.2.2.1 El Cuerpo Humano**

El cuerpo humano tiene una estructura compleja que consiste en diferentes capas compuestas por diferentes tejidos cada uno con su permitividad y conductividad. Aquellos tejidos compuestos principalmente de agua, como el cerebro, los músculos y la piel tienen mayor permitividad y mayor conductividad. Sin embargo, es necesario tener en cuenta que estos valores de conductividad y permitividad de los tejidos varían para cada individuo debido a factores como la edad y la anatomía [20, 52]. Adicionalmente, la composición corporal sufre variaciones debido a la edad y al género. Así, desde el inicio de la pubertad hasta la menopausia, las mujeres mantienen un porcentaje mayor de masa grasa que los hombres, a pesar de una menor ingesta de energía por kg de masa magra [53], la evidencia indica que los estrógenos contribuyen a las diferencias de género en la masa grasa, y los cambios gestacionales en la composición corporal [54]. Por otra parte, con la edad, aumenta la grasa corporal y la masa muscular disminuye debido a la pérdida de músculo esquelético; por lo tanto, la masa grasa media de un hombre de 20 años que pesa 80 kg es de 15% frente al 29% en un hombre de 75 años de edad, del mismo peso [55].

Las propiedades dieléctricas y conductoras de los tejidos son altamente dependientes de la frecuencia y la temperatura. En tejidos compuestos principalmente de agua las ondas EM son atenuadas considerablemente debido a que tienen mayor permitividad, mayor conductividad y por lo tanto presentan alta absorción y baja profundidad de penetración. Adicionalmente, la profundidad de penetración de una señal en un tejido biológico disminuye a medida que la frecuencia aumenta [52, 56, 57]. En la Tabla 2.2 se muestran las propiedades dieléctricas de algunos tejidos humanos a 402.5 Mhz y a 2.45 GHz [57, 58]. Una lista más detallada se puede encontrar en [59].

Como se observa en la Tabla 2.2, a 402.5 MHz, la profundidad de penetración es mayor y por tanto estas frecuencias se utilizan generalmente para las comunicaciones en dispositivos implantables. Para altas frecuencias como 2,45 GHz, la profundidad de penetración es de 113 y 21 mm para la grasa y el músculo, respectivamente [18], por lo tanto, en general, la penetración a estas frecuencias es pequeña, y la propagación tiene lugar alrededor de la superficie del cuerpo, como una combinación de línea de vista directa (LOS), multi-trayectoria y ondas de superficie [18–20, 60].

### **2.2.2.2 Influencia del Cuerpo en el Desempeño de Antenas**

Las antenas convencionales muestran un rendimiento excelente cuando se opera en el espacio libre. Sin embargo, cuando las antenas están en la vecindad del cuerpo, su comportamiento se ve muy afectado. La presencia del cuerpo conduce a cambios en el patrón de radiación de la antena, desplazamiento de la frecuencia de resonancia (normalmente mayor al 20%, dependiendo del tipo de antena), cambios en la impedancia de entrada, y reducción de la eficiencia de la antena [19, 61]. La forma del diagrama de radiación de-

<b>f = 402.5 MHz</b>	<b>Piel Seca</b>	<b>Piel Húmeda</b>	<b>Tejido Graso</b>	<b>Tejido Muscular</b>	<b>Estómago</b>	<b>Intestino Delgado</b>
<b>Conductividad ((<math>\sigma</math>) S/m )</b>	0.689130	0.669850	0.041159	0.796950	1.003800	1.903800
<b>Permitividad Relativa (<math>\epsilon</math>)</b>	46.7290	49.8580	5.5787	57.1080	67.4630	66.0720
<b>Pérdida Tangente(tang <math>\beta</math>)</b>	0.6586	0.60002	0.32949	0.62323	0.66449	1.28680
<b>Profundidad Penetración (d[mm])</b>	55.198	58.238	308.650	52.535	45.566	25.990
<b>f = 2.45 GHz</b>	<b>Piel Seca</b>	<b>Piel Húmeda</b>	<b>Tejido Graso</b>	<b>Tejido Muscular</b>	<b>Estómago</b>	<b>Intestino Delgado</b>
<b>Conductividad ((<math>\sigma</math>) S/m )</b>	1.4870	23.984	0.1067	1.77	2.228	3.2132
<b>Permitividad Relativa (<math>\epsilon</math>)</b>	37.984	20.369	5.2747	52.668	62.126	54.324
<b>Pérdida Tangente(tang <math>\beta</math>)</b>	0.28184	0.84665	0.14547	0.24205	0.26114	0.42529
<b>Profundidad Penetración (d[mm])</b>	22.198	1.007	11.455	21.886	18.707	12.438

Tabla 2.2: Propiedades eléctricas de los tejidos humanos a 402.5 MHz y 2.4GHz

pende fuertemente de la distancia entre la antena y el cuerpo, la cual dependiendo del escenario práctico y de la ubicación de las antenas, puede variar en el tiempo debido a los movimientos. Por lo tanto la antena debe ser aislada del cuerpo humano para tener una efectiva comunicación en el cuerpo sin interferir con las características inherentes de la antena [19].

Por otro lado el uso de antenas pequeñas, tales como las utilizadas en redes corporales, implican problemas en la eficiencia, en la detección de señales débiles y en el suministro de alimentación sin alterar sus propiedades de radiación. El tipo de antena sumado a la dispersión generada por el mismo cuerpo y el entorno circundante causan despolarización del canal; de igual manera, el cambio en la orientación de las antenas originado por los movimientos del cuerpo también es causante de dicho fenómeno, por tal motivo diversos análisis sugieren que los canales estáticos son menos propensos a experimentar despolarización que los canales dinámicos. En consecuencia, la despolarización es un factor importante que debe tenerse en cuenta al momento de describir el comportamiento del canal. La elección adecuada de la polarización de la antena puede mejorar el canal de comunicación, en la literatura se advierte que la antena de polarización vertical (normal a la superficie del cuerpo) proporciona una mejor ganancia y menor atenuación (1,35) para diferentes canales que una antena de polarización horizontal (paralela a la superficie del cuerpo) la cual tiene una atenuación mucho mayor de 2,2 [60,62–64]. La razón principal es que en el caso de la polarización vertical existe una ruta de propagación de la señal predominante sobre el cuerpo restando significancia al sombreado o a cualquier otra variación; mientras que para el caso de la polarización horizontal, la señal decae rápidamente en el cuerpo, y la dispersión juega un papel importante en la comunicación.

Finalmente es necesario tener en cuenta que, el uso de antenas en organismos y tejidos biológicos resulta en calentamiento térmico, ya que una parte de la potencia radiada en las ondas electromagnéticas transmitidas es absorbida por el cuerpo, por lo tanto, es importante entender los límites que el cuerpo humano puede soportar sin presentar daños frente a la exposición de estas señales. La herramienta que mide la velocidad a la que la energía es absorbida por los tejidos humanos se llama tasa de absorción específica (Specific

Absorption Rate (SAR)). Muchos organismos científicos reguladores han calculado el nivel de seguridad de la potencia absorbida por los tejidos. El pico espacial SAR regulado en Europa está limitado a 2 W/kg promediado sobre 10 gramos de tejido [65] y en EE.UU., es de 1,6 W/kg en promedio sobre 1 gramo de tejido [57]. Estas limitaciones al valor SAR, limitan la potencia máxima que puede ser aceptada para la antena.

### 2.2.2.3 Propagación en Canales Corporales a 2.4GHz

El mecanismo de propagación en un canal corporal depende del tamaño del cuerpo, la forma, la postura y el estado de polarización de la antena en cada extremo del canal. El desvanecimiento en un canal corporal es causado por el movimiento del cuerpo humano y el sombreado por la difracción de la señal alrededor de las partes del cuerpo. De acuerdo con varios autores [18, 19, 60], en canales corporales a altas frecuencias como a 2,45 GHz, la propagación de la señal tiene lugar alrededor de la superficie del cuerpo como una combinación de ondas de radio que llegan al receptor a través de la línea de visión directa (LOS), ondas de radio que llegan desde múltiples trayectorias (*multipath*) debidas a la reflexión, difracción y dispersión en la superficie del cuerpo o el entorno y a través de ondas de superficie sobre el cuerpo.

En redes WBAN/WBSN, se distinguen principalmente dos tipos de canales: 1) canales con línea de vista (LOS), como (cintura-pecho), para los cuales la dispersión causada por el cuerpo conduce a altos niveles de pérdida de propagación a cortas distancia; 2) canales sin línea de vista (NLOS), como (cintura-espalda), para los cuales debido a que los nodos están ensombrecidos por el cuerpo, como consecuencia de la forma o el movimiento, las señales deben propagarse por la superficie en forma longitudinal (*creeping waves*). Para escenarios dinámicos, como el de una persona caminando, los movimientos de brazos y piernas causan efectos de sombreado variables en el tiempo en la señal recibida, esto se explica por las transiciones entre condiciones LOS y NLOS debido a la obstrucciones periódicas de la trayectoria durante la marcha.

A partir de la comprensión de la propagación de las señales en el cuerpo se puede obtener un modelo de canal, sin embargo, tratar de obtener una descripción genérica del canal que abarque todas las diferentes partes del cuerpo y los modos de movimiento es muy compleja y poco práctica. Para el modelado de canales corporales deben especificarse en forma particular tanto los canales como los escenarios de propagación.

## 2.3 Métricas de Estimación de Calidad de un Enlace

La calidad del enlace inalámbrico se refiere al rendimiento de la comunicación entre un par de nodos. El rendimiento es el parámetro más importante para analizar en una red, se mide en bits por segundo (bps) y se define como la relación del número de paquetes enviados respecto al número de paquetes recibidos. Los estimadores de la calidad del enlace son métricas de medición de calidad usados para determinar que tan buenos son los enlaces de comunicación. Varias métricas de medida de calidad del enlace han sido reportadas en la literatura para redes inalámbricas; estos métodos se basan típicamente en la lectura de indicadores de hardware (métricas de la capa física) y/o en el recuento de paquetes (métricas de la capa de enlace) sobre una ventana de tiempo de ejecución [66]. Diferentes estrategias han sido propuestas sobre la base de una única métrica o la combinación de varias de ellas, las cuales en función de los parámetros y los tamaños de las ventanas de tiempo utilizadas, pueden implicar mejorar la precisión pero a costa de cálculos exhaustivos

y/o mayor consumo de energía o de recursos de memoria en los nodos de sensores.

### 2.3.1 Métricas de Medida de Capa Física

Los indicadores de calidad del enlace proporcionados desde la capa física se obtienen directamente desde el módulo de radio, es decir por hardware. Estos indicadores pueden reflejar la calidad del enlace para cada paquete, reaccionar rápidamente con el cambio de enlace y no incurrir en sobrecarga de cálculos. Sin embargo la estimación de la capa física puede ser inexacta e inestable ya que los parámetros se miden sobre la base de sólo ocho símbolos de un paquete recibido (no el paquete completo) y sólo se mide para los paquetes recibidos correctamente. Las métricas proporcionadas en esta capa son: el Indicador de Calidad del Enlace LQI, el Indicador de Intensidad de Señal Recibida RSSI, y la Relación Señal a Ruido (SNR) [66,67]. A continuación se explica en detalle cada uno de los indicadores:

- **Indicador de Intensidad de Señal Recibida (RSSI):** Este indicador mide la potencia de la señal recibida. La capacidad del receptor para recoger la más débil de las señales se conoce como la sensibilidad del receptor. Cuanto mayor es la sensibilidad del receptor, mejor es la calidad del enlace. Por ejemplo, para el radio CC2420 compatible con el estándar IEEE 802.15.4, la adquisición de RSSI se realiza como el promedio de los primeros ocho períodos de símbolos tras el inicio de delimitador de la trama (SFD) del paquete recibido [68].
- **Indicador de Calidad del Enlace (LQI):** Mide la tasa de error de chip como el promedio de las muestras computadas durante los primeros ocho símbolos que siguen al inicio del delimitador de trama (SFD) del paquete recibido. El rango de valores de correlación de LQI es entre 50 y 110, donde 50 indica el valor mínimo y 110 representa el máximo [69].
- **Relación Señal a Ruido (SNR):** Cuantifica la cantidad en que una señal ha sido deteriorada por el ruido. SNR es expresada en decibelios (dB) y puede ser medida con ayuda de RSSI.

Estas métricas de calidad del enlace han sido analizadas y evaluadas por diferentes investigadores en diferentes escenarios y para diferentes tecnologías de radio [30, 69–71]. La literatura refleja posiciones encontradas respecto a cuál de los indicadores de calidad del enlace proporcionados desde la capa física es más apropiado usar. Algunos coinciden en afirmar que para nuevos radios, RSSI es un estimador confiable de la calidad del enlace en el caso de transmisiones en ráfagas cortas con valores de RSSI por encima del umbral de sensibilidad, (aproximadamente -87 dBm para el radio CC2420 [30]), sin embargo advierten que cuando RSSI tiene un valor cercano al umbral, hay una región gris donde la calidad del enlace varía radicalmente (la tasa de recepción del paquete varía desde 0% a 100%) [30, 69]. Otros autores afirman que LQI puede determinar si el enlace es de muy buena calidad o no, pero que sin embargo, no resulta ser un buen indicador de la calidad de los enlaces intermedios, debido a su alta varianza [30, 72, 73]. Otros autores usan ambas métricas, mientras que RSSI les permite establecer si el enlace es de alta calidad o no y de si está en la región gris o no, LQI les permite estimar en qué parte de la región gris está el enlace [70, 71]. En conclusión, la pregunta acerca de cuál es la métrica que mejor estima la calidad del enlace, es aún un asunto abierto.

### 2.3.2 Métricas de Medida de Capa de Enlace

Las métricas de medida en la capa de enlace se obtienen por software. Estas métricas permiten contar o aproximar la tasa de recepción ó el número promedio de paquetes transmitidos / re-transmitidos. La ventaja de la estimación de la capa de enlace es que se puede dar una estimación más precisa de un enlace, pero necesita un elevado número de paquetes de sondeo y reacciona lentamente con el cambio de enlace [67]. Algunas de las métricas más relevantes son [74–76]:

- **Tasa de Recepción de paquete (PRR):** puede ser calculado como la relación entre el número de paquetes recibidos con éxito y el número de paquetes transmitidos a través de una cierta duración. Mayor valor de PRR significa que más paquetes pueden ser recibidos y por lo tanto la calidad del enlace es mejor [74]. El número de paquetes perdidos se determina utilizando el número de secuencia de paquetes [67]. PRR es calculado en el receptor para cada ventana de  $w$  paquetes recibidos, como:

$$\text{PRR}(w) = \frac{\text{Número de paquetes recibidos}}{\text{Número de paquetes enviados}} \quad (2.3)$$

- **Número requerido de transmisiones de paquetes (Required Number of Packet Transmissions (RNP)):** calcula el número promedio de retransmisiones requeridas para enviar un paquete con éxito contando todas las transmisiones y retransmisiones para cada paquete transmitido. Este cálculo se hace desde el nodo coordinador.

$$\text{RPN}(w) = \frac{\text{Número de paquetes transmitidos y retransmitido}}{\text{Número de paquetes recibidos}} - 1 \quad (2.4)$$

- **Window Mean with Exponentially Weighted Moving Average (WMEWMA):** Aplica un filtro al valor de PRR para cada  $n$  paquetes recibidos con el fin de aumentar la estabilidad frente a las fluctuaciones instantáneas. Esto controla el efecto del valor computado anteriormente para el nuevo, cambiando el valor de la historia del factor de control  $\alpha$  [77].

$$\text{WMEWMA}_n = \frac{\alpha \text{WMEWMA}_{n-1} + (1 + \alpha) \text{PRR}_n}{\text{Número de paquetes recibidos satisfactoriamente}} \quad (2.5)$$

- **Recuento de Transmisión Esperada (ETX):** Esta métrica tiene en cuenta la asimetría del enlace mediante la estimación de la calidad del enlace ascendente desde el emisor al receptor, indicado como  $\text{PRR}_{\text{up}}$ , así como la calidad de enlace descendente desde el receptor al emisor, denotado como  $\text{PRR}_{\text{down}}$  [67]. Mediante la combinación de  $\text{PRR}_{\text{up}}$  y  $\text{PRR}_{\text{down}}$ , ETX proporciona una estimación de la calidad del enlace bidireccional, como se muestra en la ecuación 2.6 [78].

$$\text{ETX}(w) = \frac{1}{\text{PRR}_{\text{down}} \times \text{PRR}_{\text{up}}} \quad (2.6)$$

- **Cuatro Bits (Fourbit):** se calcula en el nodo coordinador basado en los paquetes enviados y recibidos. Sobre  $w_1$  paquetes recibidos, el nodo calcula la estimación WMEWMA y deriva una aproximación de RNP, denotado como  $\text{estETX}_{\text{down}}$ , como se muestra en la ecuación 2.7. Por otro lado, el remitente calcula RNP, denotado

como  $estETX_{up}$ , basado en  $\omega_2$  paquetes transmitidos/retransmitidos hacia el receptor.

$$estETX_{down}(\omega) = \frac{1}{WMEWMA} - 1 \quad (2.7)$$

Finalmente, *Fourbit* combina ambas métricas  $estETX_{up}$  y  $estETX_{down}$  través del filtro EWMA, con el fin de obtener una estimación de la relación bidireccional expresada por la ecuación 2.8. Donde  $estETX$  corresponde a  $estETX_{up}$  o  $estETX_{down}$ .

$$fourBit = \alpha fourBit + (1 - \alpha) estETX \quad (2.8)$$

- **Fuzzy Link Quality Estimator (FLQE):** Este estimador propuesto en [79], combina cuatro propiedades de calidad del enlace: entrega de paquetes (SPRR), nivel de asimetría (ASL), factor de estabilidad (SF), y calidad del canal cuantificado por SNR (ASNR). SPRR define la capacidad del enlace para entregar los datos con éxito, la ASL representa la diferencia en la conectividad entre el enlace ascendente y el enlace descendente, SF cuantifica el nivel de variabilidad en el enlace, y la ASNR refleja el grado de ruido en el canal de comunicación. Cada una de estas propiedades se define como una variable fuzzy.

Los estimadores de software están basados en calcular la relación de recepción o el número medio de transmisiones. Cada estimador calcula una métrica, con la excepción de cuatro bits que combina técnicas de estimación basadas en retransmisión de paquetes y en PRR por lo que exhibe un mejor rendimiento, el cual, sin embargo, depende en gran medida el ajuste de sus parámetros [67, 80]. PRR proporciona una estimación de grano grueso de la calidad del enlace y su eficiencia depende del ajuste del tamaño de la ventana de tiempo [73]. RNP es muy inestable y no permite estimar de forma fiable la entrega de paquetes del enlace, principalmente debido a la asimetría de enlace [67]. Sin embargo, ambos estimadores PRR y RNP son recomendables para aplicaciones con bajo nivel de complejidad y rendimiento moderado.

### 2.3.3 Discusión

En general, las métricas existentes en forma individual no son suficientes para una evaluación efectiva de la calidad del enlace, las métricas basadas en hardware son incapaces de proporcionar una estimación de grano fino y pueden producir una sobre-estimación de la calidad del enlace [81,82], las métricas basadas en software tienen sus limitaciones respecto a que la complejidad y el rendimiento depende en gran medida del ajuste de sus parámetros o del tamaño de la ventana de tiempo. En consecuencia, hay una creciente tendencia a combinar las métricas hardware/software con el propósito de mejorar la precisión de la estimación de la calidad del enlace. El análisis de rendimiento de la red, en términos de tasa de error de paquetes (PER), se basa en la medición de la variación del tiempo.

## 2.4 Gestión de la Energía en Redes Corporales

Una cuestión clave en WBNs es reducir el consumo de energía de los nodos sensores para extender la vida de la batería. En promedio, el procesamiento de datos consume menos energía que la transmisión de los datos de forma inalámbrica [83], cuyo consumo de energía es afectado por la velocidad y la cantidad de datos transmitida. En este contexto, el uso de

métodos de optimización de energía en múltiples capas de la pila de comunicación es hoy en día uno de los temas de investigación más importantes en este campo; y, específicamente, las estrategias de control de potencia de transmisión (TPC) están siendo ampliamente investigados, ya que garantizan un equilibrio óptimo entre el consumo de energía y los requisitos de fiabilidad.

### 2.4.1 Modelo de Consumo de Energía

El transceptor de un nodo en una red 802.15.4 puede modelarse como una máquina de estado finito (FSM) y su consumo de energía depende de los estados de operación y de las transiciones entre ellos. De acuerdo a [84] el radio CC2420 soporta los siguientes cuatro estados: (1) Apagado (Sleep): para el cual el oscilador de cristal está apagado y la radio es totalmente desactivada; (2) Idle: para el cual el oscilador de cristal está encendido y la radio está lista para recibir comandos y cambiar a estado de transmitir o recepción; (3) Transmitir: para el cual la radio está transmitiendo de forma activa; (4) Recibir: para el cual la radio está recibiendo activamente.

Mediciones detalladas del consumo de energía asociado a cada estado, y la energía de transición entre estados evaluada a partir de la multiplicación entre el tiempo de transición y la potencia consumida en el estado de llegada han sido reportadas en [84] y mostradas en la Figura 2.3 para una mejor comprensión. Desde la figura se observa que para reducir el consumo, el transceptor debe entrar en estado de apagado cuando no hay ninguna acción, sin embargo, dicha transición necesita un tiempo considerable para cambiar de un estado a otro ( $\sim 1\text{ms}$ ).

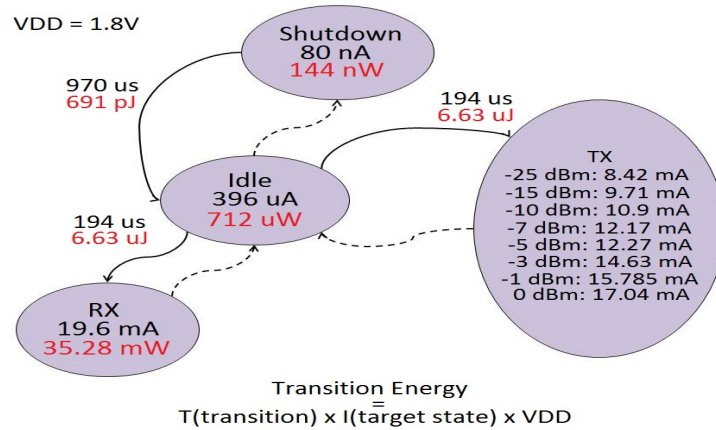


Figura 2.3: Estados de energía para el radio CC2420 [84]

Diversos autores [84–86] coinciden en proponer un modelo general para el consumo total de energía de una transceptor, formulado a partir de la simplificación de las características y bajo el supuesto de que el consumo de energía en un estado básico  $i$  depende del consumo de energía  $P_i$  de la circuitería electrónica y del tiempo  $T_i$  que pasa en ese estado.

$$E_{total} = E_{tx} + E_{rx} + E_{idel} + E_{sleep} \quad (2.9)$$

Otros autores [85,87–89] presentan un modelo mas completo al integrar en la ecuación el término asociado al consumo de energía debido a la transición entre estados.

$$E_{total} = E_{tx} + E_{rx} + E_{idel} + E_{sleep} + E_{trans} \quad (2.10)$$

La estimación de cada uno de los términos definidos en la ecuación 2.11 muestra ciertas particularidades asociadas al tipo de operación. Por ejemplo, el consumo de energía en los estados activos (transmisión y recepción) puede ser dividida en dos partes: energía radiada que se entrega a la antena, y energía disipada que es la energía consumida por los circuitos electrónicos. En [87], los autores proponen la ecuación 2.11 para modelar en conjunto el consumo de energía asociada a los estados activos; los términos de la ecuación corresponden a la energía consumida por la antena ( $P_{PA}$ ), el mezclador ( $P_{mix}$ ), el sintetizador de frecuencia ( $P_{FS}$ ), el amplificador de bajo ruido (PLNA) y los filtros ( $P_{filtro}$ ) y amplificadores de banda base ( $P_{BA}$ ), y los convertidores ( $P_{DAC}$ ,  $P_{ADC}$ ) respectivamente. El factor 2 que multiplica algunos términos proviene de considerar tanto el circuito transmisor como el receptor.

$$E_{activa} = (P_{PA} + 2P_{min} + 2P_{FS} + P_{LNA} + P_{filtro} + P_{BA} + P_{DAC} + P_{ADC})T_{ON} \quad (2.11)$$

Para los autores de [88], la energía consumida para la transmisión de paquetes durante cualquier período de tiempo, se expresa con el ecuación 2.12, donde  $P_{longitud}$  es la longitud del paquete en bytes,  $I_t$  es el consumo de corriente de la radio mientras transmite y  $T_B$  es el tiempo para enviar un byte; y la energía consumida mientras que los paquetes se reciben durante cualquier período de tiempo, se expresa con el ecuación 2.13, donde  $I_r$  es el consumo de corriente de la radio mientras recibe.

$$E_{tx} = P_{enviar} P_{longitud} T_B I_t V \quad (2.12)$$

$$E_{rx} = P_{recibir} P_{longitud} T_B I_r V \quad (2.13)$$

Para los autores en [88], el consumo de energía de transmisión del transceptor dado en la ecuación 2.14, se modela basado en los resultados de pérdida de trayecto obtenida a partir del modelo de propagación, donde  $P_{overhead}$  representa el tamaño del paquete,  $P_{min}$  es la ecuación de espacio libre de Friis y  $N_{bits} \setminus R_{bits}$  es el tiempo de transmisión.

$$E_{tx} = \left( P_{overhead} + \frac{P_{min}}{\eta_{PA}} \right) \frac{N_{bits}}{R_{bits}} \quad (2.14)$$

En el estado de *Idle*, un transceptor está activo pero no recibe ni transmite paquetes, por lo cual algunos de los circuitos están activos, y otros pueden estar apagados. La mayoría de los transceptores que operan en este estado tienen un consumo de energía casi igual al obtenido en modo de recepción. Para [88], el consumo de energía en este estado se modela con la ecuación 2.15, donde  $P_{idle}$  es la energía utilizada al escuchar el ruido de fondo, al hacer una exploración CCA o al no hacer durante el tiempo  $T_{idle}$ .

$$E_{idle} = P_{idle}T_{idle} \quad (2.15)$$

Respecto al término asociado al estado apagado (Sleep), los autores [88, 89] coinciden en la ecuación 2.16 para modelar el consumo de energía. Sin embargo es necesario precisar que el consumo calculado diferirá dependiendo de la cantidad de circuitos apagados y de los tiempos de recuperación asociados a la inicialización y reconfiguración de la radio.

$$E_{sleep} = P_{sleep}T_{sleep} \quad (2.16)$$

El consumo de energía durante las transiciones entre estados son diferentes, en [89] se propone un modelo simplificado en el que se asume que  $P_{ij} = P_{ji}$ , y el consumo medio de energía se calcula con la ecuación 2.17.

$$E_{trans} = P_{ij}T_{ij} = P_{ji}T_{ji} \quad (2.17)$$

A partir del modelado del transceiver como una máquina de estados y del conocimiento de cómo se distribuye el consumo de energía para esos estados, es posible identificar aspectos claves para mejorar la eficiencia energética global de las redes corporales. Sin embargo, el consumo de energía depende principalmente de la radio específica. En [84] los autores estiman que para el radio CC2420, la transmisión eficaz utiliza menos del 50 % de la energía total, 25 % de la energía se gasta durante la contención, el mecanismo de acuse de recibo utiliza 15 % de la energía, y un 20 % de la energía se gasta para la escucha del paquete *beacon*. De acuerdo a estos resultados, se evidencia que sólo sobre los modos *idle* y de transmisión es posible actuar y aplicar estrategias a nivel de software para reducir la pérdida de energía del radio.

## 2.4.2 Técnicas de Minimización de Energía

Diferentes esfuerzos han sido realizados en los últimos años para reducir el consumo de energía de la radio en nodos sensores inalámbricos, principalmente, mediante la optimización del ciclo de trabajo, esquemas basados en datos o el control de los niveles de potencia de transmisión. El ciclo de trabajo, el cual puede adaptarse de acuerdo a la actividad de la red, se refiere a la relación entre períodos activos y períodos de sueño de un nodo sensor. Mecanismos para entrar en modo de *sleep* el mayor tiempo posible son utilizados ampliamente en protocolos MAC para ahorrar energía, evitar colisiones, reducir el tiempo de escucha ociosa y lograr un alto rendimiento [90]. Sin embargo, la gestión del ciclo de trabajo debe realizarse de tal manera que la latencia asociada a la transición entre estados sea aceptable.

Las técnicas de control de potencia de transmisión (TPC) permiten seleccionar el nivel óptimo de potencia de transmisión requerida para lograr un buen rendimiento dentro de un sistema de comunicación. El uso de estas técnicas, además de reducir el consumo de potencia de transmisión, también permiten reducir los problemas de interferencia y la contención promedio en la capa MAC. Sin embargo, para redes WBAN/WBSN, factores tales como la ubicación del sensor y los movimientos humanos deben ser considerados para el diseño de este tipo de algoritmos. Adicionalmente, otros esquemas, tales como la variación adaptativa de la velocidad de los datos para acortar los tiempos de transmisión y recepción, la reducción del número de paquetes transmitidos mediante la agregación de múltiples datos en un solo paquete y la reducción del tamaño de los datos, también han sido propuestos para reducir el consumo de energía de la radio.

### 2.4.2.1 Protocolos MAC Eficientes en Energía

Hay diferentes enfoques adoptados para implementar los mecanismos de ahorro de energía en los protocolos MAC para redes WBAN [91]. Los protocolos B-MAC y WiseMAC utilizan el elemento preámbulo de un paquete para adaptar el ciclo de trabajo y de esta forma asegurar que los nodos sólo se despiertan cuando sea absolutamente necesario [92]. Wireless

Sensor MAC (WiseMAC) [93] es un protocolo basado en el muestreo del preámbulo, el cual precede a cada paquete de datos con el fin de alertar al nodo de destino. Todos los nodos de la red muestrean el medio a período constante, si el medio se encuentra ocupado, el nodo continúa escuchando hasta que recibe un paquete de datos o hasta que el medio se convierte en ocioso. Mediante este mecanismo, el protocolo consigue una reducción del tiempo de escucha inactivo, el tamaño del preámbulo, y la probabilidad de colisiones. Berkeley-MAC (B-MAC) es un protocolo basado en CSMA, que utiliza un preámbulo ampliado que es ligeramente más largo que el período de sueño del receptor, para gestionar de forma eficiente la energía sin necesidad de sincronización. Durante el período despierto, el canal es sensado y si se detecta un preámbulo el nodo continúa en el modo despierto para recibir los datos [91, 92].

Los protocolos SMAC [94], T-MAC [95], son los protocolos MAC típicos basados en la contención que tratan de resolver el problema de escucha ociosa mediante la aplicación de un programa de ciclo de trabajo sincronizado entre los nodos sensores. Sensor MAC (S-MAC) es un protocolo MAC basado en contención que utiliza ciclos de trabajo fijos asignados por el coordinador para resolver el problema de escucha ociosa. Mediante la utilización de un mecanismo de sincronización que mantiene un horario de sueño común entre nodos vecinos, logra reducir la latencia y evitar la colisión [94]. Tiempo de espera-MAC (T-MAC) [95] mejora el diseño del protocolo S-MAC escuchando el canal por un corto tiempo después de la fase de sincronización y enviando los paquetes e ráfagas, acortando de esta forma el período activo si el canal está inactivo. T-MAC utiliza una quinta parte de la energía utilizada por S-MAC, sin embargo, estas ganancias son a costa de un menor rendimiento y aumento de la latencia [92].

Traffic aware MAC (Ta-MAC) [96], es un protocolo que mediante la explotación de los patrones de tráfico de los nodos mejora la eficiencia energética. El protocolo define dos mecanismos de activación, un mecanismo de activación para tráfico normal y otro para tráfico de emergencia bajo demanda. Los patrones son definidos por el coordinador en una topología estática, por lo tanto, éste protocolo no funciona apropiadamente para topologías dinámicas en las cuales los patrones de tráfico cambian con mucha frecuencia [91].

Los protocolos MAC presentados hasta ahora han sido tradicionalmente diseñados para WSNs, pero es sabido que redes BAN/BSN tienen características muy particulares, por lo cual los investigadores han desarrollado algunos protocolos específicos como los que se describen a continuación. Medical Medium Access Control (MedMac) [97] es un protocolo basado en TDMA con la capacidad para variar los tamaños de ranuras de tiempo dependiendo de las aplicaciones y la demanda de tráfico. Bajo este protocolo cada dispositivo puede tener el uso exclusivo del canal en un intervalo de tiempo fijo, sin la sobrecarga de sincronización. Heartbeat MAC Driven (H-MAC) [98] es un protocolo basado en TDMA que utiliza la información del ritmo cardíaco en lugar de utilizar los paquetes beacons periódicos para realizar la sincronización de los nodos, esto evita el uso de reloj externo y reduce así el consumo de energía. Sin embargo, los resultados pueden verse afectados por pacientes con condiciones cardiovascular especiales para las cuales los nodos no puedan detectar los datos de sincronización [92]. Contexto Aware MAC (CA-MAC) [99] es un protocolo híbrido (esquema TDMA + basado en contención) que es capaz de cambiar la estrategia de transmisión en función de la variación de la actividad del paciente, signos vitales, o el estado medio ambiente. El protocolo habilita a los nodos de sensores con alta prioridad para acceder al canal más rápido y transmitir más datos. Este ajuste dinámico de acceso al canal puede aumentar significativamente la probabilidad de la reducción de la pérdida de paquetes y asegurar una transmisión exitosa.

#### 2.4.2.2 Control de Potencia de Transmisión

Se han propuesto diferentes esquemas de TPC para diferentes redes de comunicación, incluyendo WBSNs. El tipo de esquema TPC utilizado con mayor frecuencia es el esquema basado en la calidad del enlace. Típicamente, este esquema consiste en un bucle cerrado entre los nodos transmisor y receptor. El bucle se inicia cuando el nodo transmisor envía un paquete de datos, y después de eso, el nodo receptor toma las medidas de RSSI. En este punto, si el RSSI medido está fuera del objetivo de margen RSSI definido anteriormente, el nodo receptor calcula un nuevo nivel de potencia de transmisión utilizando un algoritmo de TPC particular. Finalmente, el nodo receptor envía un paquete de control que especifica este nuevo valor de potencia para el nodo transmisor. Algunos de los trabajos más relevantes en el campo se analiza a continuación.

Xiao et al. [100] proponen dos esquemas prácticos en línea que adaptan la potencia de transmisión de acuerdo con el valor RSSI obtenido desde el nodo receptor. Ambos algoritmos tratan de mantener el RSSI del receptor entre los límites predeterminados. En el esquema conservador, si el RSSI cae por debajo del umbral inferior configurado, entonces la potencia de transmisión se eleva al máximo, y si RSSI es consistentemente por encima del umbral superior configurado a lo largo de los últimos períodos de muestra  $n$ , entonces el nivel de transmisión se reduce en una constante pequeña y fija. En el esquema agresivo, el transmisor mantiene un promedio de ejecución de los últimos valores de RSSI utilizando el cálculo del promedio exponencial, que incluye un valor de peso preconfigurado. Si este promedio de funcionamiento excede un umbral superior, el nivel de transmisión se reduce en una pequeña constante, mientras que si el medio de funcionamiento es por debajo de un umbral más bajo, el nivel de transmisión se duplica. Los algoritmos fueron probados mediante MicaZ con la radio CC2420 y su plataforma de Yeso Toumaz Sensium Digital. Los resultados muestran que en un escenario de caminar rápido, el esquema conservador preserva todavía la fiabilidad y reduce el consumo de energía por 1.3% de media en comparación con el uso de la potencia de transmisión máxima. El esquema agresivo ahorra 23.4% de energía en promedio, a expensas de poco aumento de la pérdida. En el escenario de reposo, el ahorro de energía en virtud de ambos esquemas son sustanciales en comparación con el uso de la potencia máxima (18.6% y 25.4%) Sin embargo, algunos inconvenientes de estos sistemas son el consumo de energía asociado a la escucha de los paquetes de retroalimentación y, el cambio en las características que el canal inalámbrico puede sufrir entre la transmisión y la retroalimentación y entre la retroalimentación y siguiente transmisión.

En [101], los autores proponen una clase de protocolo de control de potencia adaptativo para el período comprendido entre cada transmisión de realimentación, el cual puede variar entre 2 seg a 64 seg. El algoritmo se ensayó usando una plataforma CrossBow MicaZ con la radio CC2420 bajo dos escenarios diferentes, un sujeto caminando y en estado de reposo. Los resultados muestran que la radio del nodo sensor logra reducir el consumo de energía un 15% y 21% en comparación con plena potencia, respectivamente para ambos ambientes.

Smith et al. [102] proponen mecanismos para el control de potencia de transmisión en base a la predicción de canal hasta 2 seg en el futuro. Los métodos de control de potencia se basan en grandes conjuntos de datos tomados de diez sujetos humanos que realizan actividades cada día. Radios CC2500 Chipcon se utilizaron para coleccionar el conjunto de datos. Los autores afirman que el control dinámico de potencia de transmisión que utiliza este predictor puede ahorrar entre un 8% -22% de la energía en comparación con una potencia de transmisión constante de -10 dBm.

Quwaider et al. [32] propuso un mecanismo de control de potencia dinámico, llama-

do inferencia posición postural dinámico (DPPI), que realiza la inferencia de adaptación postural corporal para las asignaciones de energía óptimos. Ellos asumen que los valores medios de RSSI pueden ser modelados aproximadamente como una función lineal de la potencia de transmisión. El funcionamiento de esta aproximación se evaluó con el uso del nodo Mica2Mote con radio CC100. Los autores afirman que con DPPI se puede ahorrar entre 43% -50% de la energía para diferentes personas de prueba, en comparación con el uso de la potencia de transmisión máxima [103]. Sin embargo, en [104], los autores aseguran que el mecanismo DPPI predice la potencia de transmisión de forma incorrecta para los casos en que el estado del enlace varía con frecuencia.

Nuestros enfoques reactivos y predictivos para el control de potencia de transmisión son similares al trabajo de Quwaider [32] desde el punto de vista de que ambos se basan en la detección de la posición del cuerpo para tomar una decisión sobre el nivel de potencia de transmisión óptima; sin embargo, el mecanismo propuesto para la detección de la postura es muy diferente. Para DPPI, la posición postural se infiere sobre la base de las mediciones RSSI en el receptor durante el tiempo de ejecución, lo que puede fallar para los casos en que el estado del enlace varía con frecuencia. En nuestros enfoques, la detección de la posición postural se realiza a través de los acelerómetros desplegados, que son más exactos. Por otra parte, cada posición esperada ha sido completamente caracterizada en términos de recepción de la señal. La idea detrás de nuestra propuesta es tomar ventaja del hardware que se utiliza en aplicaciones, tales como la detección de caída, detección de movimiento y postura anormal y la detección de la actividad humana, para proporcionar políticas de optimización que ajusten de manera óptima el nivel de transmisión de potencia.



## Capítulo 3

# Estudio Experimental en Canales BSNs

En este capítulo se describe la metodología y los diferentes escenarios experimentales usados para caracterizar los efectos de los tejidos biológicos, la posición, el movimiento, la forma y composición del cuerpo humano en las métricas de calidad de los enlaces inalámbricos sobre el cuerpo a la frecuencia de 2.4 GHz. Para la caracterización de los tejidos biológicos, diferentes tejidos porcinos fueron utilizados como reemplazo de tejido humano, y fueron evaluados para un número variable de capas con el fin de analizar los efectos de cada tipo de tejido y de su espesor; las mediciones fueron realizadas para diferentes distancias entre transmisor-receptor, para casos con Línea de Vista (*Line-of-Sight - LOS*) y sin Línea de Vista (*No-Line-of-Sight - NLOS*) en un ambiente exterior y validados en una cámara anecoica. Para la caracterización de los canales corporales, se consideraron específicamente los enlaces de comunicación cintura-brazo derecho y cintura-pierna derecha; estas pruebas fueron llevadas a cabo con un grupo amplio de personas con diferentes características corporales quienes desempeñaron diferentes posturas y movimientos en un ambiente interior. Finalmente, se discuten los resultados obtenidos y se analizan los requisitos de potencia de transmisión necesarios para garantizar la fiabilidad de la comunicación en los diversos escenarios.

### 3.1 Plataformas Hardware/Software

El enfoque de este trabajo consiste en evaluar cómo la cercanía de los nodos al cuerpo humano afecta a las prestaciones de la comunicación en enlaces sobre el cuerpo (*on-body*) en redes corporales cuando un nodo emisor transmite a un nodo receptor. Para establecer dicha caracterización, la plataforma de hardware a usar debe cumplir con requerimientos básicos necesarios para el uso en aplicaciones médicas, tales como disponer de sensores los cuales pueden ser de movimiento como los acelerómetros y/o de monitorización tales como ECG, EMG; disponer de módulo de comunicación inalámbrica para la transferencia de datos, ser de tamaño pequeño, discreto y ergonómico, con el fin de realizar una adquisición de datos continua y no invasiva.

El desarrollo de sensores y plataformas de sensores están más allá del alcance de este proyecto y por lo tanto se decidió hacer uso de plataformas existentes. De las plataformas de sensores disponibles en la actualidad, Shimmer [105] y Samsi [106] fueron consideradas para las evaluaciones experimentales. Shimmer es una plataforma de red de área corporal

popular y ampliamente utilizada por una gran mayoría de investigadores del área, la cual se adapta a nuestras necesidades. Samsi es una plataforma académica desarrollada por la Alianza Regional en TIC Aplicadas (ARTICA) la cual al integrar un chip de radio diferente al del Shimmer nos brinda la posibilidad de comparar los resultados frente a diferentes tecnologías de radio.

### 3.1.1 Plataforma Shimmer

Shimmer es una plataforma comercial inalámbrica diseñada por Intel para aplicaciones médicas no invasivas [105]. Está equipada con un microcontrolador de 16 bits de ultra bajo consumo (TI MSP430F1611) que opera a una frecuencia máxima de 8 MHz e incluye 10 KBytes de memoria RAM, 48 KBytes de memoria flash de programa y 256 Kbytes de memoria flash de datos. Incluye otros periféricos tales como un acelerómetro de 3 ejes y un puerto de expansión utilizado para conectar una placa equipada con sensores adicionales (ECG, giroscopios, etc.). También incorpora una ranura para memoria MicroSD que permite almacenar hasta 2 GB, cuatro diodos emisores de luz (LED) para fines de visualización y una batería integrada de Li-ion de 280 mAh que es fácilmente recargable a través de la base USB usada para su programación. Esta plataforma también tiene disponible dos chips de radio, una radio CC2420 compatible con el estándar IEEE 802.15.4 y una radio Bluetooth (ésta última no se ha usado en nuestros experimentos debido a su alto consumo de energía).

- **Procesador MSP430F1611**

El procesador RISC de 16 bits, MSP430F1611 de la Texas Instruments [107] es uno de los componentes básicos de la plataforma Shimmer, el cual presenta muy bajo consumo de energía durante los períodos de inactividad. La familia MSP430 comprende microcontroladores concebidos para trabajar en aplicaciones que requieran de cierta eficiencia energética y además está optimizada para la programación de alto nivel con 51 instrucciones con tres formatos y siete modos de direccionamiento. Cada instrucción puede operar en formato de 8 y 32 bits. Incluye periféricos tales como un convertor A/D de 8 canales de 12 bits de resolución, convertor dual D/A de 12 bits, tres canales de acceso directo a memoria (DMA), un multiplicador hardware, dos interfaces de comunicación serie síncrono/asíncrono USART e I2C y hasta 48 puertos de entrada/salida. El MSP430 tiene un modo de operación activo y cinco modos de bajo consumo seleccionables.

- **Radio CC2420**

La radio CC2420 utiliza modulación de espectro ensanchado de secuencia directa (DSSS) y una tasa teórica de transmisión de datos de 250Kbps. Soporta la gestión, almacenamiento, encriptación y autenticación de datos, ráfagas de transmisiones, evaluación del canal e indicador de calidad del enlace. Requiere sólo unos componentes adicionales como un oscilador de cristal de referencia y no necesita filtros externos [68]. La radio tiene 4 estados diferentes de operación: sleep, idle, recepción y transmisión. Si la radio está en el primer estado, el chip está inhabilitado. En el segundo estado, el chip está parcialmente apagado pero listo para cambiar inmediatamente en caso necesario. Los dos últimos estados son los estados de actividad.

La radio CC2420 tiene un umbral de sensibilidad de -94 dBm y proporciona ocho niveles programables de potencia de transmisión, desde el nivel máximo el cual es

0 dBm con un consumo de corriente de 17,4 mA, hasta el nivel mínimo de -25 dBm con un consumo de corriente de 8,5 mA como se muestra en la Tabla 3.1. La radio está conectada a una antena GigaAnt Rufa SMD la cual opera a 2,4 GHz con diagrama de radiación omnidireccional.

TxPower [dBm]	0	-1	-3	-5	-7	-10	-15	-25
I [mA]	17.4	16.5	15.2	13.	12.5	11.2	9.9	8.5

Tabla 3.1: Consumos de corriente del chip de radio CC2420

### 3.1.2 Plataforma Samsi

La plataforma Samsi desarrollado por ARTICA [108] está equipada con un microcontrolador de 16 bits de ultra bajo consumo (TI MSP430F5438A) que opera a una frecuencia máxima de 25 MHz e incluye 16 KBytes de memoria RAM y 256 KBytes de memoria flash. Incluye otros periféricos tales como un sensor de frente reflectante, de referencia 8000R de Nonin Medical. Esta plataforma dispone también de un Atmega128RFA1, que es chip que integra un microcontrolador AVR de 8 bits operando a 16 MHz, y un radio AT86RF231 compatible con el estándar IEEE 802.14.5.

- **Procesador MSP430F5438**

El microcontrolador MSP430F5438A de la Texas Instruments [109] es un procesador de señal mixta basado en arquitectura RISC de 16 bits diseñado específicamente para ultra-baja potencia. El MSP430F5438A dispone de un convertor A/D de alto rendimiento de 16 canales con 12 bits de resolución, un multiplicador en hardware, tres canales de DMA, reloj de tiempo real con funciones de alarma, cuatro canales de comunicación serial (USCI) que incluyen interfaz SPI, I2C, UART e IRDA y hasta 87 puertos de entrada/salida. La CPU integra 16 registros que proporcionan un menor tiempo de ejecución de una instrucción.

El MSP430F5438A tiene un modo de operación activo y seis modos de bajo consumo. En modo activo el MSP430 consume 312  $\mu$ A/MHz cuando opera a un voltaje de 3VDC y ejecutando un programa almacenado en la memoria flash. El microcontrolador soporta un amplio rango de frecuencias y voltajes de operación [110].

- **Chip integrado de Radio ATmega128RFA1**

El chip ATmega128RFA1 [111] está compuesto por un microcontrolador AVR, 16 KBytes de memoria RAM, 128 KBytes de memoria flash y un radio AT86RF231 compatible con IEEE 802.14.5. Un reloj de 16MHz impulsa tanto el transceptor de radio como la CPU principal cuando se encuentra en modo activo y en modo de espera de operación. Un reloj de bajo consumo de 32 KHz se utiliza para mantener el tiempo global y funciona continuamente, incluso cuando el sistema está en modo de sueño profundo. El transceptor integrado incluye casi toda la circuitería analógica requerida para el radio, utiliza modulación de espectro ensanchado de secuencia directa (DSSS) y requiere un número mínimo de componentes externos. El chip de radio tiene una sensibilidad de recepción de -100 dBm y una potencia de salida programable desde el nivel máximo el cual es 3.5 dBm con un consumo de corriente de 14.5 mA hasta el nivel mínimo de -16,5 dBm con un consumo de corriente de 8

mA como se muestra en la Tabla 3.2, esto proporciona suficiente distancia de enlace de corto alcance en interiores. La radio está conectada a una antena cerámica de 2,4 GHz de tecnología Johanson que exhibe polarización lineal y proporciona un patrón de radiación omnidireccional.

Desde el punto de vista del software, Atmel ofrece la biblioteca MACv2.6.1, encargada de proveer la capa física y el acceso al medio; la pila ZigBee, llamada Bit-Cloud [112] esta encargada de proveer las capas de red y de aplicaciones.

Tx Power [dBm]	I [mA]	Tx Power [dBm]	I [mA]
3.5	14.5	-1.5	9.13
3.3	13.9	-2.5	9
2.8	12.4	-3.5	8.88
2.3	11.2	-4.5	8.76
1.8	10.3	-6.5	8.55
1.2	9.86	-8.5	8.36
0.5	9.59	-11.5	8.15
-0.5	9.31	-16.5	8

Tabla 3.2: Consumos de corriente del chip de radio ATmega128RFA1

### 3.1.3 Sistema Operativo de Tiempo Real (FreeRTOS)

Un sistema operativo para nodos sensores corporales debe dar soporte para operaciones en tiempo real y debe también ser multitarea para permitir la ejecución de diferentes tareas de software simultáneamente. El sistema operativo orientado a eventos TinyOS [113] portado por defecto para los nodos Shimmer no ofrece soporte para operaciones en tiempo real, ya que al hacer uso de máquinas de estado para establecer el flujo del programa y sincronizar el acceso a los recursos compartidos del sistema, dificulta la ejecución de tareas concurrentes, dificultan la aplicación de las secciones de exclusión mutua y finalmente dificulta el rápido desarrollo de aplicaciones complejas [114]. Por tal motivo para este trabajo se decidió utilizar FreeRTOS [115], que aunque no está específicamente diseñado para usarse en redes de área corporal, cumple con todos los requisitos para ser utilizado en estos dispositivos [116].

FreeRTOS [115] ha sido portado en ambas plataformas de hardware descritas previamente ya que es ligero, portable, de código abierto y da soporte para operaciones en tiempo real. Provee un planificador de tareas priorizable estática o dinámicamente, que brinda soporte para esquemas de planificación cooperativo, preemptivo o mixto. La tarea es la unidad básica de ejecución del FreeRTOS y las aplicaciones en tiempo real se estructuran como un conjunto de tareas independientes. Tareas con igual prioridad se programan utilizando políticas de Round-Robin (RR) y en modo preemptivo el propio kernel se encarga de compartir el tiempo entre las tareas. Adicionalmente, cuenta con semáforos binarios, de conteo y colas, como herramientas de sincronización y de protección de recursos. También incluye varios modelos de memoria y soporta temporizadores de software eficientes. Estas características son seleccionables lo que permite la creación de aplicaciones multitarea y en tiempo real muy ligeras y de tamaño reducido.

FreeRTOS se distribuye en un árbol de código como se muestra en la Figura 3.1. El núcleo en sí consta de cuatro archivos en C con algunas rutinas en ensamblador, que son

dependientes de la arquitectura del microcontrolador. La mayoría de la funcionalidad de FreeRTOS se proporciona dentro de los archivos `tasks.c`, `queue.c`, `list.c` y `coroutines.c` y archivos de cabecera asociados. Funcionalidad específica del hardware se proporciona en los archivos `port.c` y `portmacro.h`. El directorio `demo` proporciona código de ejemplo para varias aplicaciones de demostración [117].

FreeRTOS ha sido portado sobre una amplia variedad de arquitecturas y compiladores a través de herramientas de desarrollo gratuitas. En este trabajo se ha utilizado la herramienta de código abierto GCC 3.2.3 para el MSP430 y Code Composer Essentials (CCE) v.3.1 [118], que utilizan todos los recursos hardware del nodo.

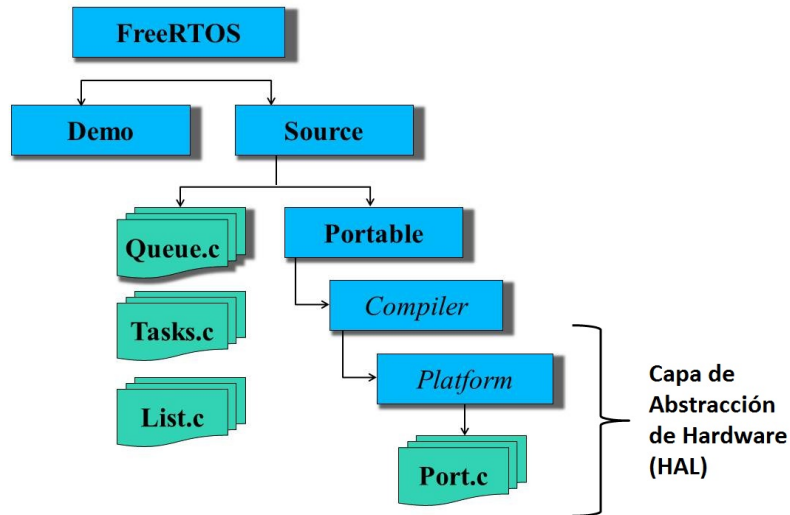


Figura 3.1: Estructura de directorios de FreeRTOS [117]

## 3.2 Metodología Experimental

En este trabajo se consideran diferentes escenarios experimentales. Para el primer escenario, se investigaron los efectos causados por diferentes tipos de tejidos cuando éstos interrumpen la línea de vista directa de las antenas; el propósito fue entender y diferenciar la contribución de cada tipo de tejido en la atenuación y la absorción de la energía transmitida, cuando la capa de tejido es delgada o gruesa. Para el segundo y el tercer escenario, se investigaron los efectos de la posición, el movimiento, la forma y la composición corporal en las variaciones temporales de la calidad de dos enlaces específicos de comunicación; estas caracterizaciones se realizaron sobre sujetos humanos, ubicando los nodos directamente sobre la ropa y en un ambiente interior, adicionalmente, para cada sujeto se tomaron medidas antropométricas y de composición corporal de aquellos parámetros directamente relacionados con la ubicación de los nodos y los enlaces de interés.

Para todos los escenarios experimentales los nodos son sintonizados en el canal 24 del estándar IEEE 802.15.4 y ubicados en topología estrella. El coordinador envía beacons de un tamaño total de 53 bytes (11 para la cabecera, 40 de datos y 2 para la suma de verificación) a una tasa fija de 1 paquete por segundo al nivel máximo de potencia. El otro nodo responde a cada beacon enviando paquetes de datos de un tamaño total de 43 bytes (11 para la cabecera, 30 de datos y 2 para la suma de verificación) a una tasa fija de 20 paquetes por segundo.

El coordinador de la red está programado para proporcionar la lectura de RSSI, la lectura del bit CRC y el número de secuencia para cada paquete de datos recibido desde el nodo sensor a diferentes niveles de potencia de transmisión. Luego, el coordinador integra y envía esta información en el campo de datos del paquete beacon, para que un nodo externo conectado al PC por USB, reciba pasivamente las métricas relacionadas con el desempeño del envío de paquetes y toma mediciones periódicas del ruido de fondo. Una interfaz Java se ejecuta en el PC y dibuja en tiempo real la respectiva lectura RSSI de cada paquete y la medida de ruido durante las pruebas. El nivel RSSI se registra para un período de tiempo comprendido entre 10 a 30 segundos para cada medición, dependiendo del escenario (véase la Figura 3.2).

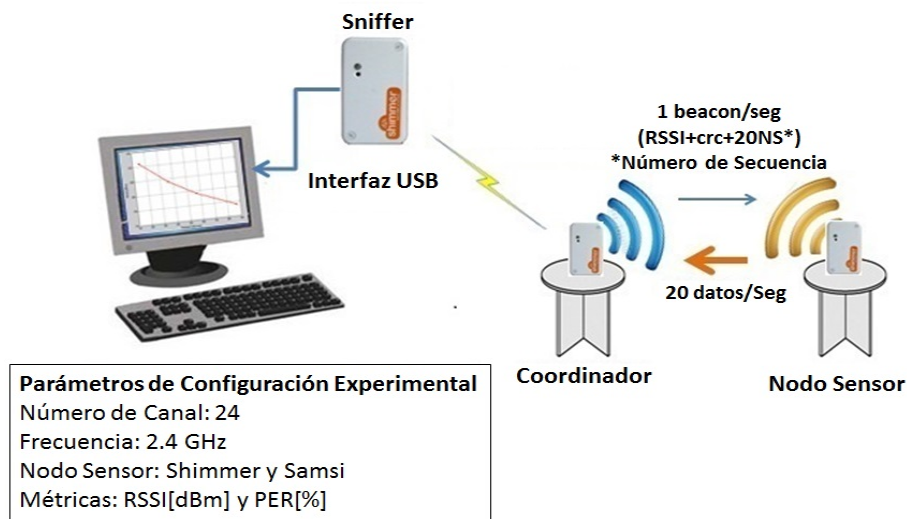


Figura 3.2: Configuración experimental.

A continuación se describe la metodología implementada en forma particular para cada escenario experimental considerado en este trabajo.

### 3.2.1 Escenario Experimental 1: Caracterización de Tejidos Biológicos

En este experimento, se establecieron dos situaciones para un par de nodos de sensores: línea de vista (LOS) y sin línea de vista (NLOS) debido a que los tejidos biológicos son ubicados entre las antenas. Los tejidos se colocaron en el punto medio entre el nodo transmisor y el nodo receptor, y a la misma altura de los dispositivos. Las antenas de ambos nodos presentan la misma orientación, es decir, los nodos fueron ubicados paralelamente en una línea recta, uno frente al otro y en el mismo plano para proporcionar el mejor rango de comunicación. La antena SMD proporciona un patrón de radiación omnidireccional según hoja de datos.

Se seleccionaron tejidos porcinos debido a su fácil accesibilidad y a que sus propiedades dieléctricas y respuestas biológicas son similares a las de los tejidos humanos [119, 120]. La Tabla 3.3 muestra la permitividad relativa ( $\epsilon$ ) y la conductividad eléctrica ( $\sigma$ ) de varios tipos de tejidos humanos y porcinos, incluyendo la piel, tejido graso y músculo a la frecuencia de 2,45 GHz [60, 121–123]. Con el fin de caracterizar la atenuación de los diferentes tipos de tejidos biológicos, el material biológico se definió como un cuerpo de tres y cuatro capas planas los cuales podían ser del mismo tipo de tejido o de tipos diferentes con el propósito de modelar tejidos corporales homogéneos y heterogéneos.

Tejidos	Permitividad Relativa ( $\epsilon$ )	Conductividad ( $\sigma$ ) S/m)
Piel humana (seca)	38	1.46
Tejido graso humano	5.3	0.11
Tejido muscular humano	52.7	1.77
Tejido de hueso cortical humano	11.35	0.40
Piel porcina (seca)	40	1.6
Tejido graso porcino	10.1	0.29
Tejido muscular porcino	48.5	2.06
Tejido de hueso cortical porcino	14.8	0.56

Tabla 3.3: Propiedades eléctricas de los tejidos humanos y porcinos a 2.4GHz

Inicialmente, algunos de los experimentos se llevaron a cabo con la plataforma Shimmer en una cámara anecoica para tener un entorno controlado, libre de reflejos no deseados y asegurar que los efectos observados eran producto sólo de la presencia de material biológico. Una vez se colectaron las mediciones, el trabajo experimental se continuó al aire libre con el propósito de comparar y validar los resultados con los tomados previamente en la cámara anecoica. Posteriormente el trabajo experimental fue completado usando el nodo Samsi para algunos de los escenarios, con el fin de verificar que el comportamiento de las métricas medidas era independiente de la tecnología de radio y de la antena del nodo.

### 3.2.1.1 Tejido Biológico en Cámara Anecoica

Los experimentos se llevaron a cabo en las instalaciones de la cámara anecoica de la Universidad Politécnica de Madrid (UPM). La cámara anecoica tiene dimensiones de 7,3 m x 4,3 m x 4,3 m, siendo adecuada para las mediciones en el rango de frecuencia de 1,5 a 20 GHz [124]. La cámara anecoica se utilizó para medir el impacto de los tejidos biológicos sobre el RSSI en un ambiente controlado con reflejos no deseados mínimos.

Se eligieron dos casos para la prueba experimental con la plataforma Shimmer. Para el primer caso, se utilizaron tres láminas de tejido graso de 1 cm de espesor cada una para el modelado de un tejido corporal homogéneo de 3 cm de espesor; para el segundo caso, el cuerpo de cuatro capas consistió de una lámina de piel de 0,5 cm, una lámina de tejido graso de 1 cm, una lámina de tejido muscular de 1 cm, y una pieza de columna vertebral, para el modelado de un tejido corporal heterogéneo. Los nodos fueron colocados en soportes a una altura de 25 cm por encima del suelo y las mediciones se realizaron al mínimo nivel de potencia (-25 dBm), y para distancias entre los nodos de 15, 36, 57, 87 cm.

### 3.2.1.2 Tejido Biológico al Aire Libre

Las mediciones se realizaron utilizando ambos nodos (Shimmer y Samsi) al aire libre, como se muestra en la Figura 3.3. El lugar elegido es un campo abierto llano apartado de cualquier trayectoria de vehículos o personas. Se considera un entorno libre de reflexión, ya que ayuda a eliminar la atenuación debida a la difracción causada por el suelo y la interferencia constructiva y destructiva, debido a trayectos múltiples. Además, según lo recomendado por el autor en [125], los nodos sensores se colocaron en un lugar sin obstáculos en un radio de  $2\lambda$  metros (0,25 mts). El experimento se realizó para todos los niveles de potencia de transmisión de ambos nodos, 8 niveles para el Shimmer y 16 niveles para el Samsi.

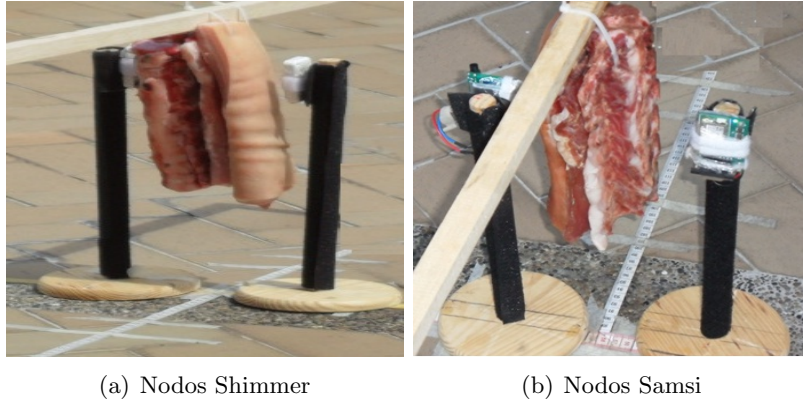


Figura 3.3: Tejidos porcinos entre nodos al aire libre.

En este ambiente se reprodujeron los mismos casos llevados a cabo en la cámara anecoica con el fin de validar la hipótesis de que ambos ambientes tienen comportamientos similares. Adicionalmente, se realizaron mediciones para un número variable de capas (de 1 capa a -3 capas) con el fin de evaluar los efectos del espesor del cuerpo biológico.

### 3.2.1.3 Cuerpo Humano al Aire Libre

En este experimento, nuestro objetivo fue observar los efectos de diferentes tipos de cuerpos humanos cuando interrumpen la vista directa entre un nodo transmisor y uno receptor. Las pruebas se realizaron para cuatro sujetos varones cuyas características se presentan en la Tabla 3.4. De acuerdo a la tabla, los sujetos 1 y 2 son más altos que el promedio, cerca de 190 cm, mientras el sujeto 1 tiene un Índice de Masa Corporal (IMC) igual a  $IMC1 = 28.16$ , que corresponde a sobrepeso, el sujeto 2 tiene un  $IMC2 = 23.70$ , que está en el rango normal. Los sujetos 3 y 4 tienen altura media e índices de masa corporal de  $IMC3 = 24.54$  y  $BMI4 = 27.68$ , lo que corresponden a un rango medio y sobrepeso.

Los nodos fueron ubicados en forma paralela uno frente al otro y en el mismo plano y cada sujeto fue ubicado en el punto medio entre el nodo transmisor y el nodo receptor. Las medidas fueron realizadas a varias distancias para cuando pecho y vientre bloqueaban la línea de vista (LOS) entre los nodos. Cada medida fue tomada usando los nodos Shimmer y configurado el nodo sensor con una potencia de transmisión de -10 dBm por un período de 30 segundos.

CARACTERÍSTICAS	SUJETO 1	SUJETO 2	SUJETO 3	SUJETO 4
Altura [cm]	194	186	176	170
Peso [kg]	106	82	76	80
Longitud Brazo [cm]	84	83	75	75
Longitud Pierna [cm]	46	45	44	41
Perímetro Cintura [cm]	106	83	91	103
Perímetro Pecho [cm]	109	99	102	106
Perímetro Brazo [cm]	34	34	28	31
Perímetro Rodilla [cm]	43	42	41	38
Perímetro Muslo [cm]	58	48	53	47

Tabla 3.4: Características de los sujetos experimentales

### 3.2.2 Escenario Experimental 2: Posturas y Movimientos Corporales

Para este segundo escenario, se investigó el efecto de la posición y el movimiento del cuerpo humano en la calidad de dos enlaces de comunicación sobre el cuerpo en un ambiente interior. Esta caracterización se realizó con sujetos humanos en posturas fijas que involucraban ambas extremidades. Los nodos son ubicados directamente sobre la ropa del sujeto considerando una topología en estrella, con el coordinador ubicado en la cintura (justo por encima del ombligo), y los nodos sensores ubicados uno en el brazo derecho (al cual llamaremos N1), y el otro nodo ubicado en la rodilla derecha (al cual llamaremos N2). A los enlaces coordinador-N1 y coordinador-N2, los llamaremos enlace L1 y enlace L2 respectivamente, tal y como se muestra en la Figura 3.4. Cada enlace fue probado de forma independiente y sin interferencia entre enlaces. Adicionalmente, todas las medidas fueron tomadas en condiciones controladas para minimizar el efecto de interferencia con otros dispositivos trabajando en la misma banda de frecuencia.

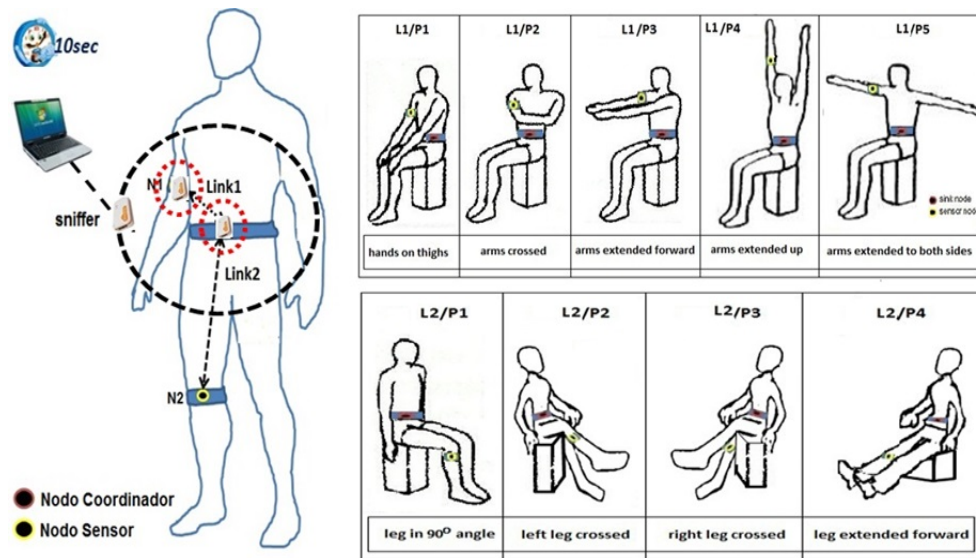


Figura 3.4: Red corporal y posturas de prueba.

Se planificaron varios escenarios experimentales para investigar las variaciones temporales en la calidad de los dos enlaces (ver Figura 3.4). Con estos escenarios, se pretende observar la influencia de las sombras en la transmisión debido al movimiento natural del cuerpo:

- **Escenario 1:** el sujeto sentado en una silla realiza cinco movimientos de brazos con el fin de evaluar la calidad del enlace 1. Cada movimiento se denota de la forma Enlace $\#$ /Posición $\#$ , así: 1) manos sobre los muslos, L1/P1; 2) brazos cruzados, L1/P2; 3) brazos extendidos hacia adelante, L1/P3; 4) brazos extendidos hacia arriba, L1/P4; y 5) brazos extendidos a ambos lados, L1/P5.
- **Escenario 2:** el sujeto sentado en una silla lleva a cabo cuatro movimientos de piernas con el fin de evaluar la calidad del enlace 2. Cada movimiento se denota de la forma Enlace $\#$ /Posición $\#$ , así: 1) pierna en ángulo de 90° con el cuerpo, L2/P1; 2) pierna izquierda cruzada sobre la rodilla derecha, L2/P2; 3) pierna derecha cruzada sobre la rodilla izquierda, L2/P3; y 4) pierna extendida hacia adelante, L2/P4.

Las mediciones se realizaron únicamente con los nodos Shimmer y considerando los diferentes niveles de potencia de transmisión disponibles en el radio, a excepción del nivel de potencia de transmisión mínimo (-25dBm) el cual no es considerado debido a que la tasa de fallos asociada en la transmisión es inaceptable para éstos experimentos.

Para este escenario se usó el diseño de experimentos (DOE) y un diseño factorial para cuantificar los principales efectos de los factores en la métrica de respuesta. La técnica estadística DOE permite obtener la máxima información con el mínimo de experimentos [126], por lo que se reduce el tiempo de experimentación. Además, un diseño experimental que se ha ejecutado y analizado correctamente: 1) facilita la identificación de los efectos de diversos factores (variables) que podrían afectar el rendimiento; y 2) ayuda a determinar si un factor particular tiene un efecto significativo o si la diferencia observada se debe a variaciones aleatorias que resultaron de errores en la medición y los parámetros controlados [126].

Para este caso, el diseño consta de dos factores, posición y nivel de potencia de transmisión (PTx), cada uno con cinco y siete niveles respectivamente para el enlace 1, o cuatro y siete niveles respectivamente para el enlace 2, y cuya variable de respuesta de interés es RSSI. Luego se trata de un diseño 5 x 7 para el enlace 1 y de un diseño 4 x 7 para el enlace 2. Cada experimento se repitió dos veces para reducir el efecto de la aleatoriedad, lo que conduce a un total de 70 y 56 experimentos respectivamente.

### 3.2.3 Escenario Experimental 3: Composición y Forma Corporal

Los nodos son ubicados directamente sobre la ropa del sujeto considerando una topología en estrella. Se planificaron los escenarios 1 y 2, tal y como se describen en la sección 3.2.2, para evaluar las variaciones temporales en la calidad de los dos enlaces en posiciones fijas. Las mediciones se realizaron únicamente con los nodos Shimmer y fueron repetidas a los diferentes niveles de potencia de transmisión para cada sujeto, a excepción del nivel de potencia de transmisión mínima (-25dBm) el cual no es considerado debido a que la tasa de fallos asociada en la transmisión es inaceptable para éstos experimentos.

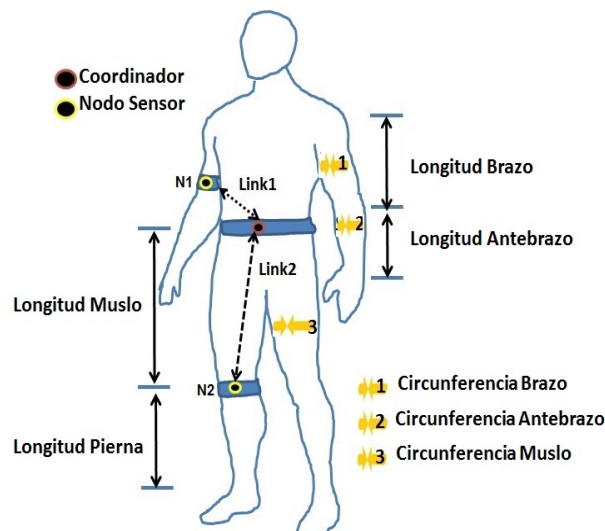


Figura 3.5: Red corporal y medidas antropométricas.

Los experimentos se realizaron sobre una población de 37 sujetos, distribuida en 13 mujeres y 24 hombres en edades comprendidas entre los 20 y 50 años. Para cada sujeto,

se tomaron medidas antropométricas y de composición corporal. Los parámetros antropométricos se muestran en la Figura 3.5. Estos parámetros fueron seleccionados porque están directamente relacionados con la ubicación de los nodos y los enlaces de interés. Por otra parte, las medidas de composición corporal se realizaron utilizando el analizador de impedancia bioeléctrica Tanita Modelo BC-601 [127]. Estos parámetros de composición corporal son: grasa corporal, masa muscular, masa ósea, índice de masa corporal, agua corporal total y niveles de porcentaje de grasa corporal y masa muscular de cada extremidad.

### 3.3 Resultados Experimentales

En esta sección se presentan los resultados de la caracterización exhaustiva de los canales de comunicación inalámbricos en presencia de tejidos biológicos y posteriormente localizados sobre el cuerpo. Desde los resultados ha sido posible identificar los diferentes parámetros que afectan la calidad de los enlaces e introducen variabilidad en la señal recibida. De acuerdo al conocimiento que se tiene de la literatura, para el caso de los canales sobre el cuerpo, es la primera vez que se realiza una caracterización experimental tan extensa, considerando una amplia muestra poblacional con diferentes características físicas en escenarios realistas.

#### 3.3.1 Resultados Escenario Experimental 1

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en relación a los efectos de las propiedades dieléctricas de los diferentes tejidos en la intensidad de la señal cuando son organizados en capas de forma homogénea y heterogénea bajo dos diferentes escenarios físicos: una cámara anecoica y el aire libre. Adicionalmente se muestran los resultados asociados al cuerpo humano al aire libre cuando es ubicado entre las dos antenas de los nodos sensores.

##### 3.3.1.1 Resultados Tejido Biológico en Cámara Anecoica

En la Figura 3.6 se muestran los resultados de RSSI obtenidos en la cámara anecoica con los nodos Shimmer para los cuatro casos considerados: 1) con línea de vista (LOS); 2) tejido óseo; 3) tejido corporal homogéneo grasa y; 4) tejido corporal heterogéneo (piel+tejido grasa+tejido muscular+tejido óseo). De la figura, podemos observar una atenuación de entre 20 dBm a 30 dBm en relación con el espacio libre para los casos que no hay línea de vista (NLOS) debido a que el tejido biológico se encuentra entre las antenas.

En las situaciones NLOS, la potencia recibida se reduce en gran medida para el caso del tejido corporal heterogéneo que incluye piel y músculo en comparación con el caso del tejido corporal homogéneo grasa. Este comportamiento se puede explicar por el hecho de que los músculos y la piel tienen un mayor contenido de agua y por lo tanto mayor permitividad, mayor conductividad eléctrica y una mayor atenuación de la onda electromagnética [57, 128]. Además, la potencia recibida, para los casos 2 y 3, muestra valores cercanos debido a que ambos tipos de tejidos tienen propiedades dieléctricas similares [57].

Adicionalmente, en la Figura 3.6 es posible observar que las curvas que describen los casos NLOS no muestran una característica lineal logarítmica como la curva LOS; en cambio, es notable que una gran atenuación se experimenta cuando los nodos están en la posición más cercana a los tejidos, y luego se cambia ligeramente cuando se incrementa la

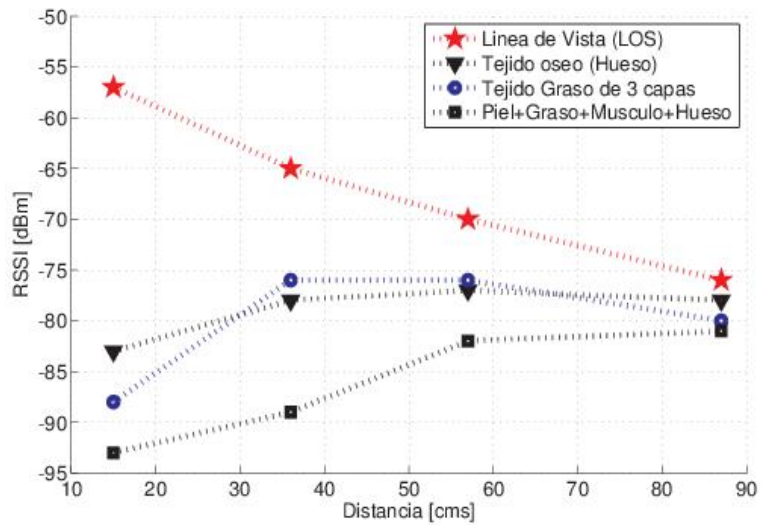


Figura 3.6: RSSI vs distancia para enlaces en condiciones LOS/NLOS en cámara anecoica.

distancia entre los nodos. Este hecho se explica porque cuando el área de los tejidos que interrumpe el canal de transmisión se vuelve pequeña en relación a la distancia entre los nodos, la señal difractada se vuelve más fuerte [129].

### 3.3.1.2 Resultados Tejido Biológico al Aire Libre

#### Efectos de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos sobre la intensidad de la señal

Las medidas realizadas al aire libre con los nodos Shimmer fueron comparadas y validadas con aquellas tomadas en la cámara anecoica. En la Figura 3.7 se muestran los resultados de RSSI obtenidos al aire libre para los mismos casos considerados en la cámara anecoica a -25 dBm.

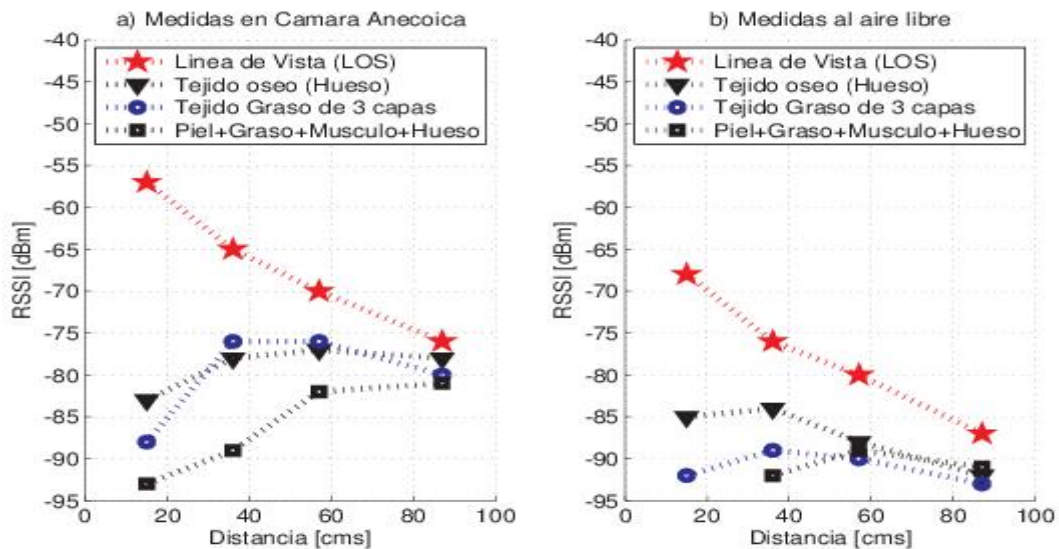


Figura 3.7: Comparación de enlaces en condición LOS/NLOS.

Como se puede observar de la Figura 3.7, los resultados obtenidos para ambos ambientes son muy similares en cuanto a las tendencias de las curvas, y a pesar de que la señal experimenta una mayor atenuación al aire libre, es posible concluir que este ambiente ofrece un comportamiento coherente para continuar realizando los experimentos restantes. Posteriormente, tras esta validación, se usó también para el trabajo experimental al aire libre la plataforma Samsi, con el fin de verificar que el comportamiento de la señal recibida en presencia de tejidos y/o personas es independiente de la tecnología de radio y de la antena del nodo. En la Figura 3.8 se observan los resultados de RSSI obtenidos para los tres casos considerados previamente usando ambas plataformas Shimmer y Samsi a diferentes niveles de potencia. Como se muestra en la figura, el RSSI exhibe una tendencia similar de las diferentes curvas para ambas plataformas.

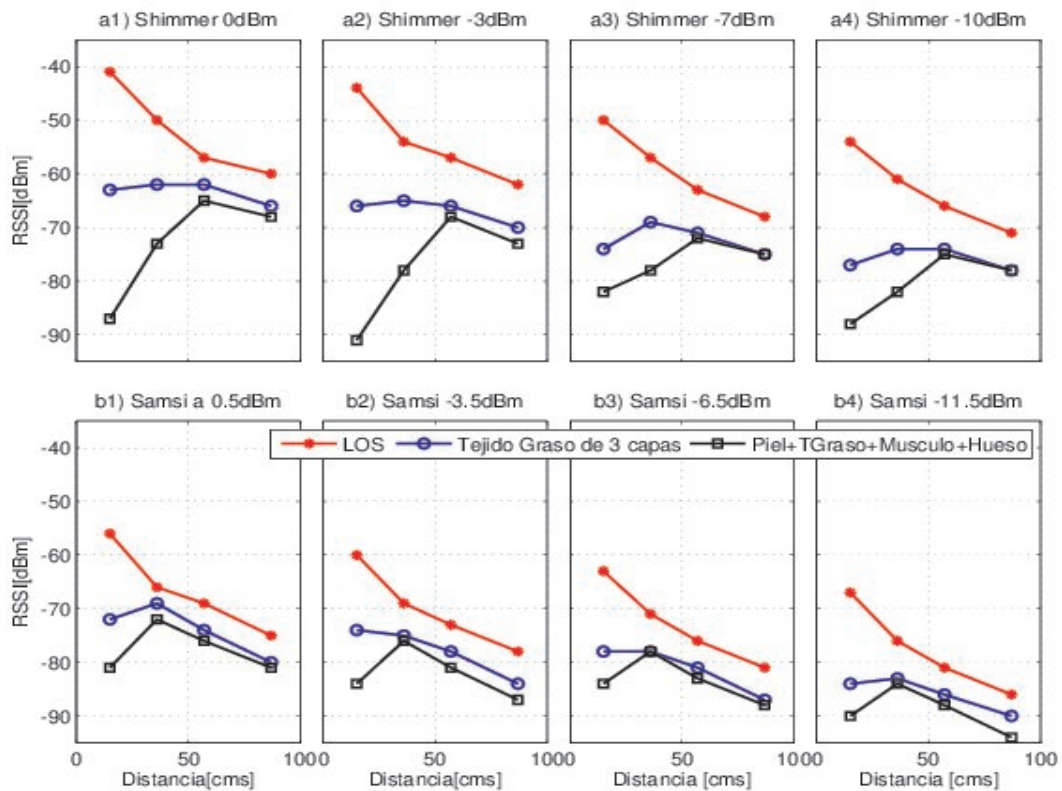


Figura 3.8: Comparación de resultados para las plataformas Shimmer y Samsi.

Según los resultados, el tejido heterogéneo muestra una mayor atenuación que el tejido homogéneo graso. Esto es porque en la estructura heterogénea de tejidos biológicos, la distribución del campo electromagnético es compleja y depende, entre otros, de las propiedades dieléctricas de cada tejido y de la presencia de las diferentes interfaces, (aire - tejido, tejido - tejido) [130]. De hecho, la permitividad relativa, la conductividad y la frecuencia determinan la energía reflejada y transmitida de la onda electromagnética a través de interfaces entre los diferentes tejidos. En las fronteras de cada interfaz, el campo se refleja y transmite, lo que provoca la superposición de frentes de onda y la generación de ondas estacionarias en estas regiones.

La comparación de las propiedades dieléctricas de los tejidos mostrada en la Tabla 3.3, permite notar que la piel y los músculos tienen propiedades muy similares. Sin embargo, la piel se convierte en una capa más reflexiva y por lo tanto, la mayor parte de la potencia en la onda incidente se disipa en la capa de piel y penetra relativamente poco a capas más

profundas del tejido. Desde el punto de vista de la plataforma, de la Figura 3.8, se puede observar que el comportamiento atenuante de los tejidos es independiente de la plataforma y del chip radio usado; sin embargo, es importante notar que el nodo Samsi muestra mayor atenuación para todos los casos en comparación con el nodo Shimmer.

### Efectos del tejido graso homogéneo y estratificado en la intensidad de la señal

La Figura 3.9 muestra las medidas de RSSI obtenidas cuando el tejido homogéneo graso ha sido organizado en diferentes capas. En la figura, se denota **Fat1** como una lámina de tejido graso de 1 cm, **Fat2** y **Fat3** como tejidos en capas formados por dos y tres láminas de tejido graso de 1 cm cada una. En la Figura 3.9 sólo se muestran algunos de los resultados, sin embargo, los experimentos se realizaron para todos los niveles de potencia de transmisión de ambos nodos y se verificó que los resultados mostraron un comportamiento similar para todos los casos.

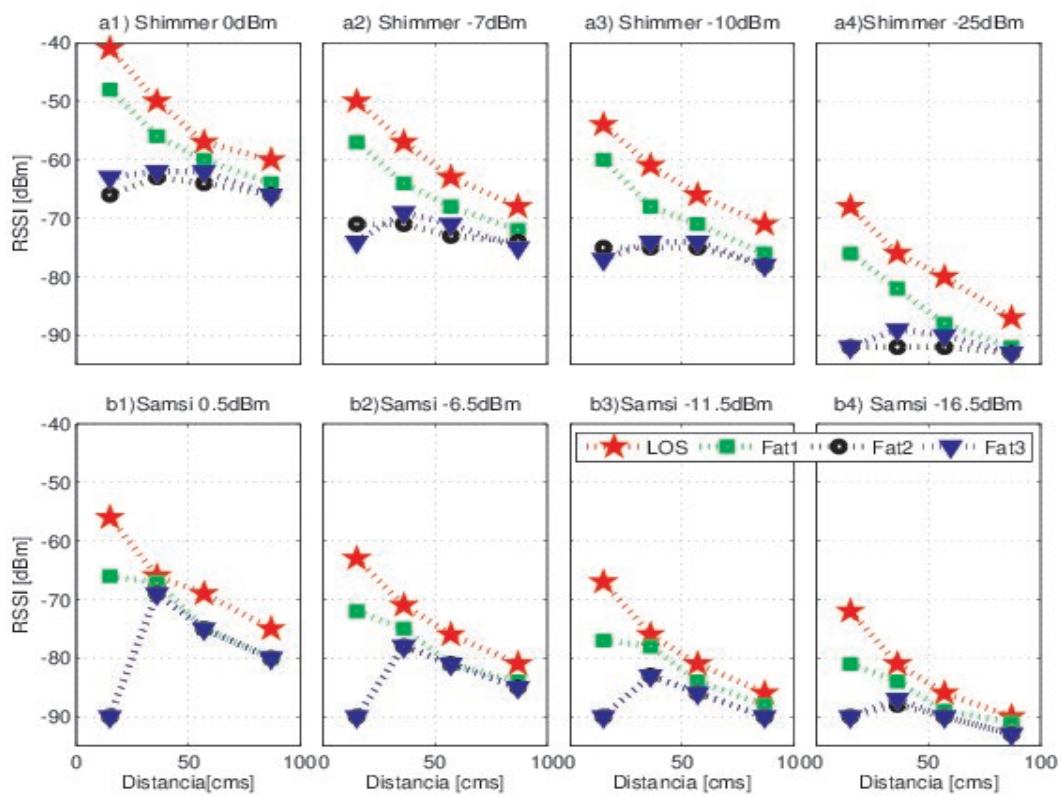


Figura 3.9: RSSI vs distancia para tejido graso estratificado al aire libre.

A partir de la Figura 3.9, es evidente que a una distancia fija, la introducción del tejido en capas (**Fat2** y **Fat3**) hace que la intensidad de la señal disminuya significativamente en comparación con el tejido homogéneo **Fat1**. Esto particularmente se acentúa cuando los nodos están muy cerca del tejido, donde la intensidad de la señal puede caer hasta 20 dBm. Sin embargo, también se observó que la influencia del número de capas (espesor) del tejido no proporciona diferencias significativas. En contraste, parece que la influencia del espesor del tejido disminuye a medida que éste se vuelve más ancho (**Fat3**). De acuerdo con [131], esto se debe a que a una frecuencia de 2,4 GHz, el tejido en capas termina actuando como un medio homogéneo.

Desde el punto de vista de la potencia de transmisión, se observa que el RSSI disminuye en consecuencia para los niveles de transmisión más bajos, tanto para tejidos homogéneos

de una sola capa como para tejidos homogéneos estratificados. A pesar de esto, los valores de RSSI están siempre por encima del umbral de sensibilidad, y la transmisión se realiza siempre con una pérdida promedio de paquetes menor al 10 %. Esto es porque las capas de tejido graso utilizadas son mucho más delgadas que las profundidades de penetración correspondientes a la frecuencia de 2,45 GHz [52] y una vez que el campo eléctrico cruza el límite entre las interfaces tejido - tejido, la señal se atenúa monótonamente. Por lo tanto, el tejido homogéneo **Fat1** es bastante transparente para las ondas de radio por lo cual se exhibe un comportamiento similar a la mostrada en la curva LOS.

Mediante la comparación de la sensibilidad de los radios de ambas plataformas, se encontró que aunque el nodo Samsi proporciona niveles de transmisión de potencia más altos (3.5 dBm) que el nodo Shimmer (0 dBm), el nodo Samsi también muestra mayor atenuación para todos los tejidos en relación con el nodo Shimmer. Este hecho puede explicarse por las características de la radio y la antena integrada en el dispositivo.

### Efectos de tejido muscular homogéneo y estratificado en la intensidad de la señal

En la Figura 3.10 se muestran los resultados de RSSI obtenidos para el nodo Shimmer para cuatro niveles diferentes de potencia de transmisión: 0, -1, -10 y -15 dBm cuando el tejido homogéneo muscular ha sido organizado en diferentes capas. Una vez más, los experimentos fueron realizados para todos los niveles de potencia transmisión y se verificó que los resultados presentan el mismo comportamiento para todos los casos usando ambas plataformas. En la Figura 3.10, se denota **Muscle1** como una lámina de tejido de lomo de cerdo de 1 cm, **Muscle2** y **Muscle3** como tejidos en capas de dos y tres láminas de 1 cm cada uno.

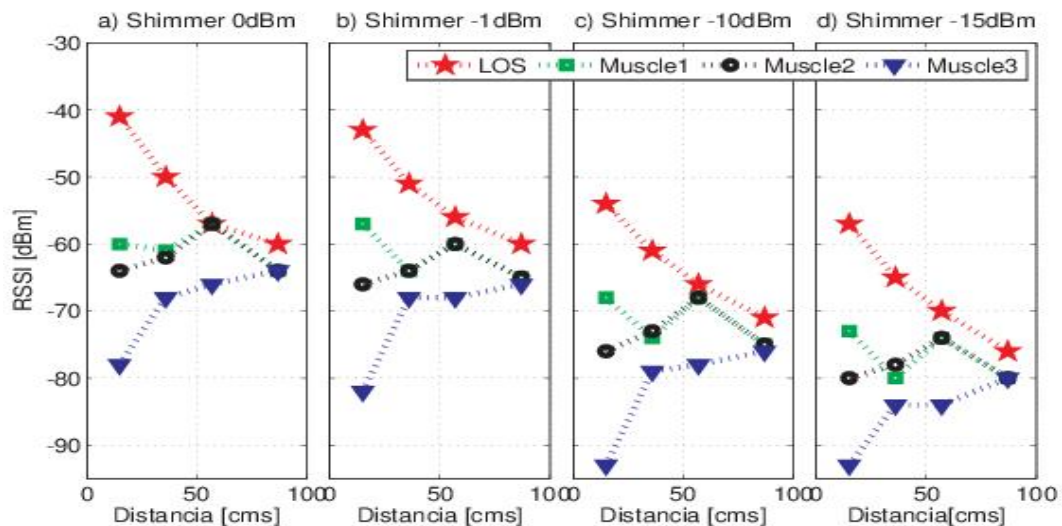


Figura 3.10: RSSI vs distancia para tejido muscular estratificado al aire libre.

De la Figura 3.10, se observa que **Muscle3** provoca una caída significativa en la intensidad de la señal, en el que la atenuación puede ser de hasta 37 dBm con respecto a la curva de LOS para cuando los nodos se encuentran ubicados muy cerca del tejido. Por otra parte, a excepción del punto más cercano al tejido, parece que el incremento del espesor dado para el caso **Muscle2** es despreciable y su efecto sobre la intensidad de la señal es similar al mostrado en el caso **Muscle1**. Curiosamente, cada curva sigue

un patrón monótono como hemos observado para el caso de otros tejidos; un fenómeno similar ha sido también reportado en [43, 129, 132], donde los autores atribuyen el hecho a la difracción sufrida por la señal cuando el área de los tejidos se hace pequeña con relación a la distancia entre las antenas.

Adicionalmente, de la Figura 3.10, también se puede observar que la intensidad de la señal disminuye de acuerdo con el uso de los niveles de potencia más bajos, como hemos mencionado anteriormente. Para las curvas LOS, **Muscle1** y **Muscle2** a niveles de potencia de 0 dBm y -15 dBm, la diferencia en la atenuación de la señal es menor a 6 dBm. Sin embargo, el caso **Muscle3** se considera un caso crítico para los niveles más bajos de potencia (-10 a -25 dBm), donde el valor de RSSI para la distancia más cercana al tejido disminuye peligrosamente hasta sobrepasar el umbral de sensibilidad de la radio (-94 dBm).

### 3.3.1.3 Resultados Cuerpo Humano al Aire Libre

Aunque la campaña de medidas llevada a cabo con tejidos biológicos permitió identificar la variabilidad sufrida por la intensidad de la señal en presencia de medios con pérdidas con diferentes valores de permitividad y conductividad, el comportamiento observado para los tejidos porcinos no pudo extenderse para explicar el comportamiento causado por el cuerpo humano debido a su forma compleja.

La Figura 3.11 muestra las medidas de RSSI realizadas a la altura del pecho y del vientre para los cuatro sujetos a una potencia de transmisión de -10 dBm. De la figura podemos observar los diferentes patrones de atenuación de la señal para cada uno de los sujetos. Así, por ejemplo, para los sujetos 1 y 2, el pecho muestra mayor atenuación que el vientre, mientras que para los sujetos 3 y 4 se produce el efecto contrario. Estos hechos pueden explicarse porque el cuerpo humano es un medio no homogéneo, que consiste de diferentes tipos de tejidos, órganos y líquidos, cada uno con sus propiedades dieléctricas únicas, de estructura compleja con grandes diferencias anatómicas entre los sujetos, tales como tamaño y espesor.

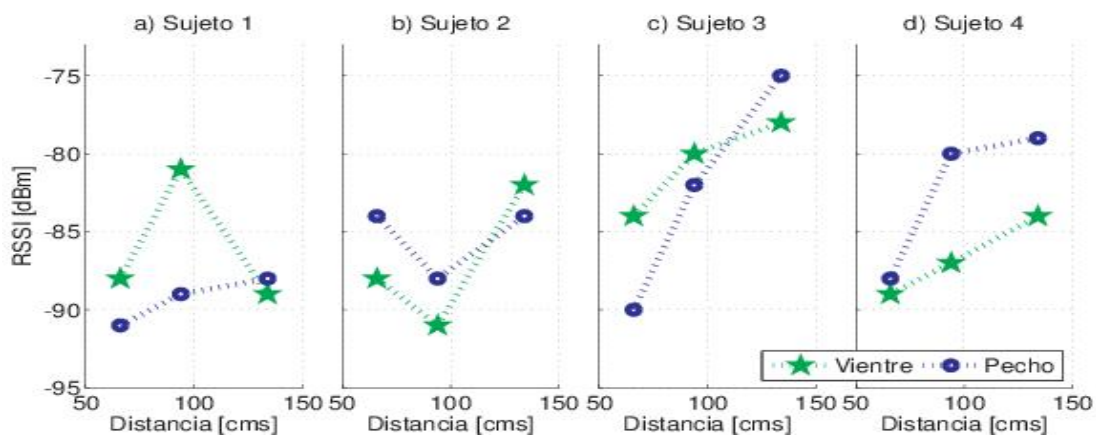


Figura 3.11: RSSI medido para 4 sujetos con nodos Shimmer a -10 dBm.

Por otro lado, las medidas muestran los efectos prevalentes de las reflexiones y de la señal difractada sobre las diferentes partes del cuerpo de los sujetos. La atenuación más fuerte se observa en el punto más cercano al cuerpo humano, seguido por ligeros cambios cuando la distancia aumenta, es la consecuencia no sólo de las propiedades dieléctricas, sino también de la forma (curvatura) y las dimensiones de las partes individuales del cuerpo.

De acuerdo con [133], si la ruta directa entre el transmisor y el receptor está obstruida por un obstáculo, las ondas pueden viajar en la zona de sombra detrás del obstáculo.

Otro aspecto notable que se puede observar en la Figura 3.11 es que los valores de RSSI medidos están por debajo de -75 dBm para todos los sujetos y, aunque la señal no sobrepasa el umbral de sensibilidad de la radio, es posible esperar un aumento dramático de la pérdida de paquetes especialmente para los niveles de potencia más bajos, como se puede observar para el sujeto 4.

### 3.3.2 Resultados Escenario Experimental 2

De acuerdo con los resultados obtenidos para este segundo escenario experimental, el análisis puede abordarse desde dos perspectivas: descriptiva y factorial. El análisis descriptivo permite relacionar gráficamente las posturas y los niveles de potencia de transmisión con RSSI ó PER, mediante el uso del diagrama de cajas; a partir de estas relaciones, se examinan y discuten los siguientes parámetros: posiciones sin pérdidas y el valor del umbral de la radio hallado experimentalmente. Desde una perspectiva matemática más rigurosa, el análisis factorial permite identificar los efectos principales de cada uno de los factores considerados sobre RSSI para cada uno de los enlaces caracterizados y además permite verificar la veracidad de estas interacciones mediante el análisis de los errores residuales.

#### 3.3.2.1 Análisis Descriptivo

##### Posiciones sin pérdida

Con objeto de un análisis más detallado respecto a la distribución de los datos de la muestra, se presenta el diagrama de cajas para RSSI en la Figura 3.12 y de PER en la Figura 3.13 respectivamente, teniendo en cuenta todas las posturas de los escenarios 1 y 2 y los 7 niveles de potencia del nodo Shimmer. Para todas las medidas, el ruido de fondo presenta un valor constante de -98 dBm y no afecta el enlace de radio.

Desde el punto de vista de la distribución de los datos, es posible observar en la Figura 3.12 que los casos *b,c,i* muestran mayor dispersión respecto a los casos *f,g*. Por otra parte, también es notable la presencia de un mayor número de valores atípicos para los casos *a,b,f,g* respecto a los casos *c,d,h,i*.

Desde el punto de vista de la métrica RSSI, en la Figura 3.12 se puede observar que los casos *a,f,g* corresponden a las posiciones más favorables, ya que RSSI está siempre por encima del umbral de sensibilidad de la radio (línea punteada en la figura). Este hecho puede ser explicado porque los nodos sensores tienen línea de vista directa en estas configuraciones y se encuentran a una distancia corta. Por lo tanto, estos enlaces inalámbricos pueden ser considerados sin pérdidas.

Para los casos *b,c,h,i* se observa que para los niveles más bajos de potencia (-10 dBm y -15 dBm), RSSI tiende a aproximarse al umbral de sensibilidad. Esto puede deberse a sombras causadas por algunas partes del cuerpo humano, lo que reduce el factor de contribución de la línea de vista en la intensidad de la señal.

Por último, para los casos *d,e* se puede observar que RSSI se aproxima peligrosamente al umbral de sensibilidad a partir del nivel de potencia -3 dBm y sobrepasa este nivel para los niveles de potencia más bajos. Esto puede explicarse debido al desvanecimiento de pequeña escala causado por los movimientos del ser humano y porque la señal tiene que ir a través de una sección más ancha y en consecuencia sufre más atenuación.

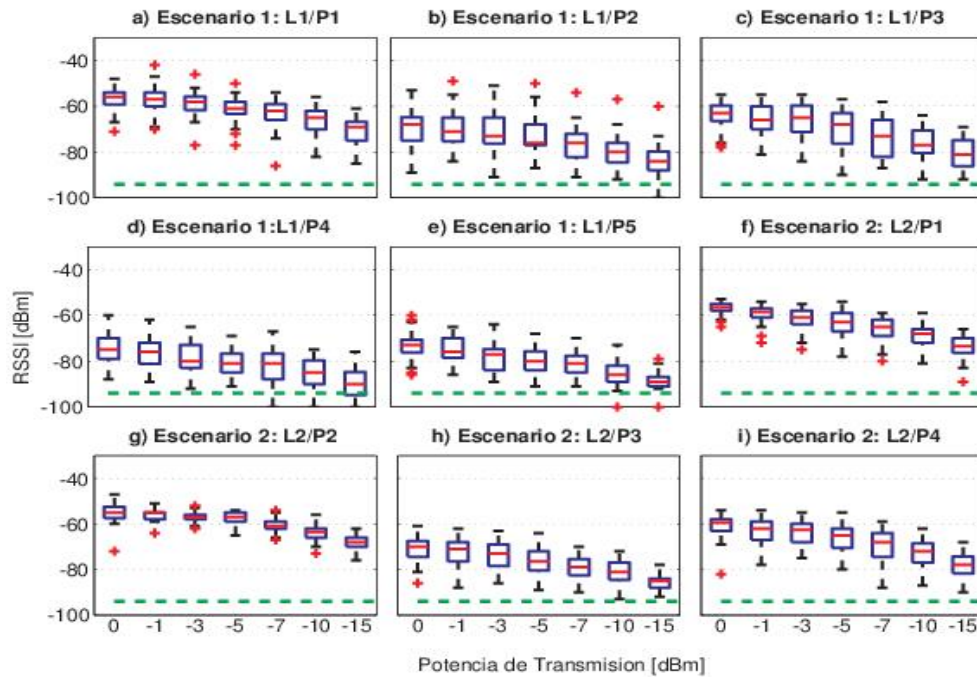


Figura 3.12: Diagrama de cajas de RSSI para los escenarios 1 y 2. La sensibilidad del radio es mostrada en línea punteada.

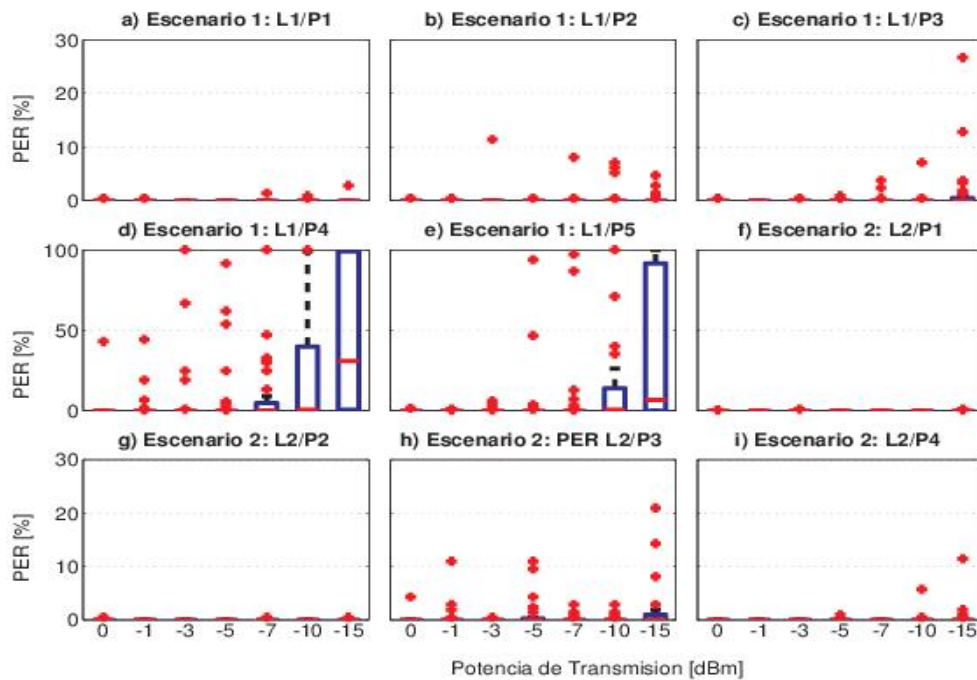


Figura 3.13: Diagrama de cajas de PER para los escenarios 1 y 2.

En la Figura 3.13 se puede observar que para los casos *a, f, g* los valores de PER permanecen por debajo del 3% independientemente de la potencia de transmisión usada. Por lo tanto, nuevamente es posible afirmar que estos enlaces pueden ser considerados sin pérdidas. Para los casos *b, c, i* los valores de PER permanecen por debajo del 10%, solamente se presentan algunos casos atípicos que sobrepasan este límite por algunas unidades para los

niveles más bajos de potencia. Para el caso  $h$  nuevamente los valores de PER se concentran principalmente por debajo del 10 %, sin embargo a la potencia de -15 dBm PER presenta mayor variabilidad, alcanzando un hasta un 21 %.

Finalmente para los casos  $d, e$  se observa mayor dispersión de los datos; para el caso  $d) L1/P4$ , PER muestra valores mayores a 40 % para todos los niveles de potencia, mientras para el caso  $e) L1/P5$  estos valores de PER se muestran a partir de -5 dBm, en consecuencia, puede afirmarse que éstas son las posiciones más críticas, aquellas que pueden ser consideradas como posiciones con pérdidas.

### Umbral

Como se ha observado previamente en la Figura 3.12, el RSSI y la potencia de transmisión tienen una relación directa: a medida que se reduce la potencia, el RSSI también decrece y en consecuencia el PER aumenta. Sin embargo a partir de los datos experimentales se ha observado que el PER aumenta dramáticamente mucho antes de sobrepasar el umbral de sensibilidad de la radio. En consecuencia es importante poder identificar ese nivel de RSSI a partir del cual el PER empieza su ascenso independientemente de la posición evaluada.

En la Figura 3.14 se muestran 20 casos correspondientes a diferentes sujetos y posiciones. La línea en azul describe el comportamiento de RSSI y la línea en negro describe el comportamiento de PER ambas en relación a la potencia de transmisión. Adicionalmente hay dos líneas en color rojo que identifican un rango con límite superior en -80 dBm y límite inferior -85 dBm.

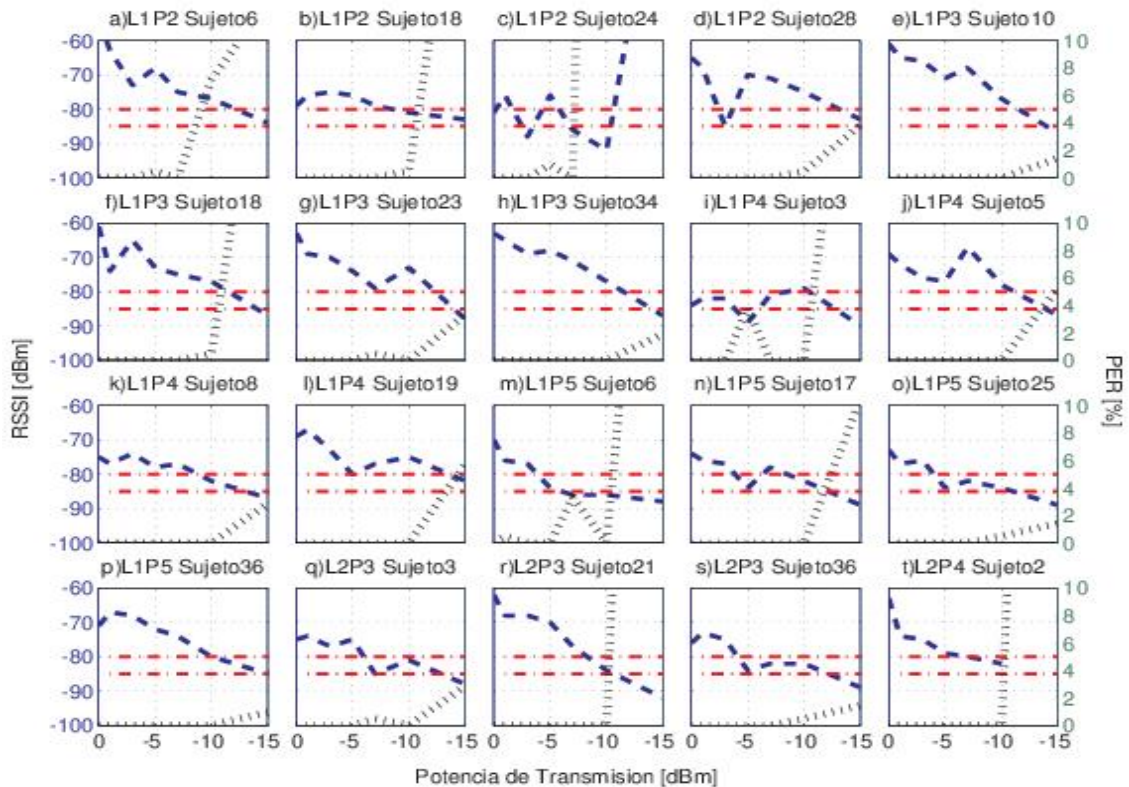


Figura 3.14: RSSI vs PER vs potencia de transmisión.

Al observar los diferentes casos de la Figura 3.14 es posible observar que a partir de que la curva de RSSI se aproxima y cruza el rango delimitado por las líneas en rojo el PER inicia su ascenso para algunos casos en forma gradual y para otros de manera abrupta. Este rango de valores se podría identificar como ese umbral o nivel al que se hizo referencia anteriormente. Por lo tanto, para valores de RSSI por debajo de -85 dBm para los nodos Shimmer, la pérdida de paquetes aumenta drásticamente, debido a que la calidad del enlace varía radicalmente, entre más cercano esté del umbral de sensibilidad del radio [134].

### 3.3.2.2 Análisis Factorial del Enlace 1

La Figura 3.15 muestra la gráfica de efectos principales para el RSSI en el enlace 1, donde sólo dos factores son considerados sin interacciones entre ellos. Cuanto mayor es la pendiente de una línea de desplazamiento, mayor es el efecto principal promedio del factor particular sobre la métrica. Luego, es posible afirmar que tanto el cambio de postura como el del nivel de potencia de transmisión tienen impacto sobre el RSSI y éste es altamente no lineal.

Desde la Figura 3.15 se observa que respecto al factor postura, RSSI muestra un decremento significativo para el cambio entre los niveles P1 a P2 y P3 a P4; un pequeño cambio creciente de RSSI se observa para el cambio entre los niveles P2 a P3 y finalmente para RSSI el cambio dado entre los niveles P4 y P5 es despreciable. Finalmente, se observa que para el conjunto de posturas analizadas para el enlace 1, el valor promedio de RSSI permanece por encima de -85 dBm. En conclusión, se puede afirmar que las posturas P1, P2 y P3 son las más favorables y P4 y P5 las más críticas desde el punto de vista de RSSI.

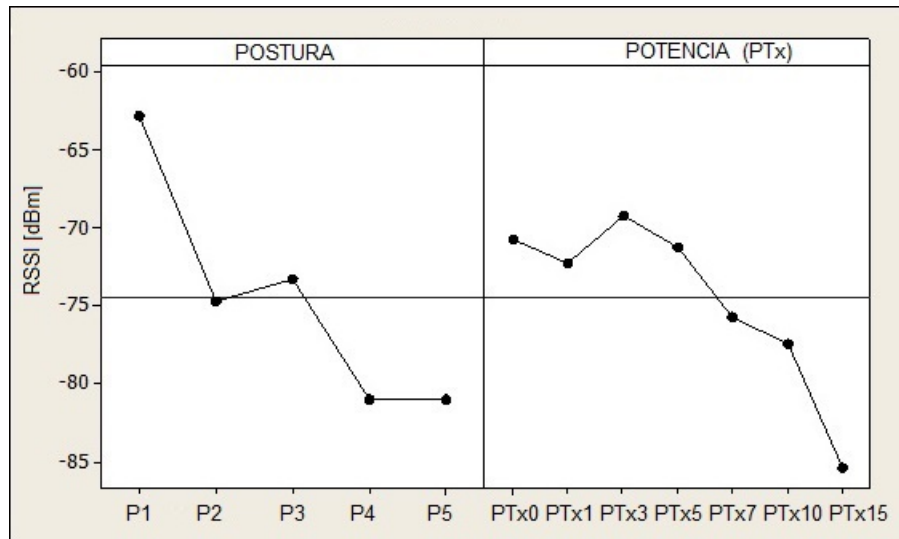


Figura 3.15: Gráfica de efectos principales para RSSI en enlace 1.

Respecto al factor potencia, un cambio del nivel de -10 dBm a -15 dBm genera la variación decreciente más significativa para RSSI. El cambio de -5 dBm a -7 dBm también produce una variación decreciente importante. Los demás cambios producen variaciones más pequeñas. Sólo el cambio de -1 dBm a -3 dBm aunque pequeña, produce una variación creciente. En conclusión, se puede decir que desde el punto de vista de RSSI, el mejor nivel de potencia de transmisión es -3dBm y el peor es -15 dBm.

Respecto a la interacción de ambos factores, desde la Tabla 3.5 es posible observar que

no existe interacción con un nivel de significancia del 5% con RSSI ya que el valor de  $p = 0.352$ . Adicionalmente, se puede afirmar que el coeficiente de determinación cuadrado y ajustado, que miden el porcentaje de varianza de RSSI explicada por los factores en forma conjunta, está en torno al 80% y 61% respectivamente.

Fuente	GL	SC Sec.	SC Ajust.	MC Ajust.	F	P
Postura	4	3127.80	3127.80	781.95	18.25	0.000
Potencia	6	1847.37	1847.37	307.90	7.18	0.000
Postura*Potencia	24	1176.20	1176.20	49.01	1.14	0.352
Error	35	1500.00	1500.00	42.86		
Total	69	7651.37				

S = 6.54654	R-cuad.=	80.40 %	R-cuad.(ajustado)=	61.35 %
-------------	----------	---------	--------------------	---------

Observaciones inusuales de RSSI					
Obs	RSSI	Ajuste	EE Ajust.	Residuo	Residuo Est.
28	-70.0000	-79.5000	4.6291	9.5000	2,05 R
33	-89.0000	-79.5000	4.6291	-9.5000	-2.05 R

R denota una observación con un residuo estandarizado grande

Tabla 3.5: Análisis de varianza para RSSI del enlace 1 utilizando SC ajustada para pruebas

Es necesario verificar ciertos supuestos para tener la seguridad de que los resultados obtenidos por el análisis son correctos, para esto se aplica un análisis de residuales que consiste en evaluar el grado de cumplimiento de los supuestos de normalidad, independencia y homoscedasticidad. Desde la Figura 3.16 se observa como para la gráfica de probabilidad, los datos se ajustan a la línea recta por lo cual se puede afirmar que el error sigue una distribución normal; también el histograma de residuales permite cotejar la normalidad de los datos.

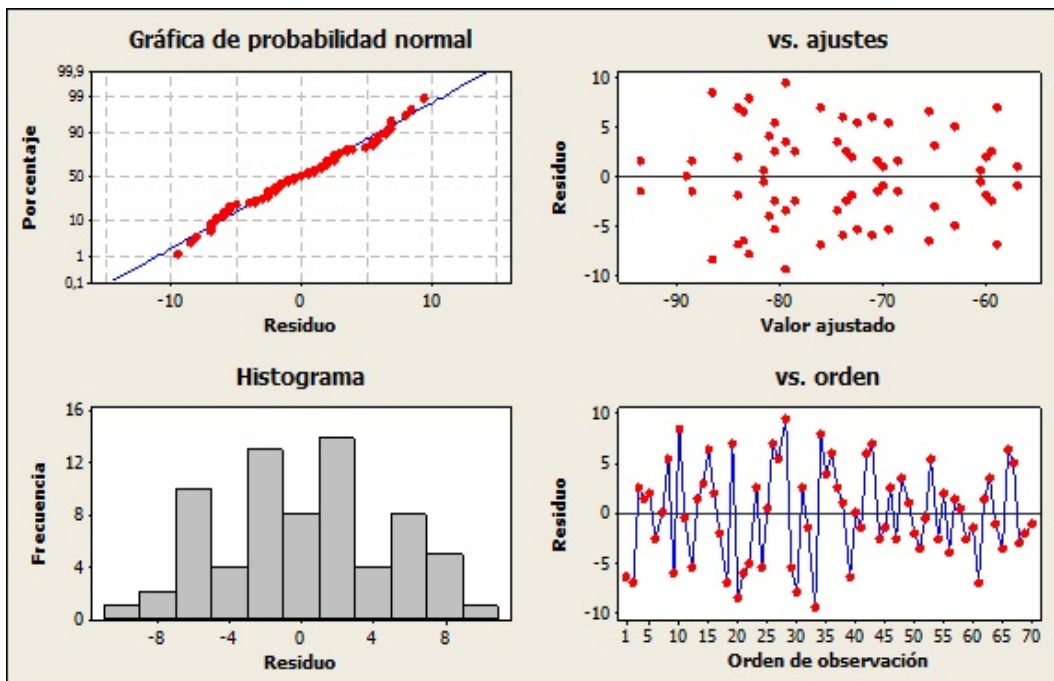


Figura 3.16: Gráfica de residuos para RSSI en enlace 1.

En la Figura 3.16 también se verifica que no existe un patrón definido en los valores predichos y que los puntos están dispersos alrededor del cero en los residuales, por lo que

se puede concluir que las varianzas son iguales para todos los tratamientos. Finalmente, desde la gráfica que compara los residuales con respecto al orden de observación, se puede verificar que los datos se encuentran distribuidos aleatoriamente y no siguen ningún patrón definido, por lo que es posible afirmar que los errores son independientes entre sí.

### 3.3.2.3 Análisis Factorial del Enlace 2

La Figura 3.17 muestra la gráfica de efectos principales para el RSSI en el enlace 2, donde sólo dos factores son considerados sin interacciones entre ellos. Para este caso es posible afirmar que tanto el cambio de postura como el del nivel de potencia de transmisión tienen impacto sobre el RSSI y éste es altamente no lineal.

Desde la Figura 3.17 se observa que respecto al factor postura, RSSI muestra un decremento significativo para el cambio entre los niveles P2 a P3, lo cual es coherente, ya que en la postura P2 los nodos tienen línea de vista directa mientras que para la postura P3, una pierna hace sombra completa sobre el nodo. Adicionalmente, un cambio creciente significativo de RSSI se observa para los cambios de postura de P1 a P2 y P3 a P4. Finalmente, se observa que para el conjunto de posturas analizadas para el enlace 2, el valor promedio de RSSI permanece por encima de -80 dBm. En conclusión, se puede afirmar que la postura P2 es la más favorable y P3 la más crítica desde el punto de vista de RSSI.

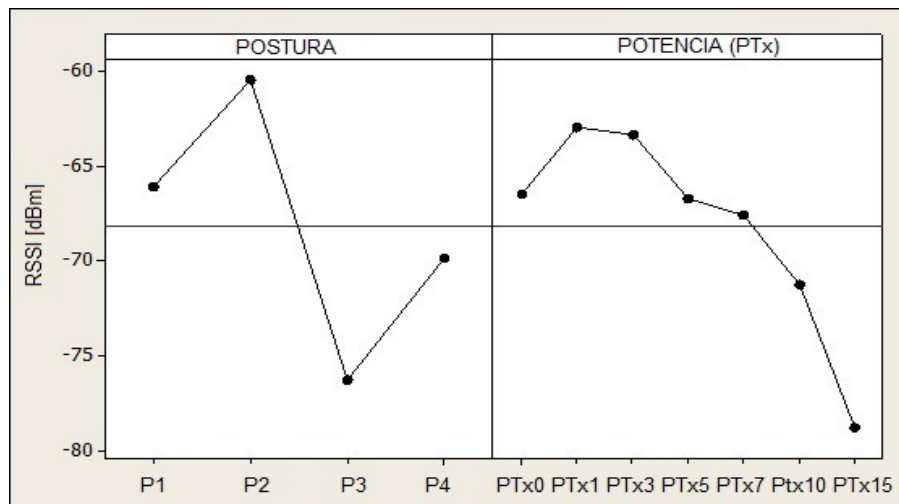


Figura 3.17: Gráfica de efectos principales para RSSI en enlace 2.

Respecto al factor potencia, al igual que para el enlace 1, un cambio del nivel de -10 dBm a -15 dBm genera la variación decreciente más significativa para RSSI. El cambio de -3 dBm a -5 dBm y de -7 dBm a -10 dBm también produce una variación decreciente importante. Sólo el cambio de 0 dBm a -1 dBm produce una variación creciente importante, y los demás cambios de -1 dBm a -3 dBm y de -5 dBm a -7 dBm producen variaciones decrecientes casi despreciables. En conclusión, se puede decir que desde el punto de vista de RSSI, el mejor nivel de potencia de transmisión es -1 dBm y el peor es -15 dBm.

Respecto a la interacción de ambos factores, desde la Tabla 3.6 es posible observar que no existe interacción con un nivel de significancia del 5% con RSSI ya que el valor de  $p = 0.392$ . Adicionalmente, se puede afirmar que el coeficiente de determinación cuadrado y ajustado, que miden el porcentaje de varianza de RSSI explicada por los factores en forma conjunta, está en torno al 83% y 66% respectivamente.

Fuente	GL	SC Sec.	SC Ajust.	MC Ajust.	F	P
Postura	3	1826.93	1826.93	608.98	22.14	0.000
Potencia	6	1409.96	1409.96	234.99	8.55	0.000
Postura*Potencia	18	549.32	549.32	30.52	1.11	0.392
Error	28	770.00	770.00	27.50		
Total	55	4556.21				

S = 5.24404      R-cuad. = 83.10 %      R-cuad.(ajustado) = 66.80 %

Observaciones inusuales de RSSI					
Obs	RSSI	Ajuste	EE Ajust.	Residuo	Residuo Est.
31	-60.0000	-70.5000	3.7081	10.5000	2.83 R
38	-62.0000	-72.0000	3.7081	10.0000	2.70 R
51	-81.0000	-70.5000	3.7081	-10.5000	-2.83 R
52	-82.0000	-72.0000	3.7081	-10.0000	-2.70 R

R denota una observación con un residuo estandarizado grande

Tabla 3.6: Análisis de varianza para RSSI del enlace 2 utilizando SC ajustada para pruebas

En la Figura 3.18 se muestra el análisis de los residuales, se puede observar que aunque hay algunos puntos alejados de la recta, y en el histograma, en general se puede decir que el error sigue una distribución normal; también se verifica que las varianzas son iguales para todos los tratamientos y que los errores son independientes entre sí.

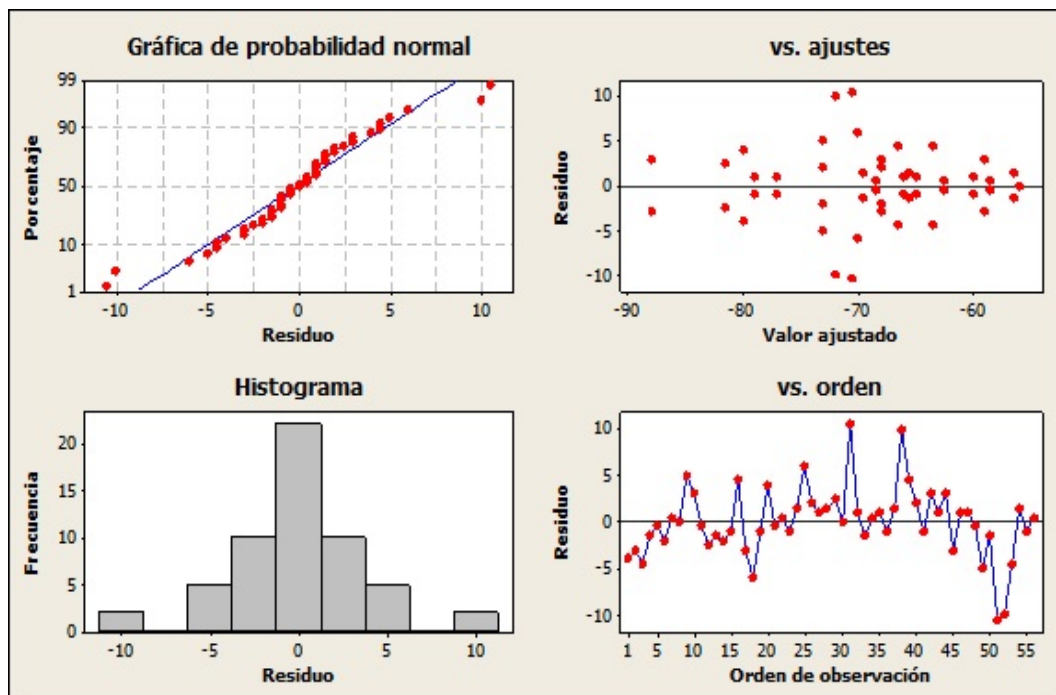


Figura 3.18: Gráfica de residuos para RSSI en enlace 2.

### 3.3.3 Resultados Escenario Experimental 3

La amplia población usada en el experimento distribuida en 13 mujeres y 24 hombres en edades comprendidas entre los 20 y 50 años incluyen diferentes características físicas asociadas al género y a la edad. Así por ejemplo, las mujeres tienen un cinco por ciento más grasa corporal que los hombres, ya que por naturaleza y adicionalmente por los estrógenos,

su cuerpo tienen más enzimas para el almacenamiento de la grasa. Por otra parte, no se debe desconocer que a medida que se envejece, el cuerpo pasa por un proceso natural y gradual de disminución en la masa muscular esquelética y el aumento de tejido graso, por lo que, aunque el peso de una persona no cambie a lo largo de su vida, su composición corporal puede cambiar ampliamente pasando de un porcentaje de grasa corporal promedio de alrededor del 15 % en 20 años de edad a casi el 29 % en 75 años de edad [135].

A partir de la base de datos colectada, se realizó en primera instancia, un análisis descriptivo y posteriormente un análisis de modelos mixtos.

### 3.3.3.1 Análisis Descriptivo

La base de datos fue analizada utilizando el diagrama de caja. Esta herramienta de la estadística descriptiva proporciona información relevante sobre el conjunto de datos. En la Tabla 3.7, se muestra un resumen conciso de las variables cuantitativas. El conjunto de datos de la tabla se ha examinado desde tres aspectos principales: dispersión, simetría y distribución de los datos.

Variable	Mín	Q1	Q2	Q3	Máx	IQR	Asimetría	Curtosis
Longitud Brazo - LB [cm]	28	31	33	35	38	4	0.09	2.18
Longitud Antebrazo - LA [cm]	22	25	26	27	30	2	0.06	2.67
Longitud Muslo - LM [cm]	44	48	53	54	63	6	0.27	2.74
Longitud Pierna - LP [cm]	37	40.5	43	45	51	4.5	0.33	2.27
Perímetro Brazo - PB [cm]	23	28	30	32	37	4	0.04	2.62
Perímetro Antebrazo - PA [cm]	22	25	27	28	33	3	0.42	2.98
Perímetro Muslo - PM [cm]	35	39	41	44	50	5	0.25	2.97
Masa Muscular Total - MM [kg]	34	44.5	57.2	61.6	77.8	17	-0.18	2.10
Masa Ósea - MO [kg]	1.9	2.4	3	3.22	4	0.8	-0.20	2.02
Masa Grasa Total - MG [%]	5.8	16.6	23.9	29.7	42.2	13	0.095	2.67
Masa Grasa Brazo - MGB [%]	5.1	14.9	20.4	30.2	45.4	15.3	0.302	2.33
Masa Grasa Pierna - MGP [%]	6.2	13.4	19.6	30.6	45.3	17.1	0.434	2.12
Masa Muscular Brazo - MMB [kg]	1.4	2.1	3.2	3.7	4.5	1.6	-0.38	1.89
Masa Muscular Pierna - MMP [kg]	6	7.6	10.2	11.1	13.6	3.5	-0.27	1.97
Índice de Masa - IMC [Kgr/m <sup>2</sup> ]	19.7	22.2	23.8	28.5	33.1	6.3	0.514	2.12
Porcentaje Agua - PAG [%]	43.5	51.7	55.4	59.5	67.6	7.7	0.115	2.59
Nivel de Grasa Visceral - GV	1	1.75	4	7	13	5.2	0.807	2.65

Tabla 3.7: Estadística descriptiva de variables antropométricas y de composición corporal

Desde el rango intercuartil (IQR) de la Tabla 3.7, se observa una gran dispersión de la muestra poblacional utilizada en los experimentos. En concreto, las variables con mayor IQR como la masa muscular total (MM), la masa grasa del brazo (MGB), la masa grasa de la pierna (MGP) y la masa grasa total (MG) mostraron el comportamiento más dispersivo. La variable índice de masa corporal (IMC) muestra mayor concentración de datos en el rango entre 22 a 24 lo que corresponde a un peso óptimo y presenta mayor dispersión en el rango entre 25 a 29 que corresponde a sobrepeso.

Por otro lado, a partir del coeficiente de asimetría de Fisher, es posible afirmar que para las variables como la longitud del brazo (LB), la longitud del antebrazo (LA) y el perímetro del brazo (PB), la asimetría es cercana a cero y, por lo tanto, responden a una distribución simétrica. Las variables masa muscular del brazo (MMB), masa muscular de la pierna (MMP) y masa muscular total (MM) muestran una distribución asimétrica positiva. La masa ósea (MO) cuyos rangos típicos para las mujeres oscila entre 1.95 Kg y 2.95 Kg y para los hombres entre 2.66 Kg y 3.69 Kg. también muestra una distribución

asimétrica positiva. Otras variables como la masa grasa del brazo (MGB), la masa grasa de la pierna (MGP) y la grasa visceral (GV) muestran una distribución asimétrica negativa. La cantidad de grasa visceral (GV), la cual se encuentra en la cavidad abdominal interna que rodea los órganos vitales en el área del tronco, es medida por el analizador Tanita en una escala de calificación de 1-59, donde un rango de 1 al 12 indica un nivel saludable y un rango de 13 al 59 indica un nivel de exceso.

Finalmente, el coeficiente de curtosis cuantifica si la forma de la distribución de datos coincide con la distribución de Gauss. Un coeficiente de curtosis positivo, como se muestra en la Tabla 3.7, indica que los datos presentan una distribución leptocúrtica.

### 3.3.3.2 Análisis de Modelo Mixto para el Enlace 1

Para probar el enlace 1, cada sujeto debió realizar 5 posturas por un período de 30 segundos. Adicionalmente, el nodo transmisor fue configurado para 7 diferentes niveles de potencia de transmisión (PTx). Es decir, cada postura es realizada para cada uno de los 7 niveles. En conclusión han sido realizados un total de 1295 experimentos.

El diseño experimental planteado pertenece a la familia de los modelos mixtos, ya que los sujetos son sometidos a distintos niveles de experimentación, las posiciones y los niveles de potencia de transmisión (PTx). La variable respuesta para el modelo es el RSSI.

$$y_i = B_i X_i + \Lambda_i Z_i + \varepsilon_i, \quad i = 1, \dots, 1295 \quad (3.1)$$

Donde

$y$  es la variable respuesta RSSI

$B$  es el vector de coeficientes de los efectos fijos.

$X$  es la matriz de variables independientes.

$\Lambda$  es el vector de coeficientes de los efectos aleatorios.

$Z$  es la matriz de variables aleatorias intragrupos.

$\varepsilon$  es el error de los residuales  $\sim N(0, \sigma_\varepsilon^2)$

Se evaluaron diferentes modelos de regresión usando el paquete estadístico R, el cual es una herramienta de software robusta, potente y de uso libre. Se utilizaron los criterios de Akaike y control de colinealidad entre variables independientes y se seleccionó el siguiente modelo considerado el más adecuado:

$$\text{RSSI} = \text{PTx} + \text{Posición} + \text{MasaGrasaTorso (MGT)} + (1 \mid \text{Posición} \times \text{PTx}) + \text{Error} \quad (3.2)$$

El término  $(1 \mid \text{Posición} \times \text{PTx})$  es la parte aleatoria del modelo y el condicional se refiere a la combinación de grupos de los 37 sujetos.

	numDF	denDF	F-value	p-value
PTxF	7	24	1284.7916	<.0001
Posición	4	1	390.1103	0.038
MGT	1	1260	69.1564	<.0001

Tabla 3.8: Modelo de efectos mixtos lineales enlace 1- ANOVA

Como se muestra en la Tabla 3.8, el análisis de varianza muestra que el nivel de potencia de transmisión (PTx), las posiciones del brazo y la masa grasa del torso (MGT) son las variables que mejor explican el RSSI con una significancia del 5%.

Como se muestra en la Tabla 3.9, la evaluación de los efectos fijos por el método de la máxima verosimilitud, muestra que todos los niveles de PTx, las posiciones y la masa grasa del torso (MGT) son variables relevantes en el modelo mixto para explicar el RSSI con un nivel de significancia del 5%. Se evidencia que los coeficientes tiene un ajuste decreciente, pues todos los coeficientes de estimación de los efectos fijos son negativos, por ejemplo a medida que MGT aumenta el RSSI disminuye en 0.185 unidades.

		AIC	BIC	logLik		
		8455.692	8533.186	-4212.846		
Efectos Fijos: $RSSI_L1 PTxF + Posicion + MGTorso - 1$						
		CoefValue	Std.Error	DF	t-value	p-value
PTx	0	-52.11557	0.7751412	24	-67.23365	0.0000
PTx	-1	-53.59125	0.7751412	24	-69.13740	0.0000
PTx	-3	-55.09936	0.7751412	24	-71.08299	0.0000
PTx	-5	-57.39125	0.7751412	24	-74.03973	0.0000
PTx	-7	-59.71017	0.7751412	24	-77.03134	0.0000
PTx	-10	-63.01287	0.7751412	24	-81.29212	0.0000
PTx	-15	-66.80206	0.7751412	24	-86.18050	0.0000
Posición	2	-12.79923	0.5526883	1	-23.15813	0.0275
Posición	3	-8.84942	0.5526883	1	-16.01159	0.0397
Posición	4	-18.65251	0.5526883	1	-33.74870	0.0189
Posición	5	-18.14672	0.5526883	1	-32.83355	0.0194
MGTorso		-0.18468	0.0223118	1260	-8.27741	0.0000

Tabla 3.9: Modelo de efectos fijos por el método de la máxima verosimilitud, enlace 1

El modelo lineal mixto se define con la ecuación 3.3, donde  $\beta_1$  y  $\beta_2$  son los vectores de coeficientes estimados de PTx y posición respectivamente como se muestra en la ecuación 3.4:

$$RSSI = \beta_1 PTx + \beta_2 Posición - 0,185 MasaGrasaTorso + (1 | Posición \times PTx) + Error \quad (3.3)$$

$$\beta_1 = \begin{bmatrix} -52,11557 \\ -53,59125 \\ -55,09936 \\ -57,39125 \\ -59,71017 \\ -63,01287 \\ -66,80206 \end{bmatrix} \quad \beta_2 = \begin{bmatrix} -12,7992 \\ -8,84942 \\ -18,6525 \\ -18,1467 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

En la Tabla 3.10 se muestran los intervalos de confianza al 95% para los coeficientes estimados de los efectos fijos.

Por otra parte, los modelos lineales mixtos son muy sensibles a los problemas de colinealidad, así que el modelo fue seleccionado descartando las variables que inflaban la covariabilidad de las variables explicativas. Como se muestra en la Tabla 3.11, de acuerdo al factor de inflación de varianza (VIF) las variables seleccionadas para el modelo no presentan colinealidad, ya que el criterio exige que el VIF debe ser menor a 10.

Finalmente los residuales estandarizados del modelo están distribuidos de la siguiente forma:

Min	Q1	Mediana	Q3	Max	Sd
-3.38709060	-0.70669549	0.02697132	0.64585069	3.81181008	6.260277

Efectos Fijos	Bajo	Coefest	Alto
PTxF0	-53.7079556	-52.1155724	-50.5231891
PTxF-1	-55.1836313	-53.5912480	-51.9988647
PTxF-3	-56.6917394	-55.0993561	-53.5069729
PTxF-5	-58.9836313	-57.3912480	-55.7988647
PTxF-7	-61.3025502	-59.7101669	-58.1177837
PTxF-10	-64.6052529	-63.0128697	-61.4204864
PTxF-15	-68.3944421	-66.8020588	-65.2096756
Posición2	-19.7891857	-12.7992278	-5.8092699
Posición3	-15.8393787	-8.8494208	-1.8594630
Posición4	-25.6424675	-18.6525097	-11.6625518
Posición5	-25.1366760	-18.1467181	-11.1567603
MGTorso	-0.2282534	-0.1846842	-0.1411151

Tabla 3.10: Intervalos de confianza al 95 %, enlace 1

	GVIF	Df	$GVIF^{(1/(2Df))}$
PTxF	13.669853	7	1.205386
Posición	5.000000	4	1.222845
MGTorso	9.669853	1	3.109639

Tabla 3.11: Factor de inflación de varianza, enlace 1

El análisis de residuales es el más importante para evaluar el modelo, ya que si los residuales no tiene una distribución simétrica o aproximada a la distribución normal el modelo planteado no sería el adecuado para explicar la variable RSSI. La Figura 3.19 o gráfico cuantil-cuantil (Q-Q Plot,) muestra si los cuantiles de los residuales del modelo se ajustan a una recta respecto a los cuantiles de la distribución normal estándar. En nuestro caso más del 80 % del total de los residuales ajustan a las hipótesis de normalidad, sin embargo al tratarse de un modelo mixto, el supuesto de normalidad debe ser evaluado intra grupo para garantizar la robustés del análisis global.

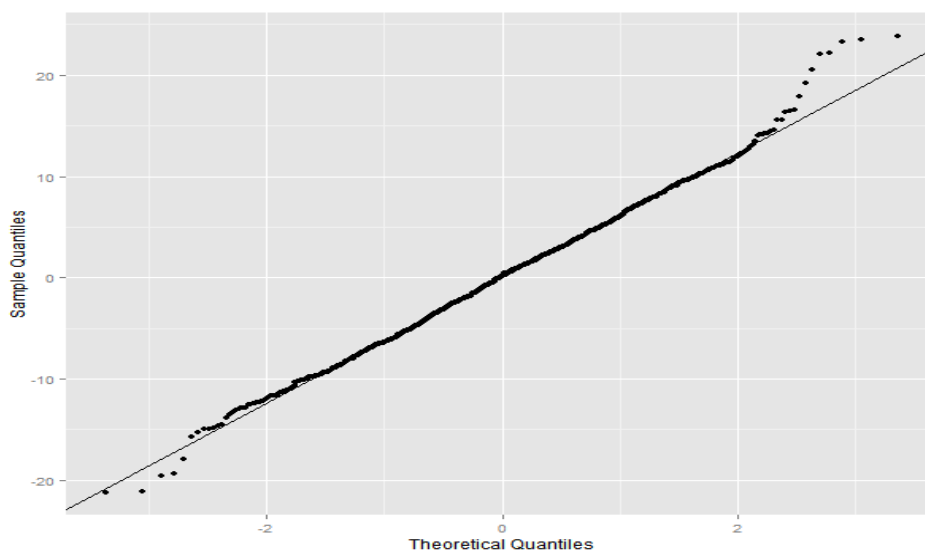


Figura 3.19: Q-Q plot global para el enlace 1.

En la Figura 3.20, se muestran los residuales pareados por los grupos posición - PTx en el Q-Q Plot. Como se puede observar, se verifica que pertenecen a la distribución normal, pues el ajuste respecto a los cuantiles de la normal estándar es lineal.

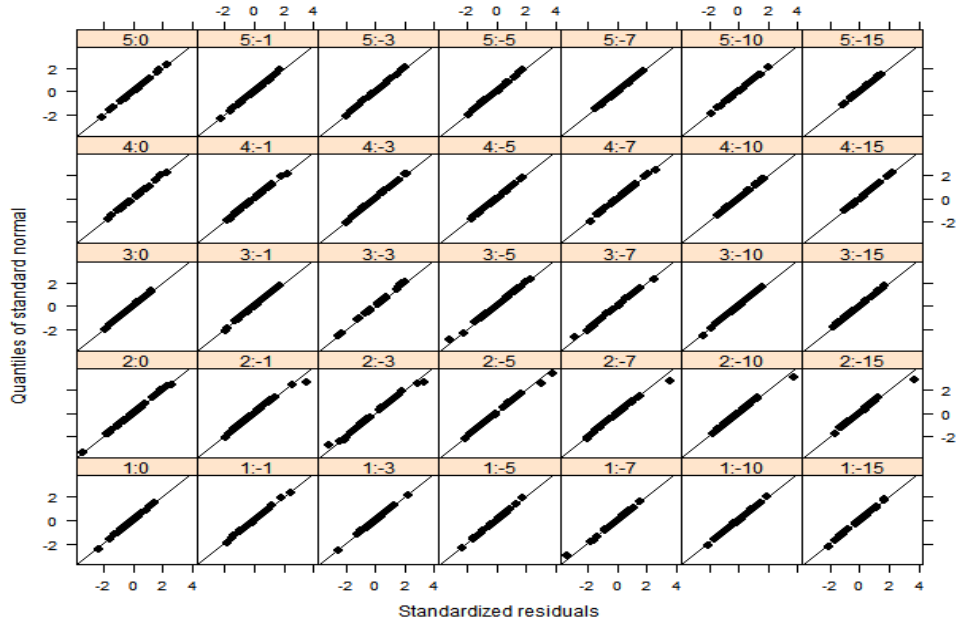


Figura 3.20: residuales pareados en Q-Q plot para el enlace 1.

En la Figura 3.21 se muestran los residuales de acuerdo al turno de medición de cada individuo. Como se puede observar, los residuales no presenta una correlación o tendencia de algún tipo, sea positiva o negativa. Esto indica que la independencia sobre los errores se cumple, es decir, que la recolección de los datos en el experimento se hizo de forma independiente.

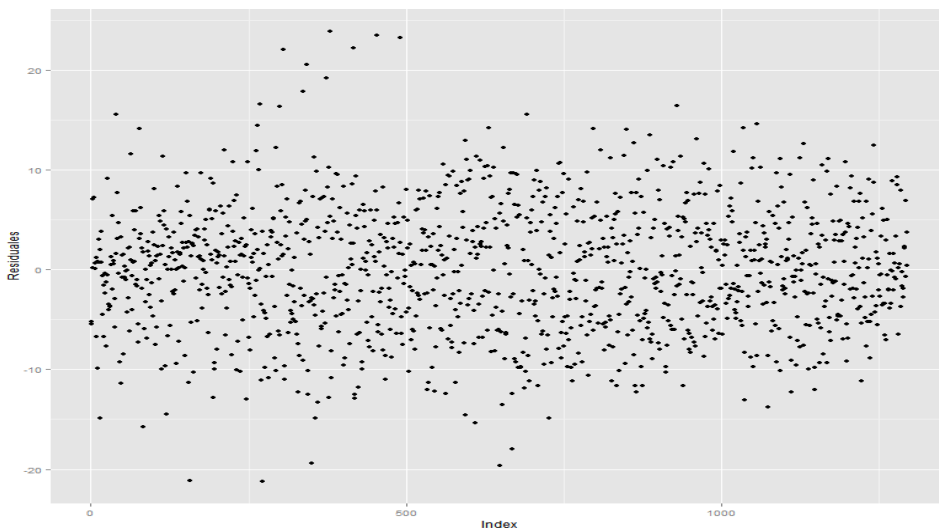


Figura 3.21: residuales vs turno de medición para el enlace 1.

El criterio de homocedasticidad de los residuales del modelo requiere que no presenten una tendencia específica dado los valores ajustados del modelo, si este criterio se cumple

junto al análisis del Q-Q plot, se concluye que los residuales del modelo tienen una distribución normal. En la Figura 3.22 se puede observar que los residuales son simétricos respecto a su media, y en todo el conjunto no se evidencia una tendencia de ningún tipo, sin embargo hay sectores en los cuales se puede ver algunas tendencias lineales.

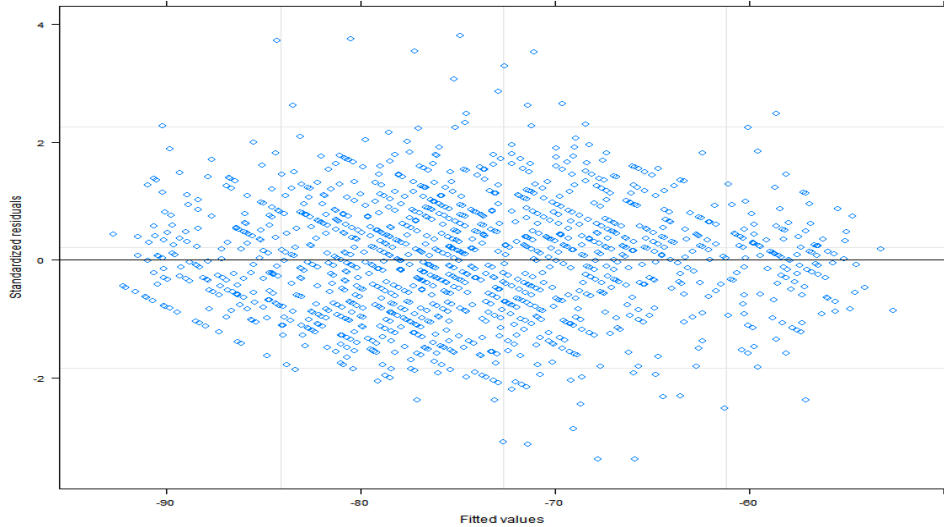


Figura 3.22: Distribución de residuales para el enlace 1.

El histograma de la Figura 3.23 muestra cómo se distribuyen los residuales del modelo, se puede notar que los residuales tienen algunos valores atípicos pero no afectan la simetría de la distribución, esto supone que los residuales pertenecen a la familia de las distribuciones gaussianas, por lo tanto los residuales tienen distribución normal, y se cumple:  $\varepsilon_i \sim N(0, 6,26^2)$ .

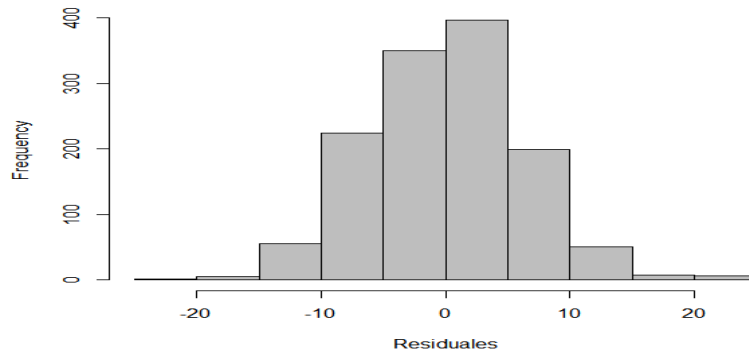


Figura 3.23: Histograma de residuales para el enlace 1.

El Método de la Diferencia Significativa Honesta (HSD) de Tukey, se utiliza para identificar cuál es el efecto que más influye en los modelos. La Figura 3.24 muestra los intervalos de confianza de cada una de las posiciones en términos de la potencia de transmisión.

En el método de Tukey, el factor con el intervalo más estrecho quiere decir que es el más significativo. Así, la posición 1 (L1/P1) correspondiente al sujeto sentado con las manos sobre los muslos es la posición más adecuada desde el punto de vista de las mediciones. Por otra parte, para los niveles de potencia en cada posición, se observa que todos son significativos en la posición 1 (L1/P1), sin embargo en las otras posiciones no hay diferencias significativas entre los niveles de potencia (PTx).

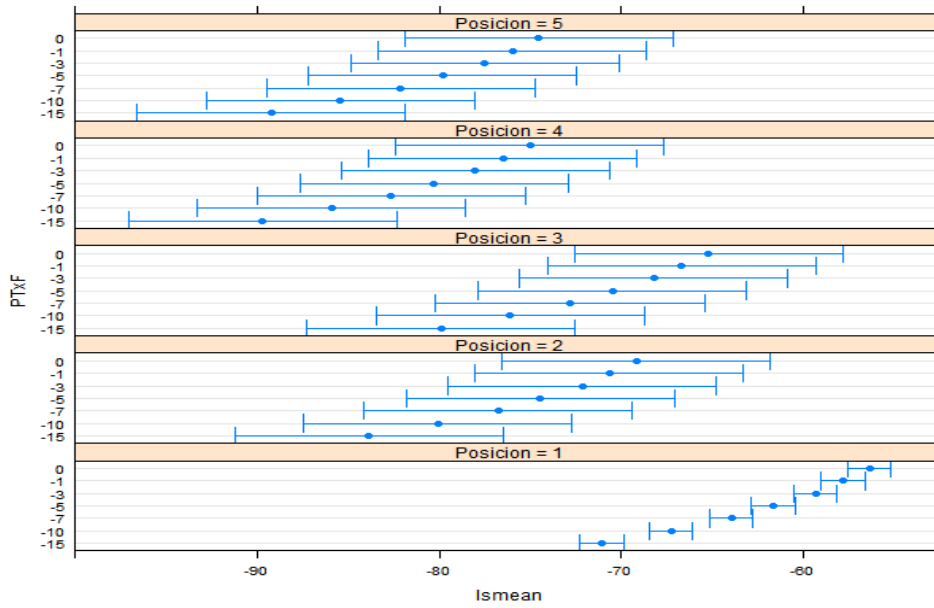


Figura 3.24: Efecto de la potencia de transmisión (Ptx) por posición para el enlace 1.

### 3.3.3.3 Análisis de Modelo Mixto para el Enlace 2

Para probar el enlace 2, cada sujeto debió realizar 4 posturas por un periodo de 30 segundos. Adicionalmente, el nodo transmisor fue configurado para 7 diferentes niveles de potencia de transmisión (PTx). Es decir, cada postura es realizada para cada uno de los 7 niveles. En conclusión han sido realizados un total de 1008 experimentos. El diseño experimental para el enlace 2, al igual que para el enlace 1, pertenece a la familia de los modelos mixtos, por lo tanto se seguirá el procedimiento planteado previamente para la variable respuesta RSSI.

Luego de múltiples regresiones evaluadas por el criterio de Akaike y el factor de inflación de varianza para evitar colinealidad en el modelo, el modelo más adecuado para estimar el RSSI está dado por:

$$\text{RSSI} = \text{PTx} + \text{Posición} + \text{GrasaVisceral (GV)} + (1 \mid \text{Posición} \times \text{PTx}) + \text{Error} \quad (3.5)$$

El término  $(1 \mid \text{Posición} \times \text{PTx})$  es la parte aleatoria del modelo y el condicional se refiere a la combinación de grupos de los 36 sujetos.

Como se muestra en la Tabla 3.12, el análisis de varianza muestra que el nivel de potencia de transmisión (PTx) y las posiciones de la pierna son las variables que mejor explican a RSSI con una significancia del 5%, sin embargo la grasa visceral (GV) no es significativa en el modelo.

	numDF	denDF	F-value	p-value
PTxF	7	18	4476.570	<.0001
Posición	3	1	570.165	0.038
GrasaVisceral	1	980	2.757	0.0971

Tabla 3.12: Modelo de efectos mixtos lineales enlace 2 - ANOVA

Como se puede observar de la Tabla 3.13, la evaluación de los efectos fijos por el

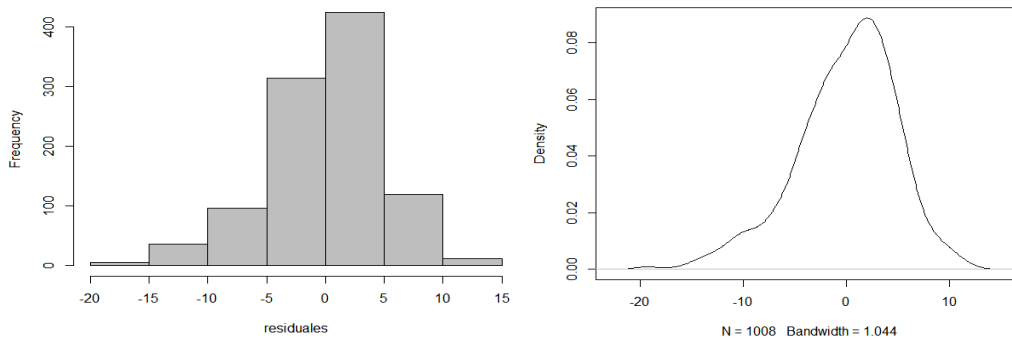
método de la máxima verosimilitud, muestra que todos los PTx son variables relevantes en el modelo mixto para explicar el RSSI con un nivel de significancia del 5%, por otra parte la posición 2 (L2/P2) es la única posición que es significativa en el modelo y la grasa visceral (GV) no influye en el modelo.

	AIC	BIC	logLik			
	6101.954	6170.774	-3036.977			
Efectos Fijos: $RSSI_{L2} PTxF + GV_{visceral} - 1$						
	CoefValue	Std.Error	DF	t-value	p-value	
PTx	0	-58.72958	0.5361093	18	-109.54777	0.0000
PTx	-1	-60.80597	0.5361093	18	-113.42084	0.0000
PTx	-3	-61.78514	0.5361093	18	-115.24727	0.0000
PTx	-5	-63.70875	0.5361093	18	-118.83537	0.0000
PTx	-7	-66.49347	0.5361093	18	-124.02968	0.0000
PTx	-10	-69.51431	0.5361093	18	-129.66442	0.0000
PTx	-15	-74.53514	0.5361093	18	-139.02973	0.0000
Posición	2	4.58333	0.4409962	1	10.39314	0.0611
Posición	3	-12.86508	0.4409962	1	-29.17277	0.0218
Posición	4	-3.82937	0.4409962	1	-8.68344	0.0730
GVisceral		0.07773	0.0470715	980	1.65138	0.0990

Tabla 3.13: Modelo de efectos fijos por el método de la máxima verosimilitud, enlace 2

Como el modelo no tiene variables antropométricas significativas no tienen sentido eliminarlas del modelo y evaluar la significancia de los PTx y las posiciones, ya que supondría que el RSSI no depende del uso de un paciente. Además, suponiendo que la grasa visceral (GV) fuera significativa en el modelo, los residuales no cumplen con los supuestos de normalidad. La mediana de los residuales supone que los residuales no son simétricos, el histograma y el gráfico de distribución de los residuales pueden ayudarnos a verificar esta afirmación.

Además, suponiendo que la grasa visceral (GV) fuera significativa en el modelo, los residuales no cumplen con los supuestos de normalidad. La mediana de los residuales supone que los residuales no son simétricos, el histograma y el gráfico de distribución de los residuales mostrados en la Figura 3.25 pueden ayudarnos a verificar esta afirmación. Efectivamente los residuales están sesgados hacia la derecha o con sesgo negativo, por otra parte hay que examinar si el Q-Q Plot se ajusta de forma lineal.



(a) Histograma de residuales

(b) Distribución de residuales

Figura 3.25: Residuales para el enlace 2.

En la Figura 3.26 se muestra que los residuales del modelo respecto a los cuantiles de la distribución normal estándar tienen una tendencia no lineal.

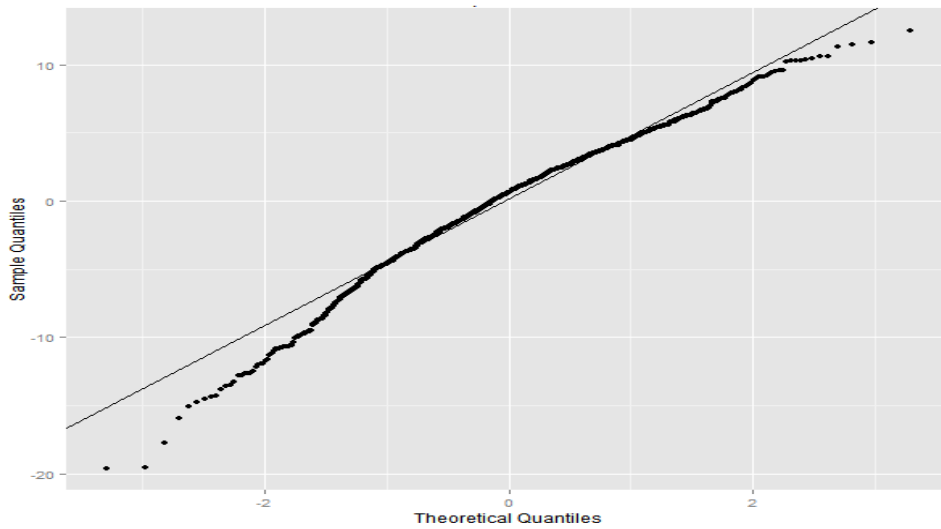


Figura 3.26: Q-Q plot global de residuales para el enlace 2.

Como se observa en la Figura 3.27, el gráfico de los residuales de acuerdo al turno de la medición de cada individuo no son homogéneos, ya que en la parte inferior de los residuales los límites sobrepasan el doble del límite superior.

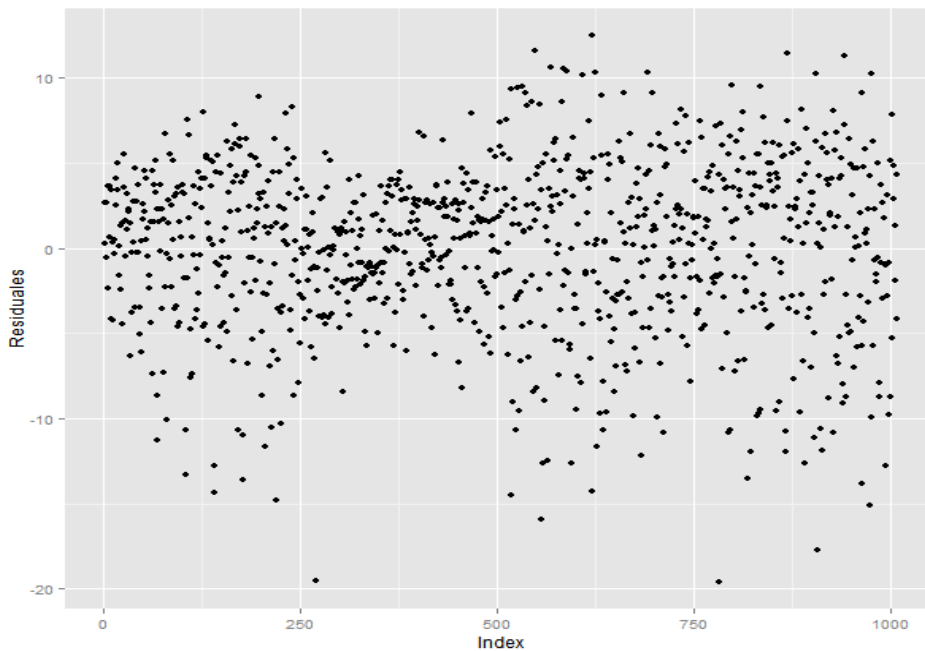


Figura 3.27: Distribución de residuales por turno de medición para el enlace 2.

Como se observa en la Figura 3.28, el gráfico de los residuales respecto a los valores ajustados muestra una forma de cono desde la derecha hacia la izquierda, esto significa que la varianza no es constante y por lo tanto no hay homocedasticidad en los residuales, por lo tanto los residuales no son homogéneos y el modelo no es adecuado.

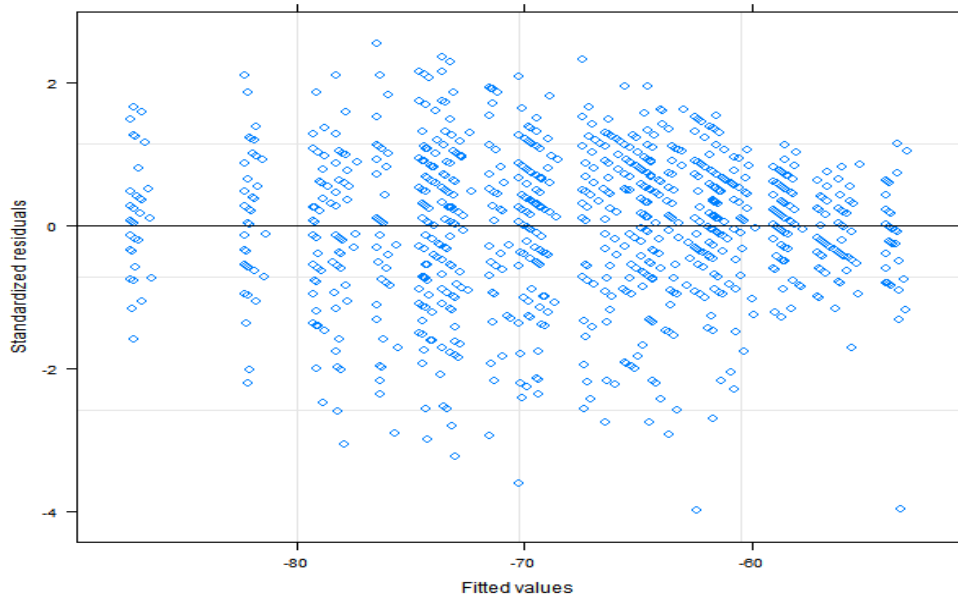


Figura 3.28: Distribución de residuales ajustados para el enlace 2.

### 3.3.3.4 Discusión de los Resultados

Algunos esfuerzos en investigación relacionados con redes corporales, han sido orientados a derivar un modelo de propagación de gran escala que describa las fluctuaciones de la potencia media recibida en términos de la distancia; sin embargo, debido a la alta variabilidad en las posturas y movimientos del sujeto que porta la red, resulta muy complejo conocer con certeza en todo momento la distancia entre nodos. Adicionalmente diversos resultados han mostrado una mayor atenuación para enlaces a cortas distancias que para enlaces a gran distancia [16]. En este contexto, este tipo de modelo no ha mostrado ser apropiado para describir el comportamiento de los canales corporales.

Los modelos propuestos en este capítulo para predecir el comportamiento de la potencia promedio de la señal recibida para cada uno de los enlaces caracterizados, siguen un análisis de modelo mixto. Para cada caso, se evaluaron diferentes modelos de regresión, se utilizaron los criterios de Akaike y control de colinealidad entre variables independientes y finalmente se seleccionaron los modelos considerados más adecuados. Para el enlace 1 el análisis de varianza mostró que el nivel de potencia de transmisión, las posiciones del brazo y la masa grasa del torso fueron las variables que mejor explicaron la variabilidad de RSSI con una significancia del 5%. Para el enlace 2, el análisis de varianza mostró que el RSSI puede ser explicado completamente en términos únicamente de la potencia de transmisión y las posiciones de la pierna, es decir, ninguna variable antropométrica o de composición corporal influye en su comportamiento. Este hecho puede explicarse debido a que en la zona de las extremidades inferiores del cuerpo, las sombras generadas por el tronco, los hombros y la cabeza no afectan al enlace y adicionalmente, multitrayectos generados por el piso pueden generar interferencias constructivas, contribuyendo a tener niveles de RSSI más altos que para el enlace 1.



## Capítulo 4

# Modelo de Estimador de Calidad

Con base en el estudio experimental de la variación temporal en la calidad de los enlaces sobre el cuerpo descrito previamente, en este capítulo se propone un modelo basado en sistemas adaptables de inferencia neuro-difusa (ANFIS) para predecir la calidad del enlace en términos del RSSI. Este modelo ha sido llamado Estimador de Calidad del Enlace basado en ANFIS o A-LQE por sus siglas en inglés. El modelo se propone para cada uno de los dos enlaces que han sido caracterizados experimentalmente, e implican la interacción de múltiples parámetros de entrada relacionados con la ubicación del nodo sensor, los niveles de potencia de transmisión disponibles en la radio, así como el movimiento, la forma y la composición del cuerpo humano, y proporcionan como salida el RSSI del enlace.

ANFIS, por ser un sistema neurodifuso, combina la representación del conocimiento y las capacidades de inferencia sobre la incertidumbre de la lógica difusa con las capacidades de aprendizaje, adaptación, tolerancia a fallos y generalización de las redes neuronales [136] para proporcionar una herramienta que facilita el modelado de problemas no lineales.

En este capítulo se presenta un breve marco teórico de la heurística ANFIS, posteriormente se describen las fases seguidas para la construcción de los modelos A-LQE, seguidamente se presentan los resultados de validación y finalmente se discute acerca de la complejidad computacional asociada a este tipo de modelos heurísticos.

### 4.1 Sistema de Inferencia Neurodifuso Adaptativo (ANFIS)

Las redes neuronales y la lógica difusa son dos métodos de la inteligencia artificial utilizados para modelar problemas no lineales. La técnica del Sistema de Inferencia Adaptativa Neurodifuso (ANFIS), presentado originalmente por Jang en 1993 [136], combina lo mejor de ambos métodos para obtener mejores resultados. Se invita al lector interesado a consultar el Apéndice A, donde éstos métodos se describen con detalle.

Los sistemas ANFIS permiten combinar las capacidades de aprendizaje de las redes neuronales para generar de forma automática a partir de datos numéricos la base de reglas lingüísticas que describen el comportamiento de un sistema, a la vez que optimiza los parámetros asociados a la representación del sistema de inferencia difuso (FIS). Esta combinación de métodos lo convierte en una herramienta adecuada para el mapeo no lineal en sistemas de múltiples variables y flexible para el manejo implícito de las incertidumbres de modelización y la variabilidad del mundo real [137].

La arquitectura de un modelo ANFIS es funcionalmente equivalente al mecanismo de inferencia Takagi-Sugeno, para el cual, el consecuente de la regla es una combinación

lineal de las variables de entrada y una constante. Este mecanismo es usado en ANFIS ya que es más compacto y computacionalmente más eficiente para la construcción de modelos [136, 138].

Una arquitectura ANFIS simple de dos entradas y una salida es mostrada en la Figura 4.1 para presentar una explicación más detallada de su funcionamiento. De acuerdo al número de entradas y conjuntos difusos, el modelo de la Figura 4.1 está definido por una base de cuatro reglas de la siguiente forma [136]:

*Regla 1: If (x is A<sub>1</sub>) and (y is B<sub>1</sub>) then (f<sub>11</sub> = p<sub>11</sub>x + q<sub>11</sub>y + r<sub>11</sub>)*

*Regla 2: If (x is A<sub>2</sub>) and (y is B<sub>1</sub>) then (f<sub>21</sub> = p<sub>21</sub>x + q<sub>21</sub>y + r<sub>21</sub>)*

*Regla 3: If (x is A<sub>1</sub>) and (y is B<sub>2</sub>) then (f<sub>12</sub> = p<sub>12</sub>x + q<sub>12</sub>y + r<sub>12</sub>)*

*Regla 4: If (x is A<sub>2</sub>) and (y is B<sub>2</sub>) then (f<sub>22</sub> = p<sub>22</sub>x + q<sub>22</sub>y + r<sub>22</sub>)*

Donde  $x, y$  son las entradas.

$A_i$  y  $B_j$  para  $i, j = 1, 2$  son los conjuntos difusos.

$f_{ij}$  son las salidas de la región difusa especificado por la regla difusa.

$p_{ij}, q_{ij}$  y  $r_{ij}$  son los parámetros de diseño que se determinan durante el aprendizaje.

Como se muestra en la Figura 4.1, la arquitectura de un sistema ANFIS consta de cinco capas que incluyen, 1) la capa difusa, 2) la capa producto, 3) la capa de normalización, 4) capa de defuzzificación y 5) la capa de salida. Cada capa de la red neuronal realiza un proceso específico en la inferencia de la salida del sistema. Todos los nodos de una misma capa tienen la misma función y los nodos de la capa 1 y 4 son adaptables, es decir sus parámetros son ajustables. A continuación se explica en detalle cada una de las capas [136].

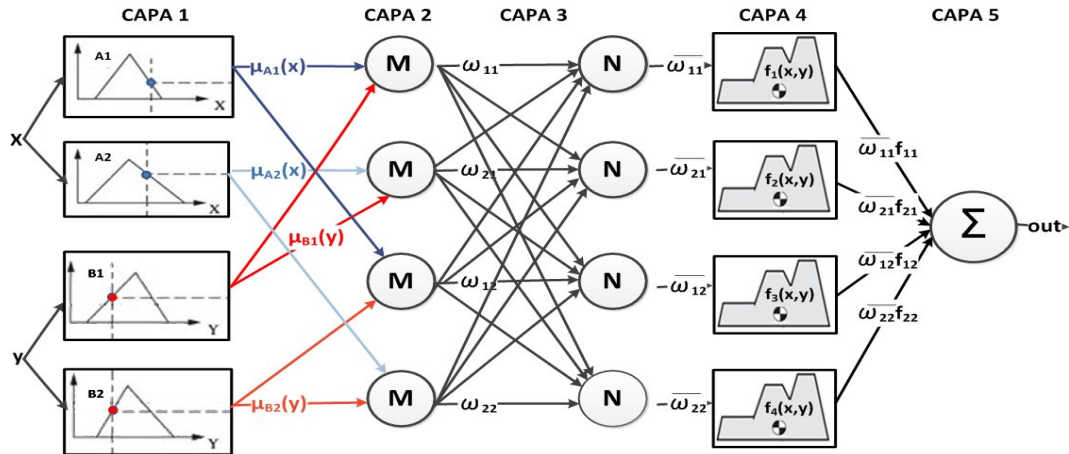


Figura 4.1: Estructura de una red ANFIS.

**Capa 1 (Capa Difusa):** las entradas en esta capa corresponden a  $x, y$ . Cada entrada tiene asociada dos conjuntos difusos, por ejemplo  $A_1$ =bajo,  $A_2$ =alto,  $B_1$ =débil,  $B_2$ =fuerte. La salida de cada nodo de esta capa representa el grado de pertenencia para el que la variable de entrada satisface el término asociado a este nodo. En conclusión los nodos de esta capa calculan el valor de la función de pertenencia. La salida de esta capa se puede representar como:

$$O_{1,i} = \mu_{A_i}(x), \quad O_{1,j} = \mu_{B_j}(y), \quad i = 1, 2 \quad (4.1)$$

**Capa 2 (Capa Producto):** cada nodo de esta capa es fijo y calcula el grado de activación de su regla asociada utilizando el operador AND, es decir calcula el antecedente de las reglas. Estos nodos están etiquetados con "M", para indicar que ellos realizan una simple multiplicación. La salida de esta capa se puede representar como:

$$\omega_{ij} = \mu_{A_i}(x) * \mu_{B_j}(y), \quad i, j = 1, 2 \quad (4.2)$$

**Capa 3 (Capa de Normalización):** cada nodo en esta capa está representado por una N para indicar la normalización de los grados de activación. La salida del nodo es el grado de activación normalizado de la regla  $i$ , con respecto a la suma de los grados de activación. La salida de esta capa se puede representar como:

$$\bar{\omega}_{ij} = \frac{\omega_{ij}}{\sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 \omega_{ij}}, \quad i, j = 1, 2 \quad (4.3)$$

**Capa 4 (Capa de defuzzificación):** Multiplica el peso normalizado del antecedente de cada regla por su respectivo consecuente.

$$\bar{\omega}_{ij} f_{ij} = \bar{\omega}_{ij}(p_{ij}x + q_{ij}y + r_{ij}), \quad i, j = 1, 2 \quad (4.4)$$

**Capa 5 (Capa de salida):** Un solo nodo calcula la salida total del sistema como la suma de sus entradas individuales

$$out = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 \bar{\omega}_{ij} f_{ij} = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 \bar{\omega}_{ij}(p_{ij}x + q_{ij}y + r_{ij}), \quad i, j = 1, 2 \quad (4.5)$$

El modelo ANFIS tiene dos tipos de parámetros que deben ser entrenados: los antecedentes, que corresponden a las constantes que caracterizan las funciones de activación de los conjuntos difusos  $y$ ; los consecuentes que corresponden a los parámetros lineales de la salida del modelo de inferencia. El algoritmo de aprendizaje para ANFIS es un algoritmo híbrido que combina el algoritmo del gradiente descendente para optimizar los antecedentes y el algoritmo de mínimos cuadrados para determinar los parámetros lineales del consecuente. Una vez identificados los parámetros del consecuente, el error es calculado como la diferencia entre la salida de la red y la salida deseada presentada en los pares de entrenamiento.

## 4.2 Estimador de Calidad del Enlace Basado en ANFIS (A-LQE)

Dada la complejidad de encontrar una fórmula analítica exacta para predecir los valores de RSSI, y con el fin de construir un modelo razonable, hemos seguido un enfoque de tres fases: 1) Selección de características, 2) Elección de la arquitectura A-LQE y 3) Validación.

### 4.2.1 Fase I - Selección de Características

La selección de variables de entrada es una parte importante en la construcción del modelo no lineal. La incorporación de sólo las variables no correladas entre sí proporciona un modelo más simple, útil, y fiable [139]. Por lo tanto, el objetivo principal en esta etapa es eliminar la redundancia creada por las correlaciones entre las variables.

El análisis se inicia con las pruebas pertinentes de normalidad para cada una de las variables. Posteriormente, el estudio se continúa con un análisis bivalente para entender cómo las variables se relacionan entre sí y como estas relaciones pueden contribuir a reducir el número de variables de entrada. Finalmente, se realiza un análisis de correlación entre las variables de entrada y RSSI como métrica de calidad del enlace.

#### 4.2.1.1 Análisis de Normalidad

Desde la base de datos colectada se tiene un total de 14 y 13 variables disponibles como parámetros de entrada para los modelos del enlace 1 y enlace 2 respectivamente. El primer paso consiste en determinar si los datos de las variables antropométricas y de composición corporal corresponden o no a una distribución normal. De acuerdo con [140], para grandes tamaños de muestra ( $> 30$  o  $40$ ), la violación de la hipótesis de normalidad no debe causar mayores problemas, y por lo tanto, los procedimientos paramétricos se podrían utilizar, incluso cuando los datos no se distribuyen normalmente [141]. Sin embargo, se ha preferido comprobar la hipótesis de normalidad, ya que la validez de las pruebas paramétricas, tales como la prueba de correlación, depende de ello.

Para este estudio se utilizaron inicialmente tres pruebas de normalidad incluidas en el paquete estadístico de Matlab: Lilliefors, Jarque Bera y Anderson-Darling. Sin embargo, se pudo verificar que las primeras dos pruebas no arrojaron buenos resultados debido a que su potencia para un tamaño muestral no muy grande es baja, en consecuencia se utilizó la prueba de Anderson-Darling con un nivel de significancia de 0.05 (P-Value  $> 0.05$ ). Los resultados mostrados en la Tabla 4.1 fueron obtenidos con Matlab y verificados usando el paquete estadístico Minitab (*Versión 13.2*).

Variables	Anderson-Darling		
	h	k	p
Masa Ósea (MO)	0	0.713	0.056
Longitud Brazo (LB)	0	0.586	0.121
Perímetro Brazo (PB)	0	0.284	0.637
Longitud Muslo (LM)	0	0.429	0.299
Perímetro Muslo (PM)	0	0.336	0.495
Longitud Pierna (LP)	0	0.595	0.114
Porcentaje Agua (PAG)	0	0.209	0.853
Longitud Antebrazo (LA)	0	0.577	0.127
Perímetro Antebrazo (PA)	0	0.580	0.125
Masa Grasa Total (MG)	0	0.254	0.727
Masa Grasa Torso (MGT)	0	0.349	0.461
Masa Grasa Brazo (MGB)	0	0.367	0.417
Masa Grasa Pierna (MGP)	0	0.728	0.052
Masa Muscular Total (MM)	0	0.681	0.068
Masa Muscular Torso (MMT)	0	0.367	0.419
Índice de Masa (IMC)	1	0.909	0.018
Grasa Visceral (GV)	1	1.301	0.001
Masa Muscular Brazo (MMB)	1	1.211	0.003
Masa Muscular Pierna (MMP)	1	1.046	0.008

Tabla 4.1: Resultados de la prueba de normalidad Anderson-Darling

De acuerdo a la Tabla 4.1, el valor  $h = 0$  indica que no se rechaza la hipótesis nula al nivel de significancia de 0,05 ( $\alpha = 0.05$ ), es decir, se puede afirmar que la variable analizada tiene distribución normal, en caso contrario se rechaza la hipótesis nula. El valor de  $k$  corresponde al estadístico de prueba que consiste en calcular  $A^2$  y compararla con un valor crítico tabulado para el nivel de significancia establecido y para cierta  $F$ ; si  $A^2$  resulta ser mayor que dicho valor, el cual para este análisis es 0.736 se rechaza la hipótesis nula, y si no, se confirma. Finalmente, un valor  $p$  mayor que el nivel de significancia establecido ( $\alpha = 0.05$ ) determina la aceptación de la hipótesis nula, en caso contrario se rechaza. Para las variables de composición corporal resaltadas en color, se observa  $h = 1$  y un valor de  $p$  menor a 0.05, por lo cual se rechaza la hipótesis nula, es decir, la masa muscular del brazo (MMB), la masa muscular de la pierna (MMP), el índice de masa corporal (IMC) y el nivel de grasa visceral (GV), no cumplen con una distribución normal.

#### 4.2.1.2 Análisis de Correlación

Como se verificó previamente, no todas las variables de entrada cumplen el supuesto de normalidad, por lo cual, para continuar con el análisis de correlación, fue necesario usar tanto el coeficiente de correlación de Pearson, como el de Spearman con una significancia de  $p < 0.05$ . La interpretación de ambos coeficientes es igual, éstos oscilan entre -1 y +1, indicando asociaciones negativas o positivas respectivamente, 0 significa no correlación. Los resultados obtenidos a partir de las dos pruebas fueron muy similares. La prueba de correlación de Pearson para las variables relacionadas con el enlace 1 se muestran en la Tabla 4.2. Para cada parámetro corporal se presentan dos valores, la correlación y el valor  $p$ .

	LB	PB	LA	PA	MG	MGB	MM	MO	PAG	IMC	GV	MMB	MGT
PB	0.25 0.13												
LA	0.77 0.00	0.23 0.18											
PA	0.56 0.00	0.80 0.00	0.49 0.00										
MG	-0.34 0.04	-0.00 1.00	-0.22 0.20	-0.13 0.45									
MGB	-0.37 0.02	-0.16 0.34	-0.22 0.20	-0.24 0.16	0.96 0.00								
MM	0.64 0.00	0.63 0.00	0.43 0.01	0.77 0.00	-0.45 0.00	-0.55 0.00							
MO	0.63 0.00	0.63 0.00	0.42 0.01	0.77 0.00	-0.45 0.00	-0.54 0.00	1.00 0.00						
PAG	0.23 0.18	-0.11 0.52	0.09 0.61	0.02 0.92	-0.97 0.00	-0.92 0.00	0.30 0.07	0.29 0.08					
IMC	-0.04 0.49	0.71 0.00	-0.14 0.70	0.58 0.00	0.45 0.04	0.33 0.39	0.38 0.02	0.36 0.03	-0.52 0.03				
GV	-0.02 0.91	0.69 0.00	-0.06 0.72	0.54 0.00	0.40 0.01	0.26 0.12	0.45 0.00	0.45 0.01	-0.53 0.00	0.85 0.00			
MMB	0.59 0.00	0.64 0.00	0.40 0.01	0.75 0.00	-0.54 0.00	-0.65 0.00	0.98 0.00	0.98 0.00	0.40 0.01	0.31 0.06	0.40 0.02		
MGT	-0.05 0.61	0.19 0.25	0.11 0.51	0.23 0.17	0.83 0.01	0.74 0.03	-0.21 0.59	-0.21 0.62	-0.86 0.00	0.51 0.00	0.43 0.00	-0.29 0.81	
MMT	0.60 0.05	0.58 0.01	0.23 0.16	0.75 0.00	0.46 0.04	-0.54 0.04	0.99 0.00	0.99 0.00	0.31 0.33	0.40 0.05	0.44 0.03	0.96 0.00	-0.20 0.23

Tabla 4.2: Correlación entre variables antropométricas y de composición corporal para el enlace 1. ■ correlación débil ■ correlación moderada ■ correlación fuerte

A partir del valor de la correlación es posible identificar en la Tabla 4.2, tres conjuntos de datos principales: con correlación débil ( $0,5 \geq r > 0$ ), con correlación moderada ( $0,5 > r > 0,8$ ) y con correlación fuerte ( $r \geq 0,8$ ). A partir de este análisis, se establecieron las siguientes relaciones desde el punto de vista de la correlación para el enlace 1:

- **Grupo 1:** la masa ósea (MO), la masa muscular (MM), la masa muscular del torso (MMT) y la masa muscular del brazo (MMB), muestran una fuerte correlación entre ellos ( $r > 0,97$ ).
- **Grupo 2:** la masa grasa corporal del brazo (MGB), la masa grasa corporal (MG), la masa grasa del torso (MGT) y el porcentaje de agua corporal total (PAG), muestran una fuerte correlación ( $r > 0,8$ ).
- **Grupo 3:** el nivel de grasa visceral (GV) y el índice de masa (IMC) muestran una fuerte correlación ( $r > 0,8$ ).
- **Grupo 4:** el perímetro del antebrazo (PA) y el perímetro del brazo (PB), muestran una fuerte correlación ( $r = 0,8$ ).
- **Grupo 5:** la longitud del brazo (LB) y la longitud del antebrazo (LA) muestran una correlación moderada ( $r = 0,77$ ).

En la Tabla 4.3 se muestran los resultados obtenidos de la prueba de correlación de Pearson para las variables relacionadas con el enlace 2. Nuevamente, cada parámetro corporal tiene asociado dos valores, la correlación y el valor p. A partir de este análisis, se establecieron las siguientes relaciones para el enlace 2:

	LM	PM	LP	MG	MGP	MGT	MM	MMP	MMT	MO	PAG	GV
PM	0.19 0.26											
LP	0.46 0.00	0.26 0.12										
MG	-0.22 0.18	0.13 0.44	-0.37 0.03									
MGP	-0.41 0.01	-0.07 0.70	-0.53 0.00	0.92 0.00								
MGT	0.02 0.89	0.24 0.15	-0.13 0.07	0.82 0.01	0.67 0.07							
MMT	0.46 0.00	0.48 0.00	0.66 0.00	-0.48 0.00	-0.68 0.00	-0.19 0.59						
MMP	0.50 0.00	0.51 0.00	0.66 0.00	-0.54 0.00	-0.70 0.00	-0.18 0.62	0.98 0.00					
MMT	0.46 0.00	0.46 0.01	0.66 0.01	-0.45 0.01	-0.63 0.01	-0.20 0.23	0.99 0.00	0.96 0.00				
MO	0.46 0.00	0.48 0.00	0.66 0.00	-0.47 0.00	-0.67 0.00	-0.20 0.23	0.99 0.00	0.98 0.00	0.99 0.00			
PAG	0.103 0.01	-0.21 0.22	0.25 0.16	-0.97 0.00	-0.84 0.00	-0.86 0.00	0.33 0.07	0.32 0.10	0.30 0.33	0.33 0.08		
GV	0.06 0.70	0.36 0.03	0.20 0.24	0.40 0.01	0.12 0.48	0.51 0.01	0.45 0.00	0.47 0.00	0.43 0.03	0.45 0.01	-0.53 0.00	
IMC	-0.04 0.92	0.50 0.00	0.18 0.28	0.49 0.06	0.27 0.48	0.55 0.00	0.38 0.02	0.38 0.02	0.38 0.06	0.38 0.04	-0.56 0.03	0.85 0.00

Tabla 4.3: Correlación entre variables antropométricas y de composición corporal para el enlace 2. ■ correlación débil ■ correlación moderada ■ correlación fuerte

- **Grupo 1:** la masa ósea (MO), la masa muscular (MM), la masa muscular del torso (MMT) y la masa muscular de la pierna (MMP), muestran una fuerte correlación entre ellos ( $r > 0.95$ ).
- **Grupo 2:** la masa grasa de la pierna (MGP), la masa grasa total (MG), la masa grasa del torso (MGT) y el porcentaje de agua corporal total (PAG), muestran una fuerte correlación ( $r > 0.8$ ).
- **Grupo 3:** el nivel de grasa visceral (GV) y el índice de masa (IMC) muestran una fuerte correlación ( $r = 0.85$ ).
- **Grupo 4:** Longitud muslo (LM) no muestra ninguna correlación significativa.
- **Grupo 5:** Perímetro del muslo (PM) no muestra ninguna correlación significativa.
- **Grupo 6:** Longitud pierna (LP) muestra un nivel de correlación moderado con todas las variables del grupo 1, sin embargo la analizaremos de forma independiente.

#### 4.2.1.3 Análisis de Correlación con RSSI

A partir de las agrupaciones obtenidas desde las correlaciones de las variables y tomando como criterio de selección el mayor valor de correlación con la variable de salida (RSSI), se eligieron los siguientes modelos reducidos que incluyen tres y cinco variables de entrada para el enlace 1 enlace y 2, respectivamente.

1. **Variables de entrada para el Enlace 1:** masa grasa (MG), perímetro del brazo (PB) y longitud del antebrazo (LA).
2. **Variables de entrada para el Enlace 2:** masa grasa de la pierna (MGP), masa ósea (MO), longitud del muslo (LM), perímetro del muslo (PM) y longitud de la pierna (LP).

#### 4.2.2 Fase II - Elección de la Arquitectura A-LQE

Para asegurar que las variables de entrada seleccionadas son significativas y descriptivas de la variable de salida (RSSI), se construyeron modelos ANFIS para diversas combinaciones de variables de entrada y luego, se eligió aquella arquitectura con el mejor rendimiento, es decir con el menor error.

Los modelos ANFIS fueron entrenados con 1.036 vectores de datos de entrada, recogidos durante el trabajo experimental. 724 vectores de la base de datos (70 %) fueron elegidos al azar como conjunto de entrenamiento, 156 vectores (15 %) se eligieron como conjunto de pruebas y los otros 156 vectores (15 %) se eligieron como conjunto de validación. La capacidad de generalización de los modelos está asegurada por la selección adecuada de un conjunto de entrenamiento grande. Por otra parte, 100 épocas y una tolerancia de error de entrenamiento de 0.0001 fueron especificados para asegurar el logro de una tolerancia de error mínimo en la fase de entrenamiento.

La bondad de ajuste de los modelos A-LQE fue evaluado usando las siguientes métricas estadísticas: el error cuadrático medio (Root Mean Squared Error (RMSE)), la fracción absoluta de la varianza ( $R^2$ ) y el error medio absoluto (Mean Absolute Error (MAE)) [142, 143]. RMSE es la función utilizada para monitorizar los errores del entrenamiento; aporta información sobre la dispersión entre los valores observados y los estimados mediante los

modelos; su expresión matemática está dada por la ecuación 4.6. La fracción absoluta de la varianza ( $R^2$ ), oscila entre 0 y 1 e indica la cantidad de la variabilidad observada. Un muy buen ajuste se obtiene para un valor de ( $R^2 = 1$ ), que implica una correlación significativa entre los resultados observados y los valores predichos, mientras que un mal resultado de ajuste se obtiene para valores cercanos a 0; su expresión matemática está dada por la ecuación 4.7. El error medio absoluto (MAE), es simplemente la media de los errores absolutos tomados sobre el conjunto de estimación; su expresión matemática está dada por la ecuación 4.8.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (E_i - M_i)^2} \quad (4.6)$$

$$R^2 = 1 - \left( \frac{\sum_{i=1}^N (E_i - M_i)^2}{\sum_{i=1}^N (M_i)^2} \right) \quad (4.7)$$

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |E_i - M_i| \quad (4.8)$$

Donde : N es el número de observaciones.

$E_i$  es el valor estimado.

$M_i$  es el valor medido.

Los diferentes modelos A-LQE probados para ambos enlaces se desarrollaron utilizando el paquete de lógica difusa de Matlab. Se utilizó el sistema de inferencia difusa tipo Sugeno para obtener una representación concisa del comportamiento del sistema con un número mínimo de reglas. Se evaluaron varios tipos de funciones de pertenencia, como triangular, trapezoidal, campana y formas gaussianas, con dos, tres y cinco funciones para cada variable de entrada. Además, se probaron ambos métodos de generación de sistema de inferencia difusos (partición de la red y agrupamiento sustractivo) y el algoritmo de aprendizaje híbrido, que combina el método de mínimos cuadrados y el método de descenso de gradiente de retropropagación para emular un conjunto de datos de entrenamiento dado. Finalmente, se optó por una función de pertenencia lineal para la variable de salida RSSI.

Con el propósito de evaluar todas las posibles combinaciones se desarrolló un método de selección en Matlab [139], que comienza con un modelo simple y aumenta gradualmente el número de variables. Este método informa cuando un modelo logra obtener el RMSE más bajo tanto en el entrenamiento como en las pruebas. Teniendo en cuenta las tres métricas de calidad, el rendimiento de la red está asegurado para altos valores de  $R^2$ , y bajos valores de MAE y RMSE. La Tabla 4.4 muestra una comparación de los mejores modelos A-LQE obtenidos para ambos enlaces. Estos modelos incluyen de uno a cuatro variables de entrada.

A partir de los valores de la Tabla 4.4, podemos ver cómo la posición del sujeto (BPosición) tiene un fuerte impacto en la exactitud del modelo, incluso más que la potencia de transmisión (PTx). Así que para el enlace 1, si analizamos los dos primeros modelos con Ptx y BPosición como entradas únicamente, podemos ver cómo el segundo modelo mejora las métricas de rendimiento ( $R^2 = 0.61$ ,  $RMSE = 8.49$ , y  $MAE = 7$ ) con respecto al primer modelo ( $R^2 = 0.44$ ,  $RMSE = 9.34$ , y  $MAE = 7.80$ ). Para el tercer modelo, observamos que la combinación de ambas entradas (Ptx y BPosición) introduce una mejora significativa en  $R^2 = 0.78$  y una reducción en RMSE y MAE de casi 2 unidades con respecto a los dos

primeros modelos. Por último, la comparación de los modelos 4 y 5 demuestran una vez más la importancia del parámetro de la posición del cuerpo en el modelo final.

Enlace	Modelo	Entradas	RMSE	R <sup>2</sup>	MAE
L1	1	Ptx	9.34	0.44	7.80
	2	BPosición	8.49	0.61	7.00
	3	Ptx/BPosición	6.45	0.78	5.11
	4	Ptx/MG/PB	8.94	0.52	7.46
	<b>5</b>	<b>Ptx/BPosición/MG/PB</b>	<b>6.15</b>	<b>0.81</b>	<b>4.81</b>
L2	1	Ptx	8.21	0.54	6.83
	2	BPosición	7.23	0.66	5.92
	<b>3</b>	<b>Ptx/BPosición</b>	<b>4.89</b>	<b>0.86</b>	<b>3.79</b>
	4	Ptx/LP	8.10	0.53	6.70
	<b>5</b>	<b>Ptx/BPosición/LP</b>	<b>4.93</b>	<b>0.85</b>	<b>3.82</b>

Tabla 4.4: Comparación de modelos A-LQE con datos de entrenamiento

Después de este análisis, podemos concluir que el modelo más preciso para el enlace 1 es el modelo 5, con un valor alto de  $R^2 = 0.81$ , un valor bajo de  $RMSE = 6.15$ , y un valor bajo  $MAE = 4.81$ . Este modelo incluye cuatro parámetros de entrada: la potencia de transmisión (PTx), la posición corporal (BPosición), y sólo dos de los parámetros relacionados con las medidas antropométricas y la composición corporal, como lo son, la masa grasa total (MG) y el perímetro del brazo (PB).

El mismo análisis se puede extender para los modelos del enlace 2. A partir de la Tabla 4.4, se puede concluir que hay dos buenos modelos para este enlace: el modelo 3 que incluye como entradas la potencia de transmisión y la posición del cuerpo; y el modelo 5 que incluye adicionalmente, la longitud de la pierna (LP) como parámetro corporal. Adicionalmente, es importante destacar que la ubicación de los nodos sensores en el cuerpo, juegan un papel importante en los modelos A-LQE. De este modo, el análisis de los valores de RMSE muestra que para el enlace 1, donde el nodo receptor se encuentra en el brazo, el RSSI presenta un comportamiento más dispersivo debido a una mayor probabilidad de movimientos que para el enlace 2 donde el nodo se encuentra ubicado debajo de la rodilla, donde se observa menos dispersión de los datos.

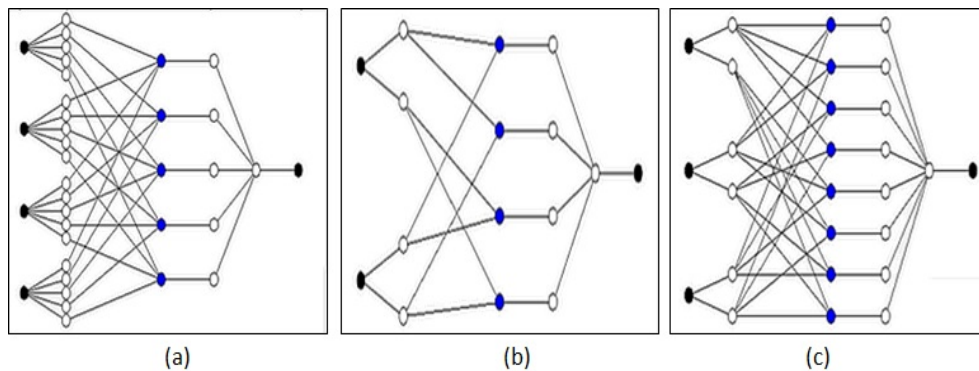


Figura 4.2: Estructura de los modelos ALQEs. (a) Para enlace 1; (b) Modelo 3 para enlace 2; (c) Modelos 5 para enlace 2.

Las arquitecturas de los modelos A-LQE desarrollados para cada enlace se muestran en la Figura 4.2. Para el modelo A-LQE del enlace 1, se utilizó un algoritmo de agrupamiento

sustractivo difuso para dividir el espacio de entrada y construir una base de reglas para predecir el comportamiento de los datos correctamente. El modelo final consta de cuatro parámetros de entrada (PTx, BPosición, MG, PB), como se ha mencionado previamente, cinco funciones de pertenencia tipo Gauss para cada variable de entrada, cinco reglas y una salida lineal (ver Figura 4.2a).

Para los modelos A-LQE del enlace 2, que también se muestra en las Figura 4.2b y 4.2c, se utilizó un algoritmo de agrupamiento difuso. El primer modelo consta de dos parámetros de entradas (PTx, BPosición), dos funciones de pertenencia tipo trapezoidal para cada variable de entrada, cuatro reglas y una salida lineal; el segundo modelo tiene tres parámetros de entrada (PTx, BPosición, LP), dos funciones de pertenencia tipo triangular para cada variable de entrada, ocho reglas y una salida lineal.

### 4.2.3 Fase III - Validación

La Figura 4.3 muestra los resultados de los modelos A-LQE finales para ambos enlaces cuando éstos se evalúan contra el conjunto de datos de prueba. Los puntos rojos representan la salida del modelo mientras que los puntos azules representan los datos de prueba.

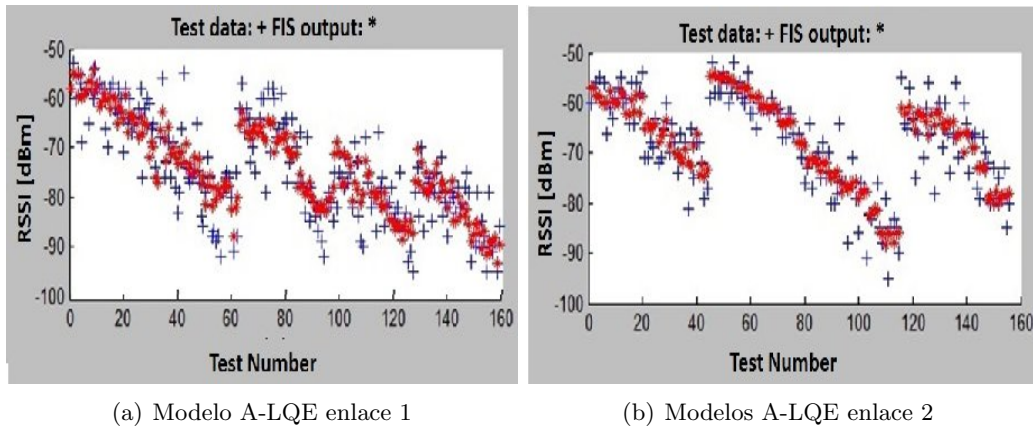


Figura 4.3: Resultados de validación.

La Tabla 4.5 muestra los resultados numéricos asociados a los resultados descritos previamente. La validación de la exactitud de predicción de los modelos se analiza a través de las métricas RMSE, MAE y el error porcentual absoluto (Absolute Percentage Error (APE)). Como se puede observar, los modelos A-LQE producen resultados satisfactorios con un bajo APE de 6.01 %, 5.56 % y 5.24 % para el enlace 1 y dos modelos del enlace 2 respectivamente. El modelo de tres entradas para el enlace 2 da como resultado un APE menor que el otro modelo, por esta razón, se elige el modelo de tres entradas. Como conclusión, se puede afirmar que los modelos A-LQE se pueden utilizar para predecir el valor de RSSI en canales corporales. Este modelo sólo requiere algunos parámetros constantes y la detección de movimiento basado en acelerometría.

Enlace	Variables de Entrada	APE [%]	RMSE	MAE
L1	Ptx/BPosition/BFTotal/CArm	6.01	5.51	4.39
L2	Ptx/BPosition/LLeg	5.24	4.57	3.58

Tabla 4.5: Validación de los modelos A-LQE para ambos enlaces

### 4.3 Complejidad Computacional de Modelos A-LQE

La complejidad de una red general de ANFIS se puede analizar desde la Tabla 4.6 de la siguiente manera:

Capa#	Tipo	# Nodos	# Parámetro
$L_0$	Entradas	n	0
$L_1$	Valores	$(n \cdot p)$	$3 \cdot (n \cdot p) =  S1 $
$L_2$	Reglas	$p^n$	0
$L_3$	Normalización	$p^n$	0
$L_4$	Función Lineal	$(n + 1) \cdot p^n$	$ S2 $
$L_5$	Suma	1	0

Tabla 4.6: Complejidad de una red ANFIS

S1 y S2 son los conjuntos de parámetros utilizados por ANFIS. S1 representa las particiones difusas utilizadas en las reglas para la sintonización por retropropagación (ecuación 4.9).

$$S1 = \{\{a_{11}, b_{11}, c_{11}\}, \{a_{12}, b_{12}, c_{12}\}, \dots, \{a_{1p}, b_{1p}, c_{1p}\}, \{a_{np}, b_{np}, c_{np}\}\} \quad (4.9)$$

S2 representa los coeficientes de las funciones lineales en las reglas para el ajuste de Takagi-Sugeno (ecuación 4.10).

$$S2 = \{\{c_{10}, c_{11}, \dots, c_{1n}\}, \dots, \{c_{p^0}, c_{p^1}, \dots, c_{p^n}\}\} \quad (4.10)$$

ANFIS utiliza un ciclo de aprendizaje de dos pasos. Durante el paso hacia adelante, S1 es fijo y S2 se calcula utilizando el algoritmo de error de mínimos cuadrados (aprendizaje off-line). Durante el paso hacia atrás, S2 es fijo y S1 se calcula utilizando un algoritmo de gradiente descendente (retropropagación).

Además de las características óptimas de ANFIS en términos de *suavidad* (debido a la interpolación del control difuso) y *adaptabilidad* (debido a la retropropagación de la red neuronal), ANFIS exhibe una fuerte restricción en la complejidad computacional debido al tamaño de los conjuntos de S1 y S2. En los modelos ANFIS propuestos en este trabajo se han aplicado varios cambios para reducir esta complejidad: i) reducir el conjunto de entradas; ii) utilizar valores "don't care" en las reglas para reducir el número de nodos por capa. Por otra parte, la complejidad de ANFIS está principalmente asociada a la fase de entrenamiento (proceso que se realiza sólo una vez), mientras que las capacidades de predicción se pueden aplicar en tiempo real. Estas características son importantes para una aplicación en línea en un nodo sensor.

Para los modelos obtenidos en este trabajo, los parámetros y el número de operaciones matemáticas requeridas por cada uno de los modelos A-LQE se muestran en la Tabla 4.7.

Modelos A-LQE	Parámetros			Operaciones Matemáticas			
	Nodos	Lineal/No	Reglas	+	x	/	Exp
Ptx/BPosition/BFTotal/CArm	57	65	5	40	120	25	20
Ptx/BPosition/LLeg	34	50	8	56	32	20	0

Tabla 4.7: Parámetros de los modelos A-LQE



## Capítulo 5

# Control de Potencia de Transmisión

La potencia consumida por los nodos sensores en una red BAN/BSN depende de la aplicación particular y del canal de transmisión. De acuerdo con las aplicaciones y en función de las señales monitorizadas, la transmisión de datos puede requerir el uso de diferentes frecuencias. Por lo tanto, para bioseñales con bajas velocidades de variación, los nodos sensores transmiten pocos datos, y es posible reducir el consumo de energía del transceptor usando su modo de bajo consumo. Sin embargo, para señales biológicas altamente variables en el tiempo, los nodos sensores transmiten mayor volumen de datos, y por lo tanto se incrementa el consumo de potencia del transceptor.

Dada la naturaleza dinámica y compleja de los canales corporales y las características de la aplicación, el reto es mantener una buena calidad de los enlaces entre los nodos sensores mientras se extiende la vida útil de la red. El uso de una potencia de transmisión fija puede ser inadecuada ya que la transmisión de datos a niveles altos de potencia garantiza una comunicación fiable, pero puede dar lugar a un gasto de energía innecesario. Por otro lado, la transmisión a niveles de potencia bajos proporciona ahorros de energía, pero a expensas de la reducción de la fiabilidad y el aumento de las retransmisiones. Por lo tanto, es necesario establecer un equilibrio entre el consumo de energía y la fiabilidad del enlace. Las técnicas de control de potencia de transmisión requieren cuantificar la calidad de los enlaces inalámbricos con la finalidad de modificar el nivel de potencia de transmisión de una manera energéticamente eficiente, de acuerdo a las condiciones cambiantes de los enlaces. Por lo tanto, estas técnicas permiten satisfacer las limitaciones de fiabilidad de los enlaces, mientras al mismo tiempo contribuyen al ahorro de energía en los nodos sensores, que suelen ser dispositivos con baterías de capacidad limitada.

En las siguientes secciones, se describen los algoritmos para el control de potencia de transmisión propuestos en esta tesis con el propósito de aliviar los efectos del cuerpo humano y el movimiento sobre los canales corporales, usando la cantidad mínima de energía. Seguidamente, se presentan los resultados obtenidos de la validación de dichas políticas mediante el entorno de simulación Castalia y finalmente se discuten los resultados.

### 5.1 Políticas de Control de Potencia

En esta tesis se proponen dos políticas para el control de la potencia de transmisión: reactiva y proactiva. Ambas políticas, toman ventaja del hecho de que típicamente los nodos

sensores inalámbricos están equipados con acelerómetros de 3 ejes para detectar movimiento y sintonizar la potencia de transmisión al valor adecuado para reducir el consumo de energía de los nodos mientras se mantiene la calidad del servicio en la comunicación. Los acelerómetros de 3 ejes presentes en los nodos, los cuales son de baja potencia, además de medir la aceleración a lo largo de los ejes X, Y y Z, puede ser usados como inclinómetros para detectar la posición y la postura de una persona ya que son capaces de medir la fuerza de gravedad [144].

Adicionalmente, las políticas propuestas son compatibles con diferentes mecanismos de gestión del ciclo de trabajo [91–93], las cuales buscan que el radio sólo esté activo cuando sea absolutamente necesario y que entre en modo de bajo consumo o apagado en períodos tales como la adquisición y el procesamiento de datos. De esta forma, el uso conjunto de las estrategias permite conseguir una mayor eficiencia energética.

### 5.1.1 Política Reactiva

La política funciona de la siguiente manera: en primer lugar, el algoritmo reactivo requiere que cada sujeto sea caracterizado previamente por completo con respecto a las métricas RSSI y PER en todos los escenarios (posiciones del cuerpo) y para todos los niveles de potencia de transmisión de la radio. Una vez que el enlace de comunicación se caracteriza correctamente, el cálculo del nivel de potencia de transmisión óptima se realiza fuera de línea, utilizando los datos experimentales y a partir de los cuales resulta una tabla de niveles de potencia. El control de la potencia de transmisión se realiza en línea, el nivel mínimo óptimo de potencia que se requiere para garantizar la calidad del enlace, se elige dinámicamente de los valores almacenados en la tabla mediante el uso de la detección de movimiento basado en la acelerometría con baja complejidad y bajo costo operativo (véase la Figura 5.1).

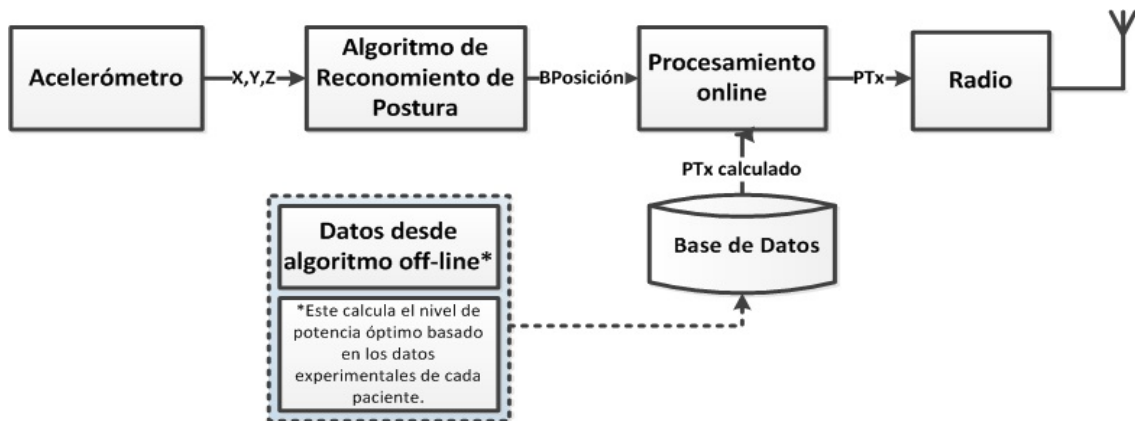


Figura 5.1: Algoritmo reactivo para el control de potencia de transmisión.

Como se puede ver en el algoritmo 1, en la fase de procesamiento on-line, primero se estima si el nodo está en movimiento usando el módulo del vector de aceleración. Si el valor de la aceleración es más grande o más pequeño que  $|\vec{g}|$  ( $9,8m/s^2$ ), se puede identificar que el sujeto está caminando o corriendo y en esos casos, de acuerdo a lo observado en los experimentos, la potencia de transmisión de la radio debe estar al máximo para evitar las pérdidas de paquetes. De lo contrario, si la aceleración es cerca de  $|\vec{g}|$ , el sujeto permanece estático y es posible estimar fácilmente la posición relativa del nodo (ya que la ubicación en el cuerpo es fija y conocida) a través de su orientación relativa al vector  $\vec{g}$ . Con la

orientación y la tabla de niveles de potencia de transmisión óptimos obtenidos en la fase previa para cada postura, es posible obtener el nivel de potencia de transmisión óptima para la postura detectada en tiempo de ejecución. La configuración experimental de los acelerómetros sigue las ideas propuestas en [144].

Una vez se transmite al nivel de potencia óptima, la recepción del paquete ACK tiene que ser verificada. Si un paquete no llega al destino, este paquete es reenviado al nivel de potencia mínimo para el cual la tasa de entrega de paquetes (PDR) está por encima del 99 %, y por lo tanto es muy poco probable que el paquete deba ser re-enviado de nuevo. Esta técnica tiene una moderada penalización en energía por retransmisiones y se puede considerar como una buena política si queremos evitar la saturación en el canal, la congestión de paquetes y el desbordamiento de los búfer en los nodos.

---

**Algorithm 1** Política reactiva para el control de potencia de transmisión

---

```

1: procedure ENERGY-AWARE SEND DATA PACKET(data)
2:   accXYZ  $\leftarrow$  measureAcceleration()
3:   if module(accXYZ)  $\gg$  9,8 then
4:     radioPower  $\leftarrow$  MAXIMUM
5:   else
6:     radioPower  $\leftarrow$  getOptimumLevel(accXYZ)
7:   end if
8:   status  $\leftarrow$  sendData(data, radioPower)
9:   while status  $\neq$  ACK do
10:    radioPower  $\leftarrow$  getMinimumLooselessLevel(accXYZ)
11:    status  $\leftarrow$  sendData(data, MAXIMUM)
12:  end while
13: end procedure

```

---

Con el propósito de validar la política reactiva para diferentes casos de movilidad de un usuario de una red WBAN/WBSN, se planificaron dos casos de estudio. Para el primer caso, se considera sólo un sujeto, quien realiza una secuencia completa de cuatro actividades entre las que se incluye caminar de un punto a otro; la validación se realiza tanto para el nodo Shimmer como para el nodo Samsi y considerando los dos enlaces previamente caracterizados (ver sección 3.2.2). Para el segundo caso, se consideran cuatro sujetos en posición sentados, los cuales han sido requeridos para realizar una secuencia de cinco movimiento de brazos y piernas; nuevamente se consideran los dos enlaces previamente caracterizados, pero esta vez, la validación sólo se realiza para el nodo Shimmer. A través de este segundo escenario se busca identificar el ahorro de energía promedio que puede obtenerse al aplicar esta política.

### Caso de Estudio 1

En este escenario, como se muestra en la Figura 5.2, el sujeto realiza una secuencia completa de actividades considerando los dos enlaces (L1 y L2): 1) sentado con las manos en los muslos; 2) de pie con los brazos paralelos al cuerpo; 3) camina 10 pasos; 4) se detiene y extiende los brazos hacia arriba.

La Figura 5.3 muestra la variación de RSSI para el nodo Shimmer en el escenario descrito para tres configuraciones diferentes: transmisión a potencia máxima, 0 dBm (Figura 5.3 (a1, a2)); radio transmisión a potencia mínima, -25 dBm (Figura 5.3 (b1, b2).), y transmisión a potencia óptima de acuerdo con los resultados del algoritmo reactivo (Figura 5.3

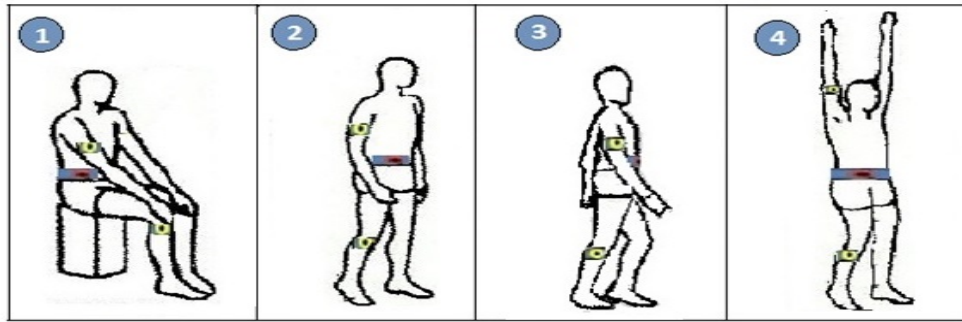


Figura 5.2: Escenario de prueba para política reactiva.

(c1, c2)). Las líneas verticales corresponden a los paquetes perdidos para cada caso. Estas configuraciones cubren todos los posibles niveles de potencia disponibles para el transceptor. A máxima potencia, el RSSI tiene un valor medio de  $-70$  dBm, el cual es mucho mayor que la sensibilidad del chip radio y por lo tanto la transmisión de datos se da sin pérdidas, pero el consumo total es de  $46.2$  J. A mínima potencia, el RSSI está muy cerca del nivel de sensibilidad ( $-94$  dBm) y por lo tanto muchos paquetes se pierden; el consumo total de energía es  $48.7$  J, lo cual es un poco mayor que el registrado para máxima potencia, ya que es necesario casi un  $95\%$  de retransmisiones. En esta situación, casi todos los paquetes se envían dos veces: primero a potencia mínima, con alta probabilidad de no recibir un ACK, y luego al nivel sin pérdida que define la tabla, la cual corresponde a la potencia máxima en la mayoría de los casos para el nodo Shimmer. La política reactiva ajusta la potencia de transmisión de manera óptima para cada fase del movimiento complejo. El RSSI en la Figura 5.3 (c1) tiene un valor medio de  $-82$  dBm, siempre por encima de  $-90$  dBm pero más lejano de  $-70$  dBm, y se requiere un número limitado de retransmisiones. Con esta configuración, el consumo es de  $29.9$  J para la transmisión, que se traduce en una reducción del  $35.3\%$  de la energía total en comparación con el modo de máxima potencia de transmisión.

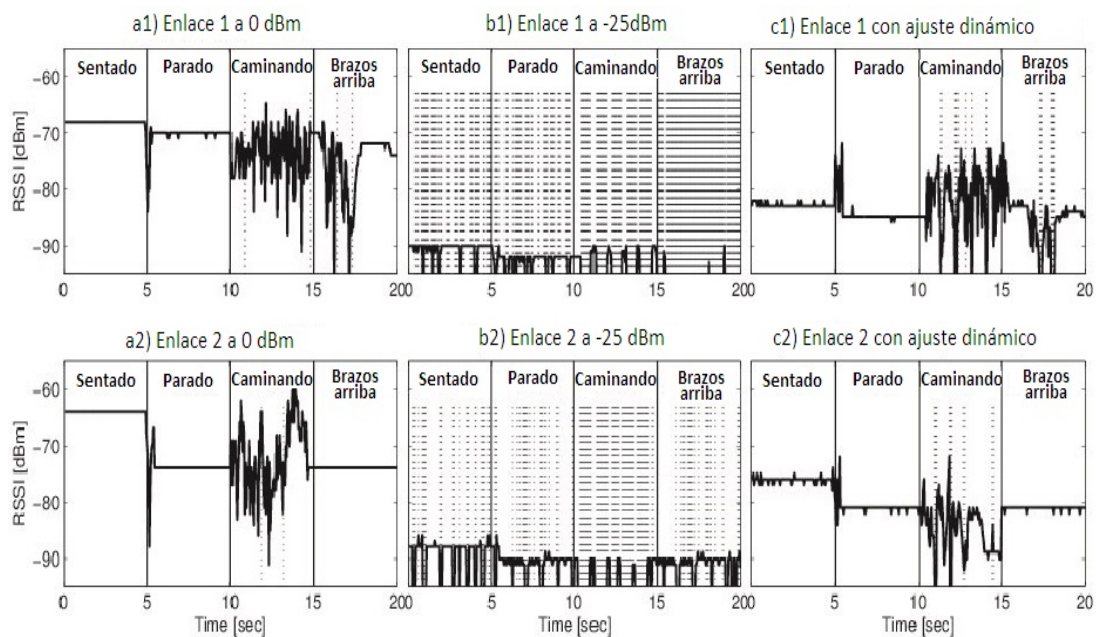


Figura 5.3: Evolución de RSSI para nodos shimmer en caso de estudio.

Cabe hacer notar que en la Figura 5.3 (c2) se observa que el RSSI medido para el caso de potencia óptima durante la fase de sentado está lejos del umbral de sensibilidad del chip radio. Puede ser razonable pensar que la potencia transmitida podría reducirse aún más, pero la reducción de un solo nivel adicional puede incurrir en una mayor proporción de pérdida de paquetes que conduce a una penalización de energía debido a las retransmisiones. Para otros transceptores con más niveles de potencia para la transmisión, el ahorro de energía puede aumentar.

La Figura 5.4 muestra la variación de RSSI para el nodo Samsi, considerando las mismas configuraciones que en el caso anterior. De la figura, se puede observar que el comportamiento es similar, pero con algunas diferencias. Para el escenario de máxima potencia correspondiente a 3,5 dBm (subfigura a), RSSI es también mucho mayor que la sensibilidad del transceptor, no hay pérdida de paquetes y el consumo total es de 38.3 J. Para la potencia mínima, correspondiente a 16,5 dBm, desde la Figura 5.4 (b), se observa una alta tasa de pérdida de paquetes, la cual es menor a la obtenida a potencia mínima para el nodo Shimmer, ya que a pesar de que el valor RSSI también está cerca de -90 dBm, la sensibilidad del receptor Samsi es mayor (-100 dBm para Samsi frente -94 dBm para Shimmer), y por lo tanto se pierden menos paquetes. Para este caso el consumo total de energía es de 26.5 J es inferior al obtenido al usar la potencia máxima; esto puede explicarse por dos factores: primero, el Nodo Samsi ha reducido la tasa de pérdida de paquetes para la potencia de transmisión mínima, y en segundo lugar, las retransmisiones tiene menos penalización energética. En contraste con el nodo Shimmer, el nodo Samsi exhibe una amplia gama de niveles de potencia de transmisión, y por lo tanto es posible encontrar un nivel sin pérdida con un consumo menor que la potencia mínima. Finalmente, a potencia de transmisión óptima, RSSI tiene un comportamiento muy similar al obtenido a potencia mínima pero con un tasa de pérdida de paquetes mucho menor y con un consumo total de energía de 22.7 J. Este valor corresponde a una reducción de 40.8 % en comparación con el caso de usar la potencia de transmisión máxima, que es, como se espera, un mayor ahorro de energía que el 35.3 % obtenido para los nodos Shimmer.

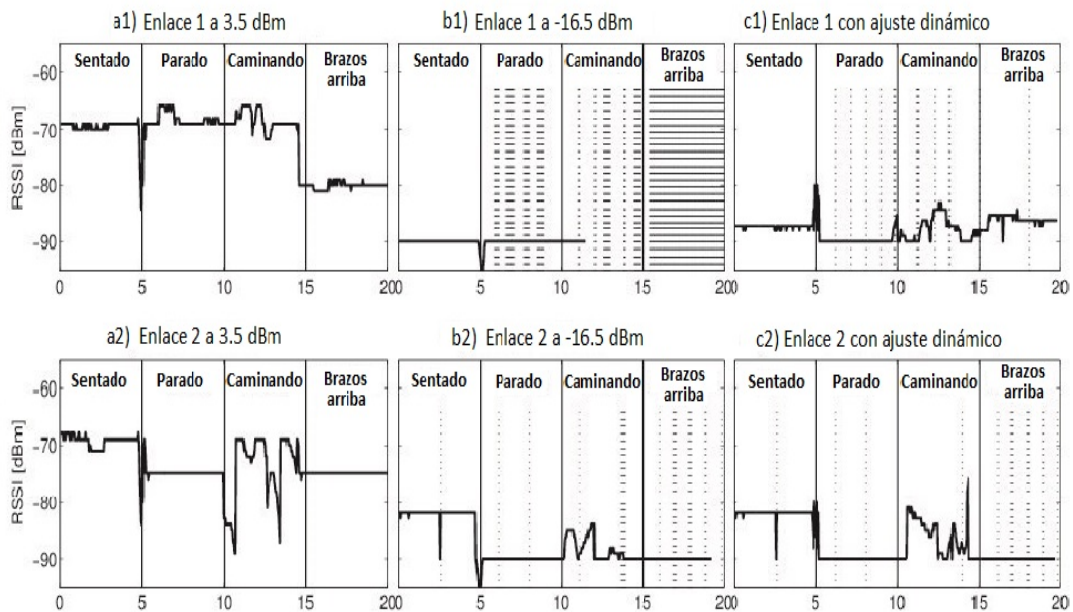


Figura 5.4: Evolución de RSSI para nodos samsi en caso de estudio.

Las Figuras 5.3 y 5.4 también destacan otras diferencias entre nodos. Durante el período de caminar, el RSSI tiene grandes variaciones para el nodo Shimmer durante toda la fase para ambos enlaces L1 y L2, con períodos muy cercanos al umbral de sensibilidad, mientras que el nodo Samsi tiene menos variaciones y siempre está lejos de los umbrales de sensibilidad, por lo tanto menos paquetes se retransmiten, reduciendo el consumo de energía en ese período.

De acuerdo con estos resultados, el uso de una potencia de transmisión fija puede desperdiciar energía o generar un detrimento de la fiabilidad; por lo tanto, hay que destacar que la política de optimización reactiva propuesta es capaz de reducir el consumo de energía debido a las transmisiones mientras mantiene la calidad de la conexión para los nodos de sensores inalámbricos ubicados en diferentes posiciones y sobre diferentes tipos de cuerpo, siempre y cuando se haya realizado previamente una cuidadosa y detallada caracterización del sujeto. Por otra parte, también se espera obtener un mayor ahorro energético para transeceptores con rangos de potencia de transmisión más amplios. Se puede notar que esta política podría ser utilizada conjuntamente con la activación de los modos de ahorro de energía (como el modo sleep) para mejorar el ahorro esperado. Sin embargo, se debe tener en cuenta que estos modos de bajo consumo tienen un impacto en el rendimiento y el consumo asociadas a los tiempos de transición al estado activo que sólo se compensa cuando el nodo puede permanecer en el estado de bajo consumo durante largo tiempo. En el escenario dinámico planteado para este caso de estudio el cambio frecuente en las posiciones del cuerpo impide el uso de tales modos de bajo consumo, pero si se consideran otros escenarios en los que el movimiento del sujeto no es tan frecuente, esta política reactiva de control de potencia de transmisión puede ser ampliada con otras estrategias de programación de bajo consumo.

## Caso de Estudio 2

En esta sección se presenta el segundo caso de estudio que permitirá validar la política reactiva de control de potencia de transmisión. En particular, se consideran cuatro sujetos los cuales han sido requeridos para realizar la secuencia de movimientos mostrada en la Figura 5.5 que combinan simultáneamente posiciones del escenario 1 y 2 (descrito en la sección 3.2.2): L1/P1 + L2/P4, L1/P2 + L2/P3, L1/P3 + L2/P1, L1/P4 + L2/P2 y L1/P5 + L2/P1.

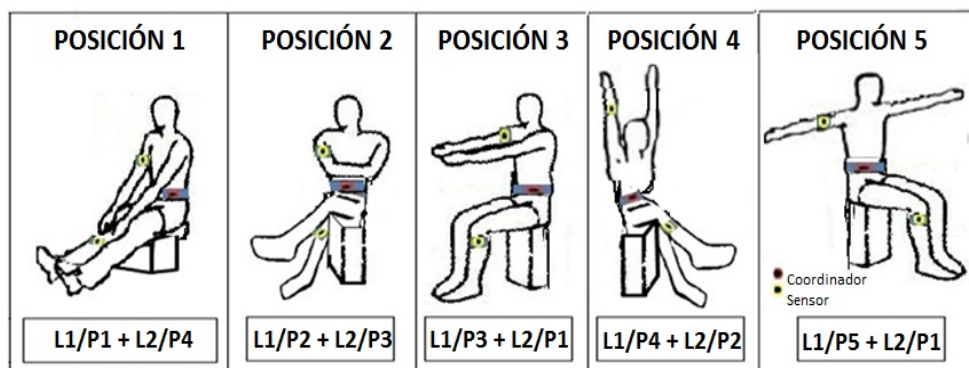


Figura 5.5: Escenario de prueba para caso de estudio 2.

Para los cuatro sujetos considerados, la política reactiva selecciona dinámicamente el mínimo valor de potencia de transmisión que asegura la calidad de la conexión para cada

fase del movimiento complejo. Así, el algoritmo calcula -7 dBm, -10 dBm y -15 dBm como niveles de potencia de transmisión para las posiciones asociadas al enlace 2; los niveles calculados para el enlace 1 incluyen -10 dBm y -15 dBm para las posiciones L1P1 y L1P2 y -5 dBm para las posiciones L1P3, L1P4 y L1P5 que son las posturas más críticas.

Los resultados de consumo de energía para las tres configuraciones: transmisión a máxima potencia (0 dBm), a mínima potencia(-25 dBm) y a potencia óptima, se muestran en la Tabla 5.1. Como se puede observar, a potencia óptima todos los sujetos presentan un comportamiento muy similar y se logra una reducción promedio del consumo energético del chip radio de 57.07 J a 34.94 J, lo que equivale a una reducción media del 39.69 % en comparación con el modo de potencia de transmisión máxima.

Sujetos	Consumo de Energía [J]			Ahorro de Energía [%]
	A Potencia Máxima	A Potencia Mínima	A potencia Óptima	
Sujeto 1	57.42	45.05	33.23	42.12
Sujeto 2	59.94	43.86	35.68	40.11
Sujeto 3	57.50	52.00	36.81	35.97
Sujeto 4	57.43	46.07	34.12	40.59
<b>Promedio</b>	<b>58.07</b>	<b>46.74</b>	<b>34.96</b>	<b>39.69</b>

Tabla 5.1: Consumo de energía para caso de estudio 2 de la política reactiva

### 5.1.2 Política Proactiva

La política proactiva para el control de potencia de transmisión, se compone de dos bloques como se muestra en la Figura 5.6: un modelo A-LQE y un bloque de control de potencia de transmisión (TPC). El bloque A-LQE el cual ha sido construido para cada enlace específico y ha sido explicado previamente en la sección 4.2, permite predecir las variaciones de RSSI en términos del nivel de potencia de transmisión, la posición del cuerpo detectada por acelerometría con baja complejidad y bajo coste operativo, y algunas constantes de parámetros corporales (grasa total y el perímetro del brazo para el enlace 1 y longitud de la pierna para el enlace 2). El bloque TPC permite ajustar la potencia de transmisión al valor mínimo encontrado experimentalmente para asegurar que el valor RSSI no cae por debajo de un umbral.

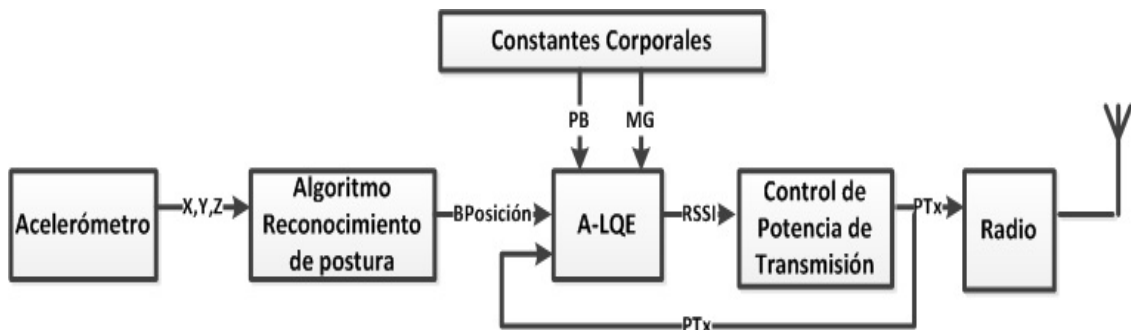


Figura 5.6: Algoritmo proactivo para el control de potencia de transmisión.

La política funciona de la siguiente manera: a partir del valor RSSI predicho por el modelo A-LQE, el bloque de TCP asigna un nivel de potencia ajustado, determinado a

partir del conjunto de datos de simulación. Este valor de potencia corresponde a un valor fijo que se asigna de acuerdo con el tipo de política elegida, conservadora al asignar sólo los niveles más altos de potencia, o agresiva al incluir en la asignación los niveles de potencia bajos. En el algoritmo de TCP, el rango de valores de RSSI se divide en un número determinado de zonas el cual puede ser definido por los niveles de potencia de transmisión disponibles en el chip radio; por lo tanto, para un mayor número de niveles de potencia, se definen un mayor número de zonas, lo que permite una granularidad más fina en la potencia de salida.

## Caso de Estudio 2

En esta sección se presentan los resultados relacionados con el caso de estudio 2 para la política de control de potencia de transmisión proactiva. Los cuatro sujetos de prueba fueron considerados adicionales a aquellos que participaron en la muestra usada para el entrenamiento de los modelos A-LQEs. Los sujetos han sido requeridos para realizar la secuencia de movimientos mostrada en la Figura 5.5.

La política aplicada al bloque de control de la transmisión de energía, se representa en el algoritmo 2. El bloque TPC ajusta la potencia de transmisión al valor mínimo óptimo para asegurar que el valor RSSI no cae por debajo de un umbral (que ha sido fijado a -85 dBm). El rango de valores de RSSI se divide en cuatro zonas de acuerdo a tres constantes:  $T_{min} = -85$  dBm,  $T_{maxlower} = -80$  dBm y  $T_{maxupper} = -68$  dBm, la elección de estas constantes se ha hecho a partir de los resultados experimentales. También fundamentados en los resultados experimentales y de simulación obtenidos previamente, se ha decidido implementar un enfoque agresivo para ambos enlaces, con niveles de potencia de transmisión desde 0 dBm a -10 dBm para el enlace 1 y de 0 dBm a -15 dBm para el enlace 2. El nivel más bajo de potencia de transmisión (-25 dBm) no fue seleccionado, porque hay algunas posiciones críticas desde el punto de vista de la pérdida de paquetes que no admiten el uso de este nivel de potencia.

---

### Algorithm 2 Política proactiva para el control de potencia de transmisión

---

```

1:  $T_{maxupper} \leftarrow -68$ 
2:  $T_{maxlower} \leftarrow -80$ 
3:  $T_{min} \leftarrow -85$ 
4: if  $RSSI \geq T_{maxupper}$  then
5:    $PTx_{new} \leftarrow -15$ 
6: else if  $RSSI \leq T_{maxupper}$  AND  $RSSI > T_{maxlower}$  then
7:    $PTx_{new} \leftarrow -10$ 
8: else if  $RSSI \leq T_{maxlower}$  AND  $RSSI > T_{min}$  then
9:    $PTx_{new} \leftarrow -5$ 
10: else  $RSSI \leq T_{min}$ 
11:    $PTx_{new} \leftarrow -3$ 
12: end if

```

---

La secuencia comienza con un primer grupo de movimientos (L1/P1 + L2/P4) a máxima potencia de transmisión; a continuación, los modelos A-LQE (de cada enlace, respectivamente) predicen un valor RSSI, por último, el bloque TCP proporciona el nivel de potencia de transmisión ajustada que, a su vez, genera un nuevo ciclo de salidas actualizadas en el caso de que el nivel de potencia de transmisión o la posición hayan cambiado.

Los resultados de esta política se muestran en dos partes: resultados de predicción de RSSI y resultados de consumo de energía:

- Resultados de predicción para RSSI:** La Figura 5.7 muestra las predicciones obtenidas con los modelos A-LQE para cada sujeto humano del caso de estudio. Para cada enlace, se consideran todas las posiciones a todos los niveles de potencia de transmisión. A partir de estos resultados, el error medio porcentual (APE) obtenido en cada sujeto es de 5.6%, 6.3%, 5.8% y 7.2% para el enlace 1 y el 3.9%, 6%, 8.4% y 4.2% para el enlace 2, respectivamente. A pesar de que este valor de error es menor al 10% parece que la traza RSSI predicha tiene dificultades para seguir los valores extremos. Por lo tanto, se intenta compensar este hecho con una política conservadora propuesta para el bloque de TCP.

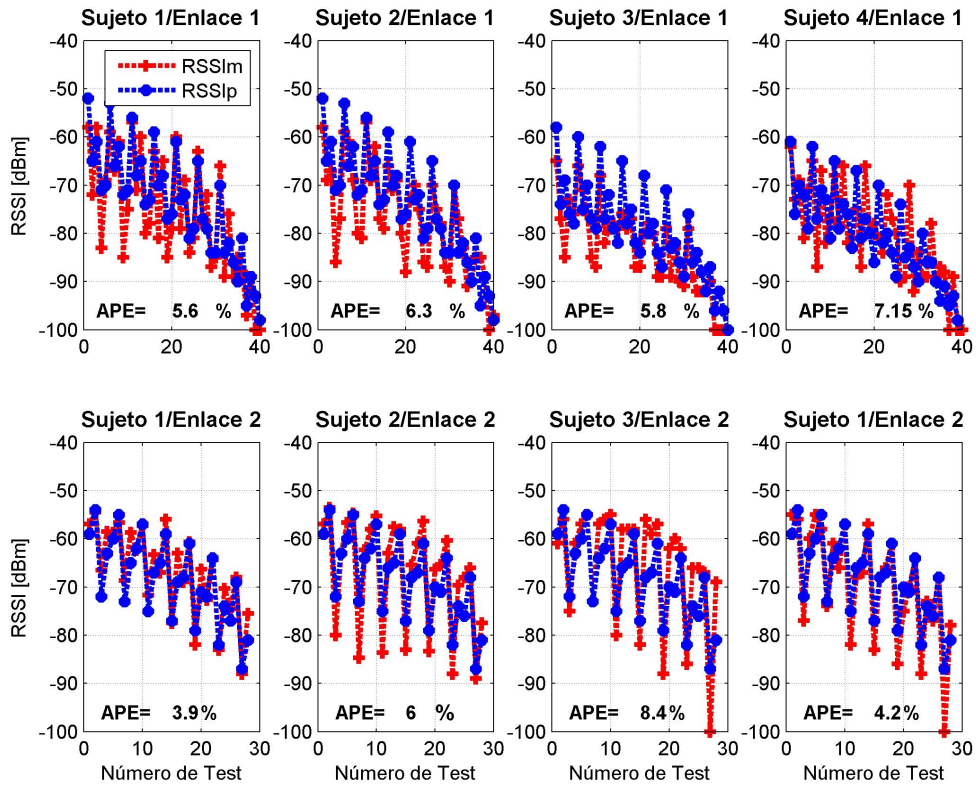


Figura 5.7: Comportamiento de RSSI para el caso de estudio. RSSIm= valor medido, RSSIp=valor predicho.

- Resultados de consumo de energía:** Para los cuatro casos de estudio considerados en esta sección, se obtuvo el siguiente conjunto de niveles de potencia de transmisión de -5 dBm, -10 dBm y -15 dBm para la secuencia de movimiento, lo que significa que no se identificaron casos críticos para los cuales el valor RSSI sobrepasara el umbral. A partir de los resultados mostrados en la Tabla 5.2, se observa que cuando se aplica la política proactiva, el chip radio reduce su consumo de energía promedio de 50.07 J a 46.07 J (una reducción media del 27.35% de la energía total para todos los sujetos en comparación con el modo de potencia de transmisión máxima). De la tabla también se observa que el ahorro energético varía para cada sujeto, pero incluso en el peor de los casos (sujeto 4), se logra un ahorro significativo del 23.3%.

Sujetos	Consumo de Energía [J]			Ahorro de Energía [%]
	A Potencia Máxima	A Potencia Mínima	A potencia Óptima	
Sujeto 1	57.42	45.05	39.68	30.88
Sujeto 2	59.94	43.86	41.29	30.50
Sujeto 3	57.50	52.00	43.30	24.69
Sujeto 4	57.43	46.07	44.03	23.35
<b>Promedio</b>	<b>58.07</b>	<b>46.74</b>	<b>46.07</b>	<b>27.35</b>

Tabla 5.2: Consumo de energía para caso de estudio 2 de la política proactiva

Desde este análisis es posible concluir que esta política entrega resultados prometedores, sin embargo el bloque TPC puede mejorarse aún más para evitar el continuo cambio en la potencia de transmisión de una misma posición, debido al bucle de realimentación del algoritmo. Sin embargo, en la configuración experimental no hay sobrecarga debido a este hecho.

### 5.1.3 Discusión de Resultados

A partir de los resultados obtenidos al aplicar ambas políticas de control de potencia de transmisión se hace evidente que la estrategia reactiva muestra mejores prestaciones al conseguir porcentajes de ahorro de energía mayores que los arrojados por la estrategia proactiva. Para el caso de estudio 1, a pesar de la alta variabilidad provocada por la dinámica de los movimientos y posturas, al aplicar la política reactiva se logra una reducción del consumo de energía del 35.3 % en comparación con el modo de máxima potencia, para el caso de estudio 2 compuesto de posturas más estáticas se obtiene un ahorro aún más significativo, de casi un 40 % frente a un nada despreciable 27.3 % obtenido mediante la política proactiva, lo que implica una diferencia promedio de aproximadamente un 12 %. Esto se puede explicar ya que el algoritmo reactivo es construido a la medida de cada paciente basado en una extensa caracterización experimental lo cual demanda tiempo y recursos pero que permite obtener el máximo ahorro, frente a la solución promedio que ofrece la política proactiva.

## 5.2 Validación por Simulación

La validación de algoritmos y protocolos para redes inalámbricas mediante un banco de pruebas supone un gran esfuerzo en lo relacionado a la programación, detección, corrección de errores y gestión de una gran cantidad de nodos de sensores. Además, la recopilación de parámetros de rendimiento y datos significativos de los nodos sensores en diferentes escenarios, incluso bajo condiciones ambientales adversas, requiere largos períodos de tiempo. Por otro lado, los resultados son a menudo irreproducibles y difíciles de explicar, como se muestra en [145], lo que hace difícil comparar resultados experimentales de diferentes grupos de investigación [146]. En consecuencia, las técnicas de simulación se han popularizado entre la comunidad científica que investiga en el tema de redes. De acuerdo con [147], el 76 % de los trabajos existentes sobre una base de ciento cincuenta y un artículos acerca de redes inalámbricas revisados en un período de cinco años utilizan herramientas de simulación.

La gran ventaja de los simuladores es que permiten fácilmente, en poco tiempo y a bajo

coste, construir y modificar en línea los parámetros de la red (topología, tamaño, parámetros, protocolos) y los diferentes escenarios para obtener una respuesta rápida acerca de los efectos de diferentes configuraciones, mientras garantiza que los experimentos son reproducibles. Existen diversos simuladores para redes de sensores, sin embargo, su comparación no es una tarea sencilla ya que suelen ser herramientas muy complejas con diferentes características, modelos y arquitecturas. Algunos de estos simuladores son: NS-2, el cual es el simulador de red de propósito general de eventos discretos más utilizado [148]; J-Sim el cual ha sido desarrollado en Java lo que facilita la reutilización de los modelos [149]; TOSSIM que es un emulador que opera bajo el control del sistema operativo TinyOS para la plataforma MicaZ [150]; Castalia el cual fue desarrollado por NICTA (National ICT Australia) como un framework del simulador OMNeT++ específicamente para redes WSN y redes BAN por lo cual integra modelos avanzados de canal y de radio [151]. Cada uno de estos simuladores tiene grandes ventajas pero también limitaciones, algunos sólo permiten simular aspectos de la red y no considera el sistema operativo y la arquitectura de hardware, otros no soportan ciertas funciones o protocolos importantes para este tipo de redes, otros no son fáciles de usar, presentan tiempos de ejecución lentos o simplemente no permiten simular correctamente los problemas del consumo de energía [152–154].

Por otra parte, también se ha identificado que los resultados de simulación pueden diverger considerablemente tanto entre simuladores como de la realidad, lo que puede deberse al uso de modelos de dispositivos o de canales optimistas o incorrectamente parametrizados [146] o a una configuración inadecuada de los parámetros del modelo [155]. En este punto la sugerencia es usar un modelo de simulación que coincida con el entorno esperado o utilizar datos reales para alimentar las simulaciones.

La validación de simuladores contra bancos de pruebas reales no es muy frecuente en la literatura científica, debido al gran esfuerzo y coste requerido para implementar un amplio conjunto de validaciones experimentales. Los pocos autores que han trabajado sobre este tema coinciden en reclamar que los simuladores actuales no son capaces de modelar muchas de las características esenciales de la vida real, ya que estos se basan en supuestos simplificados y en consecuencia, estos simuladores no pueden producir resultados suficientemente fiables para escenarios en tiempo real [145, 156, 157]. Algunos autores están de acuerdo en la afirmación de que estas discrepancias se deben al hecho de que los retrasos de ejecución del sistema operativo y de la capa de código no se tienen en cuenta en los modelos de simulación [158].

Consciente de las limitaciones de las herramientas de simulación para entregar resultados precisos, la selección de un simulador adecuado se torna una tarea difícil. En este trabajo, se ha seleccionado Castalia [159] como plataforma de simulación para la validación de las políticas propuestas, ya que es el único simulador diseñado específicamente para redes BAN que incluye un modelo de canal basado en datos medidos empíricamente y el modelo de radio del CC2420 sobre el cual fue basado la fase experimental de este trabajo; adicionalmente, Castalia permite considerar de forma simultánea los efectos de varios factores como la eficiencia energética, la sincronización, la topología del sistema, la calidad de la comunicación y el efecto de los protocolos, lo que ha permitido ganar una amplia aceptación en la comunidad científica en los últimos años. En esta sección se realiza una descripción más detallada de esta plataforma de simulación.

### 5.2.1 Entorno de Simulación: OMNeT++ y Castalia

OMNeT++ [151, 160] es un entorno de simulación de eventos discretos adecuado para el modelado de redes de comunicación, multiprocesadores y sistemas distribuidos o pa-

rales, además brinda soporte para frameworks diseñados para campos de investigación especializados. OMNeT++ puede ser utilizado bajo licencia pública académica que hace el software libre para su uso sin fines de lucro y está disponible en todas las plataformas comunes incluyendo, Mac OS/X, Linux y Windows, utilizando las herramientas GCC o el compilador de C++ Microsoft Visual.

Un modelo OMNeT++ consta de módulos conectados entre sí o combinados para formar módulos más complejos. Los módulos se comunican directamente mediante mensajes que pueden contener datos arbitrarios, o a través de interfaces de entrada y salida con otros módulos. A dichas interfaces pueden atribuirse características específicas tales como tiempos de retardo, velocidad de datos, o tasa de error de bit. Los canales se definen para proporcionar rutas de datos entre los módulos individuales en un módulo compuesto. En OMNeT++ el comportamiento de los módulos está escrito en código C++ y la definición de las interfaces se especifica mediante el lenguaje de descripción de red (NED); una de las propiedades más importantes de NED es la herencia, esto permite declarar, definir y reutilizar cualquier componente. En OMNeT++ las simulaciones son fáciles de configurar y ejecutar a través de archivos de inicialización, a través de los cuales los distintos valores de los parámetros en los módulos se pueden especificar o cambiar en tiempo de simulación. Los usuarios pueden personalizar el entorno completo en el que se ejecuta la simulación e incluso integrar la simulación en una aplicación más grande.

Castalia es un simulador de código abierto para redes de sensores (WSNs), redes de área corporal (BAN) y redes comunes compuestas de dispositivos de baja potencia. La modularidad, fiabilidad y velocidad de Castalia es habilitada y soportada por OMNeT++. Las principales características que ofrece Castalia son: un modelo de canal inalámbrico avanzado basado en datos medidos empíricamente; un modelo de radio avanzado basado en radios de baja potencia reales; un modelo de reloj distribuido; un modelo de consumo de energía con transición de estados para la radio y múltiples niveles de potencia de transmisión. Castalia también incluye protocolos MAC y de encaminamiento que incluyen el estándar IEEE 802.15.4, un modelo promedio de pérdidas de trayectoria y un modelo de variaciones temporales para el modelado de redes de área corporal, que se basa en medidas reales en el cuerpo [159].

### 5.2.1.1 Estructura de Castalia

La estructura de Castalia, como se muestra en la Figura 5.8, se compone de nodos, canal inalámbrico y procesos físicos. Los nodos no se conectan entre sí directamente, sino a través del módulo de canal inalámbrico, el cual decide qué nodos deben recibir un paquete enviado por otro nodo. Los nodos también están vinculados a través de los procesos físicos que controlan; éstos muestrean el proceso físico mediante el envío de un mensaje al módulo correspondiente, para obtener sus lecturas de los sensores.

Un módulo simple es la unidad básica de ejecución en Castalia, a la vez, un nodo esta compuesto por varios módulos tales como: un chip radio, un protocolo MAC, un protocolo de encaminamiento, un módulo de aplicación el cual comúnmente será modificado por el usuario, un módulo gestor de sensor que interactúa con los procesos físicos, un módulo gestor de recursos responsable del consumo de energía del nodo y otras funciones del nodo específico y un gestor de movilidad que determina la forma en que los nodos se colocan o se mueven en el espacio [159]. En la figura las flechas continuas representan el paso de mensajes y las flechas discontinuas las llamadas a funciones.

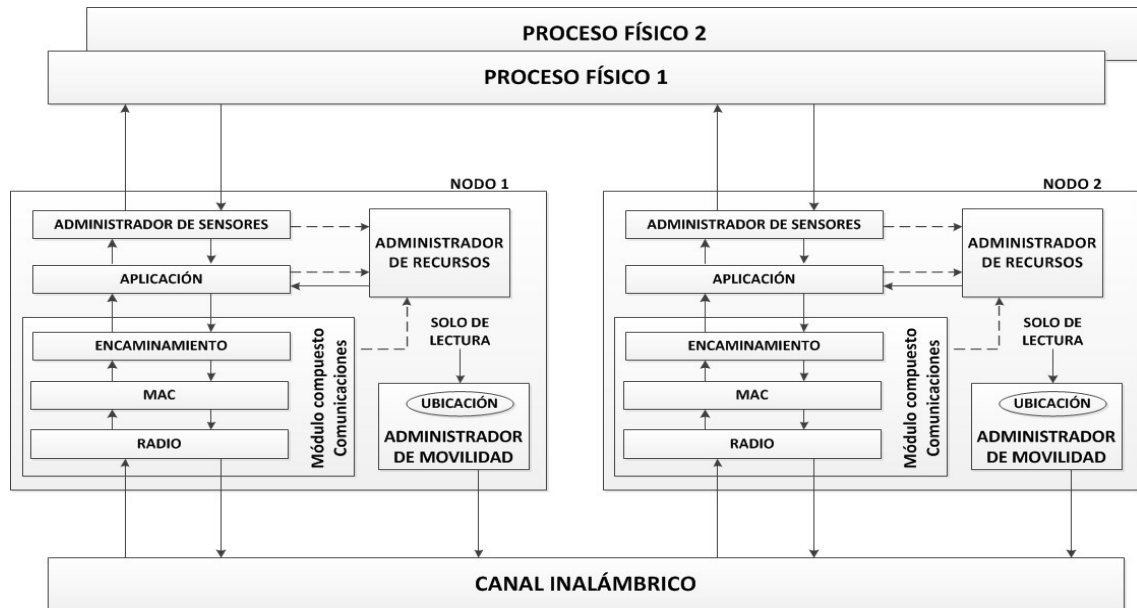


Figura 5.8: Estructura básica del simulador castalia.

### 5.2.1.2 Modelo de Canal Inalámbrico

En el contexto de las redes de área corporal, los datos experimentales muestran que la pérdida de trayectoria real puede diferir de manera muy significativa de la pérdida de trayectoria media en el tiempo. Para tener en cuenta estas variaciones, el modelo actual de Castalia calcula la pérdida de trayecto instantánea de un enlace como la suma de la pérdida de trayectoria media y variación de la señal temporal en ese momento. La variación espacial del canal inalámbrico (la pérdida de trayectoria media) se define durante la inicialización del canal en el archivo *pathlossMap.txt*, que se basa en mediciones reales sobre el cuerpo humano. Por otro lado, la variación temporal del canal inalámbrico se define en otro archivo llamado *TemporalModel.txt*. Para encontrar el componente de la pérdida de trayectoria debido a la variación temporal, Castalia registra el último valor simulado y el tiempo transcurrido desde que el valor se calculó, y desde estos dos números, se genera una función de densidad de probabilidad (PDF) [159].

El modelo de canal inalámbrico en Castalia se ha mejorado con las medidas promedio de pérdida de trayecto obtenidas experimentalmente en este trabajo. En este caso, los archivos *pathlossMap.txt* que han sido generados a partir de las mediciones experimentales, integran implícitamente la movilidad cuerpo humano y la información antropométrica, ya que cada uno tiene una relación con una postura y un tipo de cuerpo específico. Castalia no ofrece un modelo de movilidad para BAN; por lo tanto, dicha actualización facilitará la validación de nuestras políticas de control de potencia de transmisión, que debe tener en cuenta la postura con el fin de describir con precisión el comportamiento de la energía del canal de radio.

### 5.2.1.3 Modelo de Consumo de Energía

El módulo gestor de recursos de Castalia es responsable de calcular la energía consumida en el funcionamiento del nodo. Castalia modela la fuente de energía como una batería AA de 18.720 Joules. La energía se resta linealmente de la potencia total de acuerdo al tiempo

de simulación. Los módulos que modelan los dispositivos de hardware envían mensajes al gestor de recursos con el fin de indicar sus necesidades de energía [159].

El consumo de energía en Castalia tiene dos componentes: el consumo de la radio y el nivel básico de consumo. El valor básico de consumo de referencia es por defecto 6 mW; esto corresponde al consumo de energía de un nodo cuando la radio está apagada y el microcontrolador está activo. El consumo de energía correspondiente a los modos de operación de la radio depende de chip de específico. Por lo tanto, para los nodos sensores basados en los transceptores CC2420, la radio consume 62 mW por segundo cuando está en modo escucha o en modo de recepción, 1.4 mW cuando se encuentra en modo de hibernación, mientras que el consumo de energía en el estado de transmisión dependerá del nivel de potencia de transmisión utilizado. Las diferencias en energía se producen porque la radio está encendida para diferentes períodos de tiempo en cada estado. Los parámetros, orden de baliza (BO) y orden de supertrama (SO), definen el ciclo de trabajo entre los períodos activos e inactivos. En Castalia, BO es igual a seis y SO es igual a cuatro, mientras que un ciclo de trabajo del 25 % es el valor por defecto para el protocolo MAC 802.15.4.

En este trabajo, el modelo energético incluido en Castalia se ha utilizado para evaluar el impacto de las políticas de control de potencia de transmisión propuestas en los resultados relacionados con el término de transmisión.

#### 5.2.1.4 Configuración de Simulación

Para evaluar las políticas de control de potencia de transmisión se utilizó la versión 3.0 de Castalia y la versión 4.1 de OMNeT++. Una red de sensores corporales de tres nodos en topología estrella ha sido definida como escenario de simulación básica en el archivo de configuración *omnetpp.ini*, asemejándose al escenario experimental llevado a cabo en este trabajo. El nodo coordinador siempre funciona a la máxima potencia de transmisión (0 dBm) para asegurar que los nodos sensores reciben la baliza. Por otra parte, los nodos sensores transmiten a un nivel de potencia seleccionado por los algoritmos a evaluar. Los nodos envían paquetes de longitud constante de 25 bytes a una tasa predefinida de 20 paquetes de datos por segundo al nodo coordinador. Cada simulación dura 52 segundos, y los resultados se obtienen a partir de una media de 10 simulaciones.

En Castalia, el modelo de colisión de radio se configura de acuerdo con el parámetro *InterfModel*, que puede tomar tres niveles diferentes: Nivel 0, 1 y 2. En el nivel 0, el simulador no asume ninguna colisión en absoluto. En el Nivel 1, se considera que la colisión ocurre si más de un nodo envía datos al mismo tiempo y la señal es mayor que la relación de interferencia de la señal (SIR). En el Nivel 2, se considera que a la señal más fuerte se añaden todas las otras señales como el ruido; entonces, con base en SIR, la señal se recibe o se ignora [159]. Para esta validación se ha utilizado el nivel 0 con el fin de reproducir el escenario experimental más exactamente posible, donde cada enlace se probó de forma independiente, sin interferencia entre enlaces.

Los parámetros de simulación usados para los nodos son los siguientes: el archivo de radio CC2420 con los valores por defecto proporcionados por el simulador; 802.15.4 MAC con dos intentos de transmisión; el modelo de variación temporal para recrear la dinámica de las fluctuaciones de pérdida de trayectoria; y el modelo de colisiones con nivel 0. La Tabla 5.3 muestra los valores de umbral y otros parámetros de simulación.

Debido al gran número de simulaciones que fueron requeridas, se realizó un amplio uso de *scripts* para generar automáticamente los archivos de descripción de parámetros y

para medir y coleccionar los resultados desde las trazas que listan para cada nodo sensor la evolucion temporal de la senal detectada en la ubicacion del nodo.

Parámetro	Valor
Tiempo de Simulación	52 segundos
Modelo de Radio	CC2420
Frecuencia del Canal	2.4 GHz
Protocolos MAC	MAC 802.15.4
Tamaño de Paquetes	25 bytes
Número de Nodos	3
Nodo Coordinador	Nodo 0
Aplicación	throughputTest

Tabla 5.3: Parámetros de simulación

### 5.2.1.5 Validación de Simulación

Como punto de partida, en este trabajo se usa un banco de pruebas para validar algunos resultados de simulación. Para esto, el simulador Castalia ha sido alimentado con los valores de pérdida de propagación calculados a partir de las medidas experimentales de RSSI; diferentes archivos fueron definidos para cada postura y cada nivel de potencia de transmisión.

La integración de la base de datos experimental diseñada en este trabajo ha permitido asegurar que el comportamiento de RSSI obtenido desde el simulador sea más aproximado a la realidad en comparación con el caso cuando se utiliza el archivo predeterminado de pérdida de trayectoria de Castalia, tal como se muestra en el caso de estudio de la Figura 5.9 para a1 y a2 en comparación con b1 y b2. Esto puede explicarse ya que el modelo de pérdida de trayecto incluido en Castalia no toma en cuenta los diferentes efectos debidos a las características antropométricas y de composición corporal de los sujetos y a los movimientos y posiciones corporales específicas. El trabajo experimental ha demostrado la importancia de incluir esa información en el modelo del canal para mejorar la precisión de los resultados en comparación con los obtenidos a partir de la configuración por defecto del simulador. Así, la plataforma de simulación y el banco de pruebas quedan validados mutuamente, por lo que Castalia se actualizará convenientemente con nuestros resultados experimentales.

### 5.2.2 Resultados de Simulación

En esta sección, se presentan los resultados de simulación obtenidos con la implementación de nuestras políticas en Castalia. En particular, cinco sujetos humanos experimentales se han considerado como casos de estudio. Fueron probadas todas las combinaciones posibles de movimientos que combinan simultáneamente las posiciones de los escenarios 1 y 2 descritos anteriormente en la Sección 3.2.2.

Se han usado dos métricas para la evaluación de los resultados obtenidos con los dos algoritmos: el ahorro de energía en la transmisión de datos y la tasa de error de paquete (PER). Estas métricas se registran al final de cada experimento de simulación para cada nodo.

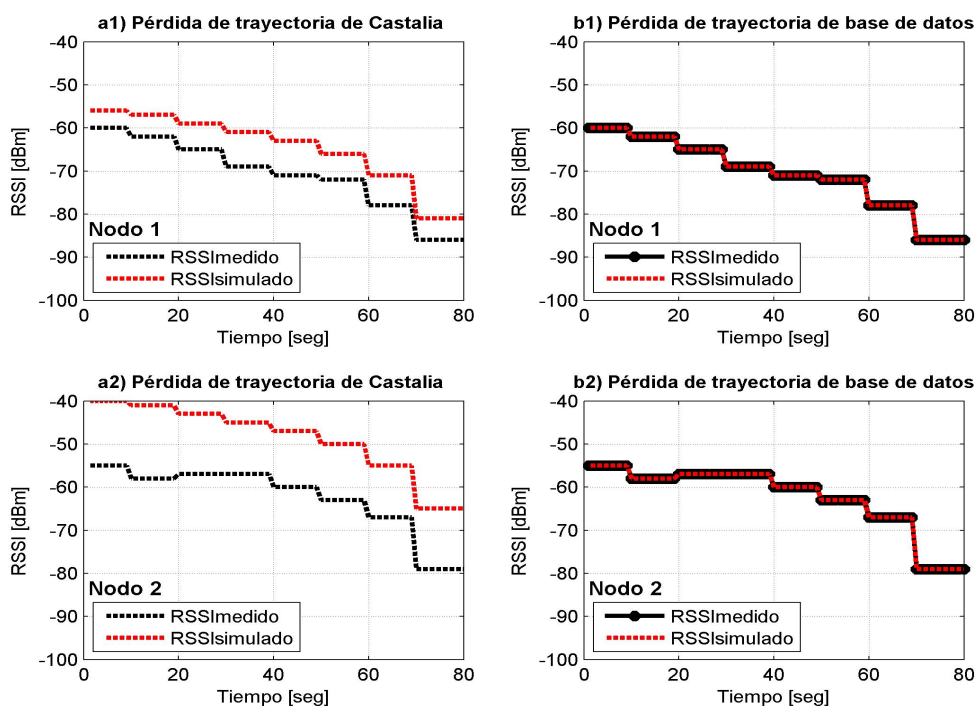


Figura 5.9: Comportamiento de RSSI usando Castalia predeterminado vs Castalia con base de datos experimental.

### 5.2.2.1 Algoritmo Reactivo

El algoritmo reactivo calcula los niveles de potencia de transmisión óptima para cada postura y cada sujeto utilizando el conjunto de datos experimentales. Este primer algoritmo se llamará “óptimo reactivo”. Por otro lado, también resulta de interés probar cómo los niveles de potencia de transmisión óptimos elegidos para el sujeto  $A$ , actúa cuando se aplica a otro sujeto humano,  $B$ . Por lo tanto, se hace un análisis de las capacidades de generalización de la política; este segundo algoritmo se llamará “reactivo no óptimo”.

La evaluación de ambos algoritmos se realiza seleccionando dos casos de todas las secuencias de posturas simuladas: el mejor de los casos y un caso complejo de estudio descrito previamente en la sección 5.1.1. El mejor de los casos se le conoce como la secuencia que mostró el mayor ahorro de energía; normalmente, esta secuencia incluye posturas para las que el enlace 2 tiene una línea de visión directa (L2P1, L2P2), y por lo tanto, estas posturas permite jugar con una amplia gama de valores de potencia. El caso de estudio consta de la combinación de las siguientes posturas: L1/P1 + L2/P4, L1/P2 + L2/P3, L1/P3 + L2/P1, L1/P4 + L2/P2 and L1/P5 + L2/P1 (ver la descripción de cada postura en la Sección 5.1.2).

La Tabla 5.4 muestra los resultados para el mejor de los casos bajo la política reactiva “no óptimo” y “óptimo”. Para el algoritmo “no óptimo”, los datos de un sujeto adicional en relación con los cinco sujetos de prueba fueron escogidos al azar. Todos los valores presentados en la tabla son valores promedio de los cinco sujetos durante una secuencia completa de cinco posturas. El algoritmo “óptimo” permite obtener un ahorro de energía del 29%, con un PER promedio de 5.6% y 1.4% para los nodos de sensores de los enlace 1 y 2, respectivamente. Para el caso “no óptimo”, el promedio PER es similar al caso

anterior, 5.5 % y 1.4 %, respectivamente, pero con una reducción en el ahorro de energía de casi un 6 % con respecto al caso “óptimo”. Estos resultados muestran los buenos ahorros energéticos obtenidos por la política reactiva sólo para sujetos previamente caracterizados; por lo tanto, la política reactiva carece de capacidades de generalización y requiere una fase de caracterización y puesta a punto para cada usuario.

Algoritmo	TPL		RSSI		PER		Ahorro Energía
	n1	n2	n1	n2	n1	n2	
Óptimo	-5 dBm	-15 dBm	-78 dBm	-70 dBm	5.6 %	1.4 %	29 %
No-Óptimo	-2 dBm	-15 dBm	-74 dBm	-70 dBm	5.5 %	1.4 %	23 %

Tabla 5.4: Resultados de simulación para el algoritmo reactivo en el mejor caso. TPL: niveles de potencia de transmisión; RSSI: indicador de intensidad de señal recibida; PER: tasa de error de paquetes; nodo 1 (n1); nodo 2 (n2).

### 5.2.2.2 Algoritmo Proactivo

La Figura 5.10 muestra los resultados de ahorro de energía y de PER en relación con el caso de estudio para cada sujeto. Se puede observar que, desde el punto de vista de ahorro de energía, el algoritmo reactivo muestra los mejores resultados para todos los sujetos. Sin embargo, la diferencia con los resultados dados por el algoritmo proactivo es relativamente pequeño, siendo 5 % para el caso más significativo (sujeto 2) y sólo el 2 % para los demás. Con respecto a los valores de PER, podemos ver que para ambos algoritmos, es siempre inferior a 6 % para todos los sujetos.

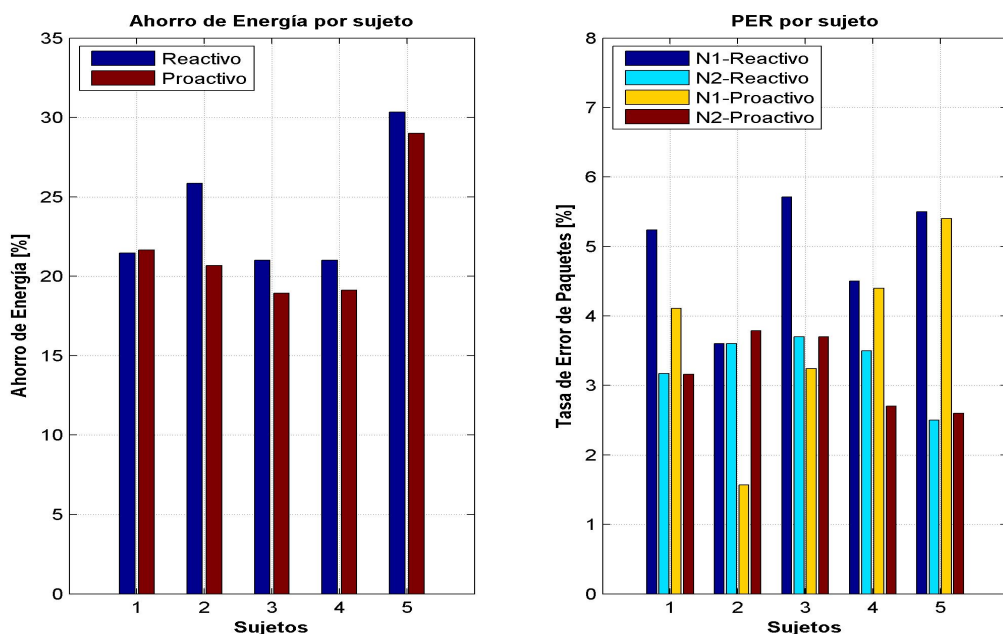


Figura 5.10: Ahorro de energía y PER para caso de estudio.

La Tabla 5.5 muestra los resultados promedio de simulación para los cinco sujetos previamente mencionados. En resumen, el algoritmo reactivo muestra un promedio de

ahorro de energía mejor en sólo el 2 % con respecto al algoritmo proactivo, y por otro lado, el algoritmo proactivo muestra un promedio menor en sólo el 1.4 % para el enlace 1 y 0.1 % para el enlace 2 , en comparación con el algoritmo reactivo. Por lo tanto, ambos algoritmos proporcionan beneficios similares en términos de ahorro de energía y PER, pero con respecto a la capacidad de generalización, el algoritmo proactivo se pueden aplicar a un conjunto más amplio de sujetos con rendimiento similar.

Algoritmo	TPL		RSSI		PER		Ahorro Energía
	n1	n2	n1	n2	n1	n2	
Reactivo Óptimo	-5 dBm	-10 dBm	-71 dBm	-74 dBm	5.1 %	3.3 %	24 %
Proactivo	-3 dBm	-11 dBm	-71 dBm	-73 dBm	3.7 %	3.2 %	22 %

Tabla 5.5: Resultados de simulación para caso de estudio. TPL: niveles de potencia de transmisión; RSSI: indicador de intensidad de señal recibida; PER: tasa de error de paquetes; nodo 1 (n1); nodo 2 (n2).

### 5.2.3 Caso de Estudio

La Figura 5.11 muestra la potencia de transmisión seleccionada y el RSSI asociado para un sujeto específico haciendo una secuencia de 12 posturas bajo diferentes esquemas de control de potencia. Se puede observar que ambos algoritmos, reactivo y proactivo, responden adecuadamente, tanto al aumentar el nivel de potencia de transmisión cuando el valor RSSI cae por debajo del umbral de seguridad (línea roja en -80 dBm), como al disminuir el nivel de potencia de transmisión cuando el RSSI tiene un valor por encima del umbral de seguridad superior (línea roja en -75 dBm). El rango de valores de RSSI se divide en tres zonas delimitadas por los umbrales representados en la figura por líneas rojas. El valor mínimo de RSSI que se requiere para mantener la confiabilidad del enlace es -80 dBm. El objetivo de las políticas propuestas, es mantener el RSSI dentro de la región de seguridad definida por los umbrales (línea de color rojo), con el mínimo consumo de energía. La elección de estos umbrales se basa en los resultados obtenidos desde la caracterización experimental.

Todos los esquemas presentan fuertes fluctuaciones en la potencia de transmisión ya que las condiciones del canal varían con rapidez. Podemos ver que cuando usamos el nivel de potencia de transmisión máxima (0 dBm), el RSSI para ambos enlaces muestra una gran variación, mientras que cuando se utilizan los esquemas de control, el RSSI puede mantener un nivel relativamente estable (lo que se traduce en una mejora de la calidad del servicio para el enlace de comunicación, al tiempo que se ahorra energía). El enlace 1 es el caso más crítico, porque incluso para el nivel máximo de transmisión, el valor RSSI puede caer bajo -85 dBm para algunas posturas.

El esquema reactivo muestra un promedio de paquetes perdidos de 5.5 % y 3.22 % y un ahorro energético de 9 % y 30.4 % para el enlace 1 y el enlace y 2, respectivamente, en comparación con el nivel máximo de potencia de transmisión. El esquema proactivo muestra un promedio de paquetes perdidos de 5.1 % y 2.5 % y un ahorro energético de 9.5 % y 30.3 % para el enlace 1 y el enlace y 2, respectivamente, en comparación con el nivel máximo de potencia de transmisión. En conclusión, los dos esquemas de control de potencia tienen un comportamiento similar, y ambos proporcionan un importante ahorro energético mediante el ajuste del nivel de potencia de transmisión a los requisitos de canal.

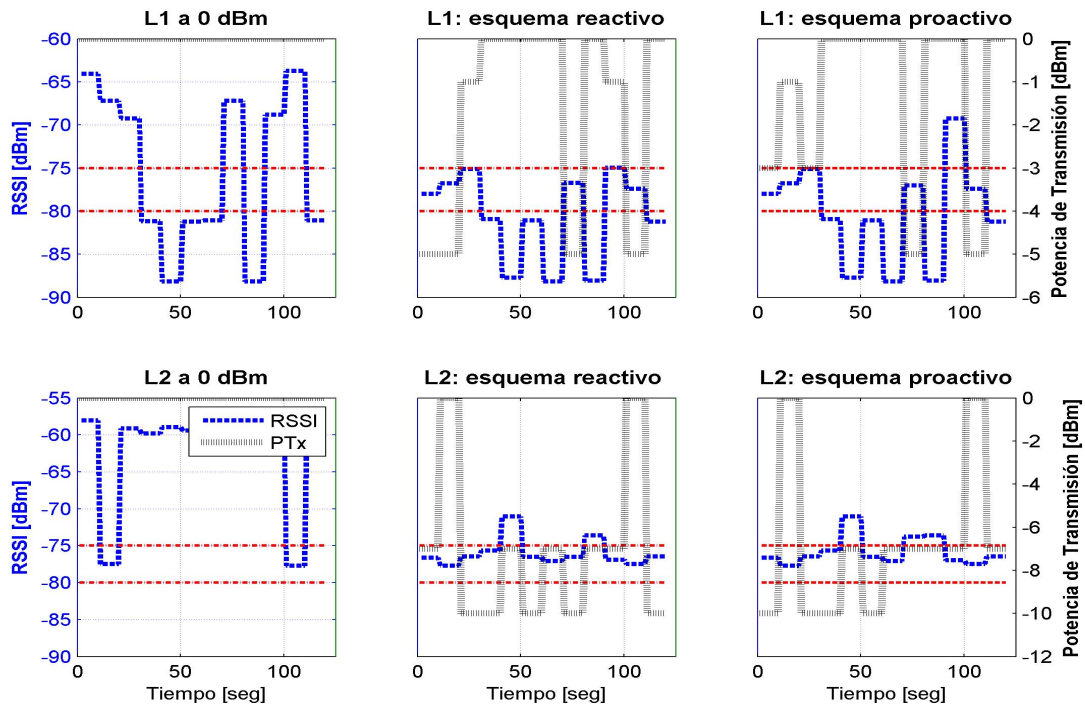


Figura 5.11: Potencia de transmisión y RSSI asociado para los esquemas máximo, reactivo y proactivo.

## 5.2.4 Discusión de Resultados

La política reactiva ha demostrado ser un mecanismo eficiente para adaptar la transmisión a los requisitos cambiantes de canal y al mismo tiempo ahorrar energía. Esta política permite calcular el nivel de potencia de transmisión óptima a partir de los valores de PER medidos en la caracterización exhaustiva de cada paciente. Esta caracterización se realiza para cada enlace, cada postura y cada nivel de potencia de la radio. Por lo tanto, cualquier nuevo usuario del sistema debe hacer frente a esta fase de caracterización que puede ser un proceso muy tedioso y una tarea que consume mucho tiempo, tanto para el paciente como para el personal técnico. La situación puede ser aún más complicada para los casos de pacientes con enfermedades crónicas o pacientes con movilidad reducida.

Por otro lado, la política proactiva ha demostrado proporcionar un rendimiento y un ahorro de energía similar a la conseguida con la política reactiva, pero esta vez con la enorme ventaja de evitar la fase de caracterización por usuario. Aunque la construcción del modelo A-LQE del algoritmo proactivo fue una tarea muy larga, ya que requirió un gran esfuerzo para recopilar toda la base de datos utilizada por su formación, esta tarea se llevó a cabo sólo una vez y ha permitido establecer un modelo de pérdida de trayecto para un canal BAN inalámbrico móvil. La ventaja del algoritmo proactivo, es que puede ser utilizado en cualquier paciente sin hacer una caracterización nueva o adicional. Este extenso trabajo se finalizó con la mejora de las capacidades de simulación de Castalia con un nuevo modelo de pérdida de trayectoria.

Ambos algoritmos muestran valores PER aceptables, inferior al 6 %, y aunque el ahorro energético obtenido por la estrategia proactiva es ligeramente inferior a la obtenida con la reactiva, éste ahorro representan más de un 22 %. Estos resultados todavía podrían

mejorarse mediante la regulación de los umbrales RSSI de seguridad definidos para el bloque TPC de la política proactiva. Los resultados obtenidos son de gran interés en términos de autonomía de la batería y la satisfacción del usuario y se pueden implementar con un bajo coste y baja penalidad, ya que aprovechan los múltiples niveles de potencia de transmisión proporcionadas por los chips de radio actuales. Adicionalmente, ambas políticas pueden ser usadas en conjunto con cualquier estrategia de apagado selectivo del chip radio durante los períodos de inactividad, con lo cual se podría conseguir una mayor eficiencia energética y en consecuencia extender la duración de la batería.

## Capítulo 6

# Conclusiones y Trabajos Futuros

A lo largo de esta tesis doctoral se han demostrado los efectos del movimiento y de las características corporales en la fiabilidad de la comunicación inalámbrica en redes BAN/BSN; además se han propuesto, descrito y validado políticas reactivas y proactivas para ajustar la potencia transmitida en pro de reducir el consumo de potencia del nodo mientras se garantiza una buena la calidad del enlace. En este capítulo se resumen las conclusiones derivadas de la investigación realizada en esta tesis destacando las principales contribuciones al área. Por otra parte, también se destacan las líneas de investigación abiertas y se proponen futuras líneas de investigación derivadas de este trabajo.

### 6.1 Resumen

Como se describe en la introducción de esta tesis (capítulo 1), las redes de sensores inalámbricas corporales WBAN/WBSN son percibidas como una solución tecnológica que facilita el seguimiento, monitorización diagnóstico y tratamiento de pacientes en casa mejorando su calidad de vida y reduciendo los costes asociados a la asistencia sanitaria. Sin embargo, la gestión eficiente de la energía es un requisito clave en entornos WWBAN/WBSN debido a que las baterías son pequeñas y el suministro de energía limitado. Como se comentó previamente, la comunicación inalámbrica es probablemente la tarea que presenta mayor consumo de energía y dada la naturaleza dinámica y compleja de los canales en el cuerpo, el reto es mantener una buena calidad del enlace entre los nodos sensores mientras se extiende el tiempo de operación de la red. En consecuencia, el uso de mecanismos que contribuyan a la reducción del consumo del chip radio es un requisito importante y obligatorio en una red de este tipo y está orientado no sólo a evitar el impacto negativo de la radiación electromagnética sobre el cuerpo, sino también a extender el tiempo de vida de la batería de los nodos sensores.

En este trabajo se han propuesto políticas de gestión de energía que, con base en la detección de movimiento basado en la acelerometría y el conocimiento de algunos parámetros corporales, permiten regular los niveles de potencia de transmisión de acuerdo con las condiciones cambiantes de los enlaces y reducir el consumo de energía del chip radio a un mínimo mientras se mantiene la calidad del servicio.

Revisando los objetivos presentados en el capítulo 1, sección 1.3, en esta tesis doctoral se han logrado los siguientes resultados:

- A partir de la caracterización experimental, se investigaron los efectos causados por diferentes tipos de tejidos, la posición, el movimiento, la composición y forma cor-

poral humana en las variaciones temporales de la calidad de dos enlaces corporales. Como resultado, se identificó que las sombras son el principal mecanismo que interfieren en la calidad de la comunicación en los enlaces corporales. A partir de un detallado análisis estadístico fue posible concluir que: 1) dependiendo de la sombra y de su profundidad hay posturas que favorecen la fiabilidad de la comunicación respecto a otras; 2) la composición corporal, y en especial, la componente relacionada con la masa grasa, parece afectar de forma más significativa al enlace cintura-brazo que al enlace cintura-pierna, en efecto, para este segundo enlace, el efecto del piso parecen ser más dominante respecto a cualquier efecto generado por los parámetros corporales; 3) desde el punto de vista de RSSI, existe un valor óptimo de potencia de transmisión para una mínima tasa de errores. Estas contribuciones han sido presentadas en el capítulo 3.

- Una acción de control sobre la potencia de transmisión del chip de radio ha sido identificada no sólo como una solución al problema de reducir el consumo de energía asociado al dispositivo, sino también como un mecanismo para minimizar la tasa de absorción específica y mitigar los efectos negativos del cuerpo en los canales de comunicación corporales. El uso de una potencia de transmisión fija dependiendo de la ubicación del nodo en el cuerpo y de los movimientos y posiciones puede ser inadecuado, ya que bajos niveles de potencia pueden conllevar a un deterioro significativo de la calidad del enlace debido al incremento de las retransmisiones o incluso a la desconexión completa del nodo, y por otro lado, el uso de niveles altos de potencia aunque garantizan la fiabilidad de la comunicación, pueden dar lugar a gastos de energía innecesario. Un conjunto de políticas reactivas y predictivas, las cuales han sido propuestas y validadas, han permitido obtener las siguientes conclusiones: 1) ambas políticas proporcionan beneficios similares en términos de ahorro de energía y tasa de pérdida de paquetes, pero con respecto a la capacidad de generalización, el algoritmo predictivo se puede aplicar a un conjunto más amplio de sujetos con un rendimiento similar; 2) de acuerdo al caso de estudio 2 analizado para los nodos Shimmer, la política reactiva proporciona un ahorro de energía promedio del 39.69 % mientras con la política predictiva se obtiene un 27.35 %, en consecuencia al usar una estrategia de control de potencia de transmisión respecto a la opción de usar la máxima potencia fija, siempre es posible obtener un ahorro significativo; 3) los resultados reportados para los nodos Shimmer pueden ser extendidos a cualquier otro nodo o plataforma, para las cuales, el porcentaje de ahorro de energía dependerá de los niveles de potencia disponibles en el radio; 4) desde el punto de vista del costo de implementación, la política reactiva conlleva un costo permanente asociado a la caracterización individual de cada sujeto, por otro lado, la política predictiva basada en ANFIS ha requerido el uso de una extensa base de datos experimental para determinar los parámetros de los modelos para ambos enlaces, pero el proceso posterior de predicción de RSSI es rápido y poco complejo debido a la simplicidad de las arquitecturas encontradas. Estas contribuciones han sido presentada en los capítulos 4 y 5.
- Los modelos de propagación son necesarios con el fin de predecir la variación dinámica de la intensidad de la señal recibida, la cual es afectada por fenómenos, de reflexión, difracción y dispersión. Desde este punto de vista, el modelado consiste en encontrar las entradas y la función que mejor se aproximen a describir correctamente el comportamiento del RSSI. En este trabajo se han formulado dos modelos para predecir dicha variabilidad asociada a los canales corporales, a partir de estos mo-

delos podemos concluir que: el modelo basado en ANFIS puede predecir con cierta precisión el valor de RSSI para escenarios similares a los considerados en la campaña de medidas, esto debido a su flexibilidad para adaptarse a diferentes ambientes, y a que el modelo ha sido entrenado con datos medidos por lo cual incluye los efectos reales de propagación sin tener un conocimiento detallado y preciso del entorno de propagación. Esta contribuciones han sido presentadas en el capítulo 3 y 4.

## 6.2 Trabajos Futuros

Las redes WBAN/WBSN han experimentado grandes avances en los últimos años, sin embargo, aspectos relacionados con la fiabilidad, la seguridad y la eficiencia en la transmisión de datos, aún constituyen un reto tecnológico importante a resolver para permitir su adopción práctica y masiva en aplicaciones médicas. El trabajo presentado en esta tesis cubre una parte pequeña pero importante en lo referente a la caracterización y análisis de la propagación de las señales en canales corporales y en como potenciar este conocimiento para generar estrategias eficientes en energía que contribuyan a extender la vida útil de operación de los nodos y de la red. Sin embargo, algunos temas interesantes de futuras investigaciones han surgido durante la evolución de este trabajo. En los párrafos siguientes se proponen algunas de estas ideas.

- Debido a que el cuerpo humano está en constante movimiento, resulta muy complejo diseñar un modelo de canal unificado que considere todos los aspectos para los diferentes casos de aplicación y enlaces corporales. En esta tesis se han caracterizado dos enlaces corporales, enlace L1 y L2, ambos con el coordinador ubicado en la cintura (justo por encima del ombligo), y los nodos sensores ubicados uno en el brazo derecho, y otro en la rodilla derecha, respectivamente. A partir de esta experiencia se ha constatado la necesidad de ampliar esa tarea de caracterización experimental a otros enlaces corporales, considerando diferentes escenarios reales de la cotidianidad de las personas, y mejorando las metodologías en las campañas de medida sobre todo para situaciones de alta movilidad.
- En esta tesis las validaciones de las políticas de control de potencia de transmisión se realizaron usando valores fijos de los parámetros del estándar 802.15.4. La exploración y análisis del espacio de soluciones considerando la ejecución de las simulaciones con diferentes valores de parámetros, como el ciclo de trabajo, la velocidad de datos, el tamaño del paquete y el modelo de colisión es concebido como trabajo futuro para evaluar el impacto real de estos parámetros sobre las prestaciones de las políticas.
- En esta tesis se han propuestos dos algoritmos para el control de potencia de transmisión. El ahorro de energía presentado para cada política ha sido estimado desde la información extraída de la hoja de datos de las referencias de radio usadas y también ha sido extensamente validada mediante el uso del entorno de simulación Castalia. Sin embargo, sería interesante poder realizar una validación de estas políticas en tiempo real mientras personas desarrollan actividades cotidianas; para poder llevar a cabo estas medidas en un ambiente dinámico se hace necesario usar estrategias diferentes a la configuración clásica de laboratorio en la que se utiliza un osciloscopio y una tarjeta de adquisición de dato o incluso un nodo sensor conectado en serie con una resistencia para medir el voltaje.

- En los escenarios de las redes BANs/BSNs, es muy importante que la antena irradie sobre la superficie del cuerpo de forma omnidireccional para proporcionar una transmisión sin pérdida y garantizar la eficiencia de energía sin importar la posición y orientación de la antena y la ubicación del receptor. A partir de este trabajo se concluye que es necesario un estudio más profundo y detallado en lo relacionado a cómo mejorar los procesos de diseño y fabricación de antenas portables a partir del uso de materiales que permitan reducir las corrientes superficiales y disminuir el acoplamiento antena-cuerpo.
- En esta tesis se ha realizado la caracterización experimental de dos canales corporales, las mediciones se realizaron sobre diferentes sujetos teniendo en cuenta diferentes partes del cuerpo por separado (brazo y pierna). Resulta interesante como trabajo futuro modelar y simular los mismos canales corporales utilizando técnicas de análisis numéricos y un modelo anatómico apropiado del cuerpo humano para realizar una validación con las mediciones experimentales ya obtenidas.
- El algoritmo proactivo propuesto en esta tesis consta de dos bloques: un modelo que hemos denominado A-LQE, que predice el valor de RSSI y un bloque de control de potencia de transmisión TPC, que ajusta el nivel de potencia al valor mínimo encontrado experimentalmente para asegurar que el valor RSSI no cae por debajo de un umbral. Como trabajo futuro estamos interesados en la evaluación de otros enfoques basados en sistemas expertos para la aplicación al bloque TPC, con el objetivo de mejorar la adaptación de la potencia de transmisión a los requisitos de canal.
- La integración de las tecnologías WBAN/WBSN y Mobile Cloud Computing (MCC) posibilita nuevas oportunidades para la mejora potencial de los servicios de salud. En este contexto, se viene trabajando en colaboración con otros investigadores, en el desarrollo de metodologías que permitan incorporar de manera conjunta las políticas de control de potencia de transmisión a nivel de nodos presentadas en esta tesis, con técnicas de asignación de cargas de trabajo bajo demanda en un contexto real de monitorización biomédica en entornos MCC.

# Apéndice A

## Métodos Heurísticos

Las redes neuronales y la lógica difusa son dos métodos importantes de la inteligencia artificial utilizados para modelar problemas no lineales. La lógica difusa es una herramienta que permite estimar el comportamiento real de un sistema a partir de datos empíricos utilizando etiquetas y reglas lingüísticas expresadas como implicaciones lógicas. Las redes neuronales artificiales (Artificial Neural Network (ANN)), combinan las ventajas de los modelos empíricos y deterministas, con la flexibilidad de adaptarse a diferentes ambientes, y adicionalmente incluyen de forma implícita los diferentes efectos inherentes al proceso de medición [161].

### A.1 Sistemas Lógicos Difusos

Un sistema lógico difuso, como se muestra en la Figura A.1, esta formado por cuatro bloques básicos: fuzzificación, base de reglas, máquina de inferencia y defuzzificación. En el bloque de fuzzificación, los datos de entrada numéricos son convertidos a valores lingüísticos al determinar el grado de pertenencia a cada conjunto difuso de la variable asociada.

En la base de reglas se codifica el conocimiento del sistema a través de sentencias de la forma **Si - Entonces** que describen las condiciones o antecedentes y las acciones o consecuentes que deben existir para tomar una decisión. El antecedente contiene las etiquetas lingüísticas que particionan el espacio de la variable de entrada y el consecuente contiene una referencia directa a la variable salida la cual puede ser difusa, en cuyo caso se conoce como reglas de tipo Mamdani [162], o puede ser numérica, en cuyo caso se conoce como reglas de tipo Sugeno [138].

El mecanismo o máquina de inferencia permite interpretar las reglas y obtener una conclusión a partir de una entrada determinada. Este procedimiento comprende tres etapas [136]: 1) Agregación de entradas, etapa en la cual se combinan los grados de pertenencia de cada una de las entradas que constituyen el antecedente de la regla para obtener el peso de cada regla en la salida global, por medio del operador t-norma; 2) Composición o implicación difusa, etapa en la cual se evalúa cada regla para obtener su consecuente a partir del peso dado por el antecedente y la función de pertenencia asociada al consecuente; 3) Agregación de salidas, etapa en la cual se combinan los consecuentes de cada regla para obtener un solo un conjunto difuso para cada variable de salida.

Como se mencionó previamente, de acuerdo con la base de reglas se identifican dos tipos Mandami o Sugeno, en igual medida como la inferencia difusa depende de la representación de los consecuentes y de los procedimientos de agregación y defuzzificación,

esta clasificación se extiende también para distinguir los tipos de sistema de inferencia. El método de inferencia difusa conocido como Takagi-Sugeno-Kang, (TSK) fue introducido en 1985 [138], y es similar al método de Mamdani en muchos aspectos, excepto por el hecho de que el consecuente se representa como una función lineal de las variables de entrada. Diversas publicaciones de la literatura coinciden en afirmar que, en términos computacionales y de prestaciones, un sistema de inferencia tipo TSK es más eficiente que un Mamdani ya que el proceso de defuzzificación es más simple [163], además, de que siempre genera superficies continuas [164].

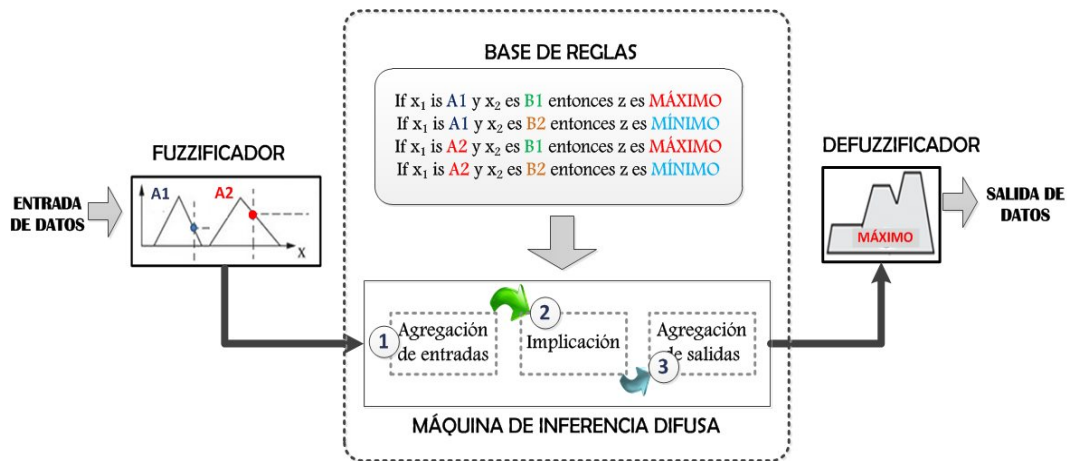


Figura A.1: Diagrama de bloques de un sistema lógico difuso.

Finalmente, la etapa de defuzzificación permite convertir los valores difusos de las variables de salida resultantes del proceso de inferencia en un valor cuantitativo. Algunos de los principales métodos usados en esta etapa son: Criterio del Máximo (CM), Media de los máximos (MOM), Centro de Máximos (CoM), Suma de los Centros de Áreas (SCOA), Centro de Áreas (CoA).

## A.2 Redes Neuronales Artificiales

La primera red neuronal artificial fue presentada por el neurofisiólogo W. McCulloch y el lógico W. Pits en 1943. Una red neuronal artificial es básicamente una red de elementos de procesamiento simples distribuidos en capas llamados “neuronas” que operan en sus datos locales y se comunican con otros elementos [165]. Se puede decir también que una ANN corresponde a un modelo matemático basado en un conjunto de funciones no lineales con parámetros ajustables que trata de emular las capacidades de aprendizaje y procesamiento de las redes neuronales biológicas con el fin de obtener la salida deseada [166].

Cada neurona en la red tiene asociado un conjunto de entradas, un conjunto de pesos que representan las intensidades de las interconexiones, una función matemática que determina la activación de la neurona y finalmente una función que calcula la salida. Los pesos son variables continuas, que pueden tomar tanto valores positivos, como negativos. El ajuste de los pesos de cada neurona en la red permite minimizar el error entre la salida y el resultado deseado. Este proceso de ajuste de los pesos se llama aprendizaje o entrenamiento.

Dependiendo de la forma de aprender y recordar, se conocen dos tipos de aprendizaje: no supervisado y supervisado. En el tipo no supervisado, a la red sólo se le proporcionan las

entradas, y la red ajusta sus interconexiones con base en su propia salida. En el aprendizaje supervisado se suministra a la red los patrones de entrada y salida deseada e iterativamente la red ajusta sus pesos tratando de minimizar el error o del gradiente descendente).

La cantidad de capas en una red determina su clasificación topológica. Las redes multicapa cuyo uso es más extendido, consiste de capas conectadas en cascada, de forma que las entradas de una capa correspondan a las salidas de las neuronas de la capa anterior. En estas redes, como se observa en la Figura A.2, se distinguen tres tipos de capas: de entrada, de salida y una o más capas intermedias, también llamadas ocultas que contribuyen a mejorar sus prestaciones.

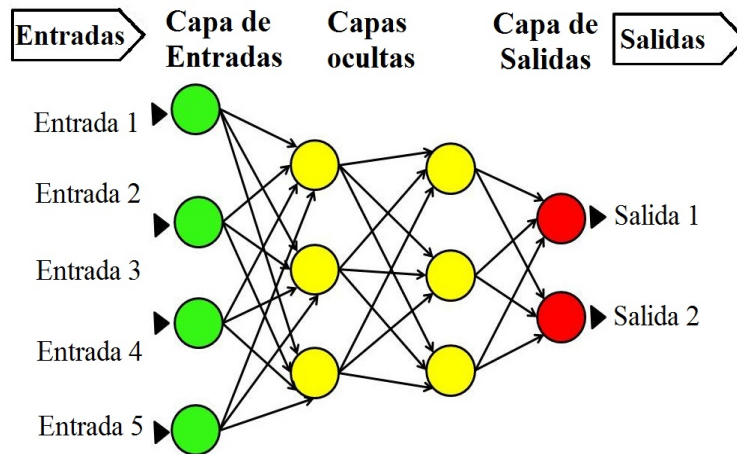


Figura A.2: Estructura de una red neuronal multicapa.

La forma de interconexión entre las neuronas en una ANN determina la dirección del flujo de los datos y tiene un impacto significativo en su funcionamiento. Hay dos principales forma de conexión: unidireccional (*Feedforward*) en la cual el flujo de los datos se realiza en una sola dirección; o de forma recurrente o retroalimentada (*feedback*), la cual contienen lazos de realimentación, que le permite a la red evolucionar hacia nuevos estados de equilibrio.

El entrenamiento de una red neuronal depende del algoritmo de aprendizaje, el número de capas ocultas, el número de neuronas en cada capa oculta, de la arquitectura de la red y del tipo de función de activación que se elija para cada neurona [167].

El algoritmo backpropagation [168], es uno de los algoritmos de entrenamiento de aprendizaje supervisado más populares en el dominio de las redes neuronales multicapa. El entrenamiento comienza a partir de pesos aleatorios y el objetivo es ajustar los pesos de modo que los errores cuadráticos medios de todos los patrones de entrada se establezcan por debajo de un valor máximo establecido. Este procedimiento se realiza en dos etapas: en la primera etapa, la salida de la red neuronal es calculada a partir de los patrones de entrada, luego a partir de la comparación con la salida deseada se calcula la señal de error para cada una de las salidas. La segunda etapa consiste en la actualización de los pesos, la cual se realiza desde la capa de salida hacia la capa de entrada actualizando también cada uno de los pesos de las capas ocultas. Este algoritmo tiene gran capacidad de generalización por lo cual puede ser usado en una amplia gama de aplicaciones. Su mayor inconveniente es el largo tiempo de convergencia o no convergencia en algunos casos, sin embargo, estos problemas suelen ser solventados aplicando métodos particulares para el ajuste de las conexiones neuronales e incrementando el número de capas ocultas.



# Bibliografía

- [1] D. of Economic y S. A. U. N. (UNDESA), “World population ageing 2013,” United Nations Secretaria, New York, USA, Technical Report, November 2013.
- [2] R. Hao, Yang y Foster, “Wireless body sensor networks for health-monitoring applications,” *Physiological measurement*, vol. 29, no. 11, p. R27, 2008.
- [3] D. T. T. Limited, “2014 Global health care outlook Shared challenges, shared opportunities,” Deloitte Touche Tohmatsu Limited, UK, Technical Report, 2014.
- [4] J. Xing y Y. Zhu, “A survey on body area network,” en *Wireless Communications, Networking and Mobile Computing, 2009. WiCom '09. 5th International Conference on*. IEEE, Sept 2009, pp. 1–4.
- [5] S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith, y A. Jamalipour, “Wireless body area networks: A survey,” *Communications Surveys Tutorials, IEEE*, vol. 16, no. 3, pp. 1658–1686, Third 2014.
- [6] “Ieee standard for information technology - telecommunications and information exchange between systems - local and metropolitan area networks - specific requirement part 15.4: Wireless medium access control (mac) and physical layer (phy) specifications for low-rate wireless personal area networks (wpans),” *IEEE Std 802.15.4a-2007 (Amendment to IEEE Std 802.15.4-2006)*, pp. 1–203, 2007.
- [7] G.-Z. Yang y M. Yacoub, “Body sensor networks,” 2006.
- [8] “Bluetooth low energy, bluetooth 4.0 with low energy technology paves the way for bluetooth smart devices.” [Online]. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/low-energy.aspx>
- [9] “Ieee standard for local and metropolitan area networks - part 15.6: Wireless body area networks,” *IEEE Std 802.15.6-2012*, pp. 1–271, Feb 2012.
- [10] J. L. Monteagudo Peña, O. M. Gil, J. G. Pérez, y J. R. Redondo, “Redes inalámbricas para los nuevos servicios personales de e-salud basados en tecnologías de inteligencia ambiental,” 2004.
- [11] I. Akyildiz, W. Su, Y. Sankarasubramaniam, y E. Cayirci, “A survey on sensor networks,” *Communications Magazine, IEEE*, vol. 40, no. 8, pp. 102–114, Aug 2002.
- [12] B. Latré, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia, y P. Demeester, “A survey on wireless body area networks,” *Wireless Networks*, vol. 17, no. 1, pp. 1–18, Jan. 2011.
- [13] Y. Zhang, Y. Shakhsher, A. T. Barth, H. C. Powell Jr, S. A. Ridenour, M. A. Hanson, J. Lach, y B. H. Calhoun, “Energy efficient design for body sensor nodes,” *Journal of Low Power Electronics and Applications*, vol. 1, no. 1, pp. 109–130, 2011.

- [14] F. Rincon, M. Paselli, J. Recas, Q. Zhao, M. Sanchez-Elez, D. Atienza, J. Penders, y G. De Micheli, “Os-based sensor node platform and energy estimation model for health-care wireless sensor networks,” en *Design, Automation and Test in Europe, 2008. DATE '08*, March 2008, pp. 1027–1032.
- [15] L. Huang, V. Pop, R. de Francisco, R. Vullers, G. Dolmans, H. de Groot, y K. Imaura, “Ultra low power wireless and energy harvesting technologies an ideal combination,” en *Communication Systems (ICCS), 2010 IEEE International Conference on*, Nov 2010, pp. 295–300.
- [16] D. Smith, D. Miniutti, T. Lamahewa, y L. Hanlen, “Propagation models for body-area networks: A survey and new outlook,” *Antennas and Propagation Magazine, IEEE*, vol. 55, no. 5, pp. 97–117, Oct 2013.
- [17] Q. Tang, N. Tummala, S. Gupta, y L. Schwiebert, “Communication scheduling to minimize thermal effects of implanted biosensor networks in homogeneous tissue,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 7, pp. 1285–1294, July 2005.
- [18] C. A. Da Graça-Lopes, “Characterisation of the Radio Channel in On-Body Communications,” Ph.D. dissertation, Universidade Técnica de Lisboa Lisboa, Portugal, 2010.
- [19] R. Augustine, “Electromagnetic modelling of human tissues and its application on the interaction between antenna and human body in the ban context,” Ph.D. dissertation, Université Paris-Est, 2009.
- [20] A. Peyman, A. Rezazadeh, y C. Gabriel, “Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 6, p. 1617, 2001.
- [21] M. Grimm y D. Manteuffel, “Antennas and propagation for on-, off-and in-body communications,” 2013.
- [22] W.-Y. Chung, Y.-D. Lee, y S.-J. Jung, “A wireless sensor network compatible wearable u-healthcare monitoring system using integrated ecg, accelerometer and spo2,” en *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, Aug 2008, pp. 1529–1532.
- [23] R. Shah y M. Yarvis, “Characteristics of on-body 802.15.4 networks,” en *Wireless Mesh Networks, 2006. WiMesh 2006. 2nd IEEE Workshop on*, Sept 2006, pp. 138–139.
- [24] D. Smith, D. Miniutti, y L. Hanlen, “Characterization of the body-area propagation channel for monitoring a subject sleeping,” *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 11, pp. 4388–4392, Nov 2011.
- [25] M. Di Renzo, R. Buehrer, y J. Torres, “Pulse shape distortion and ranging accuracy in uwb-based body area networks for full-body motion capture and gait analysis,” en *Global Telecommunications Conference, 2007. GLOBECOM '07. IEEE*, Nov 2007, pp. 3775–3780.
- [26] D. Neiryneck, “Channel characterisation and physical layer analysis for body and personal area network development,” Ph.D. dissertation, University of Bristol, 2006.

- [27] M. Maman, F. Dehmas, R. D’Errico, y L. Ouvry, “Evaluating a tdma mac for body area networks using a space-time dependent channel model,” en *Personal, Indoor and Mobile Radio Communications, 2009 IEEE 20th International Symposium on*, Sept 2009, pp. 2101–2105.
- [28] R. D’Errico, R. Rosini, y M. Maman, “A performance evaluation of cooperative schemes for on-body area networks based on measured time-variant channels,” en *Communications (ICC), 2011 IEEE International Conference on*, June 2011, pp. 1–5.
- [29] K. S. Prabh y J.-H. Hauer, “Opportunistic packet scheduling in body area networks,” en *Wireless Sensor Networks*, ser. Lecture Notes in Computer Science. pringer Berlin Heidelberg, 2011, vol. 6567, pp. 114–129.
- [30] K. Srinivasan y P. Levis, “Rssi is under appreciated,” en *Proceedings of the Third Workshop on Embedded Networked Sensors*, 2006, pp. 239–242.
- [31] C. Guo, R. Venkatesha Prasad, y M. Jacobsson, “Packet forwarding with minimum energy consumption in body area sensor networks,” en *Consumer Communications and Networking Conference (CCNC), 2010 7th IEEE*, Jan 2010, pp. 1–6.
- [32] M. Quwaider, J. Rao, y S. Biswas, “Body-posture-based dynamic link power control in wearable sensor networks,” *Communications Magazine, IEEE*, vol. 48, no. 7, pp. 134–142, July 2010.
- [33] X. Fan, T. Alpcan, M. Arcak, T. Wen, y T. Başar, “A passivity approach to game-theoretic cdma power control,” *Automatica*, vol. 42, no. 11, pp. 1837–1847, 2006.
- [34] R. Kazemi, R. Vesilo, y E. Dutkiewicz, “A novel genetic-fuzzy power controller with feedback for interference mitigation in wireless body area networks,” en *Vehicular Technology Conference (VTC Spring), 2011 IEEE 73rd*, May 2011, pp. 1–5.
- [35] A. Boulis, D. Smith, D. Miniutti, L. Libman, y Y. Tselishchev, “Challenges in body area networks for healthcare: The mac,” *Communications Magazine, IEEE*, vol. 50, no. 5, pp. 100–106, 2012.
- [36] F. Xiong, “Digital modulation techniques,” *Wireless Systems Design*, vol. 5, no. 8, p. 20, 2000.
- [37] M. Mackowiak, C. Oliveira, y L. Correia, “Radiation pattern of wearable antennas: A statistical analysis of the influence of the human body,” *International Journal of Wireless Information Networks*, vol. 19, no. 3, pp. 209–218, 2012.
- [38] N. Roberts, S. Oh, y D. Wentzloff, “Exploiting channel periodicity in body sensor networks,” *Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, IEEE Journal on*, vol. 2, no. 1, pp. 4–13, March 2012.
- [39] S. Kim, S. Kim, y D.-S. Eom, “Rssi/lqi-based transmission power control for body area networks in healthcare environment,” *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, vol. 17, no. 3, pp. 561–571, May 2013.
- [40] H. Zaidi y B. Tsui, “Review of computational anthropomorphic anatomical and physiological models,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 97, no. 12, pp. 1938–1953, Dec 2009.

- [41] Q. Wang, T. Tayamachi, I. Kimura, y J. Wang, “An on-body channel model for uwb body area communications for various postures,” *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 4, pp. 991–998, April 2009.
- [42] J. Kåredal, “Measurement-based modeling of wireless propagation channels-mimo and uwb,” Ph.D. dissertation, Lund University, 2009.
- [43] L. Xia, S. Redfield, y P. Chiang, “Experimental characterization of a uwb channel for body area networks,” *EURASIP J. Wirel. Commun. Netw.*, vol. 2011, p. 4, Jan. 2011.
- [44] M. Munoz, R. Foster, y Y. Hao, “On-body channel measurement using wireless sensors,” *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 60, no. 7, pp. 3397–3406, July 2012.
- [45] M. Beltrán Veth, “Modelado de redes smatv mediante técnicas de medida tda,” 2012.
- [46] A. D. Olver, *Microwave and optical transmission*. Wiley, 1992.
- [47] D. G. Michelson y S. S. Ghassemzadeh, “Measurement and modeling of wireless channels,” en *New Directions in Wireless Communications Research*. Springer, 2009, pp. 1–27.
- [48] Y. Nechayev, P. Hall, y Z. Hu, “Characterisation of narrowband communication channels on the human body at 2.45 ghz,” *Microwaves, Antennas Propagation, IET*, vol. 4, no. 6, pp. 722–732, June 2010.
- [49] Y. Nechayev, Z. Hu, y P. Hall, “Short-term and long-term fading of on-body transmission channels at 2.45 ghz,” en *Antennas Propagation Conference, 2009. LAPC 2009. Loughborough*, Nov 2009, pp. 657–660.
- [50] V. Chaganti, D. Smith, y L. Hanlen, “Second-order statistics for many-link body area networks,” *Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE*, vol. 9, pp. 322–325, 2010.
- [51] A. Guraliuc, A. Serra, P. Nepa, y G. Manara, “Channel model for on body communication along and around the human torso at 2.4ghz and 5.8ghz,” en *Antenna Technology (iWAT), 2010 International Workshop on*, March 2010, pp. 1–4.
- [52] C. A. da Graça Lopes, “Characterisation of the radio channel in on-body communications,” 2010.
- [53] A. K. Kant y B. I. Graubard, “Secular trends in patterns of self-reported food consumption of adult americans: Nhanes 1971-1975 to nhanes 1999–2002,” *The American journal of clinical nutrition*, vol. 84, no. 5, pp. 1215–1223, 2006.
- [54] A. J. O’Sullivan, “Does oestrogen allow women to store fat more efficiently? a biological advantage for fertility and gestation,” *obesity reviews*, vol. 10, no. 2, pp. 168–177, 2009.
- [55] A. M. Prentice y S. A. Jebb, “Beyond body mass index,” *Obesity reviews*, vol. 2, no. 3, pp. 141–147, 2001.

- [56] J. L. Schepps y K. R. Foster, “The uhf and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content,” *Physics in medicine and biology*, vol. 25, no. 6, p. 1149, 1980.
- [57] R. Augustine, “Electromagnetic modelling of human tissues and its application on the interaction between antenna and human body in the ban context,” Ph.D. dissertation, Université Paris-Est, 2009.
- [58] V. Yordanov y M. Bentum, “Modulated scatterer technique probe for intra-body rf channel measurements,” en *Antennas and Propagation (EuCAP), 2014 8th European Conference on*. IEEE, 2014, pp. 1757–1759.
- [59] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequencies.” DTIC Document, Tech. Rep., 1996.
- [60] L. Akhoondzadehasl, “Polarization behaviour of on-body communication channels at 2.45 ghz,” Ph.D. dissertation, University of Birmingham, 2011.
- [61] M. Mackowiak, C. Oliveira, C. Lopes, y L. Correia, “A statistical analysis of the influence of the human body on the radiation pattern of wearable antennas,” en *Personal Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC), 2011 IEEE 22nd International Symposium on*, Sept 2011, pp. 2214–2218.
- [62] A. Khaleghi y I. Balasingham, “Non-line-of-sight on-body ultra wideband (1–6 ghz) channel characterisation using different antenna polarisations,” *IET microwaves, antennas & propagation*, vol. 3, no. 7, pp. 1019–1027, 2009.
- [63] L. Akhoondzadeh-Asl, I. Khan, Y. Nechayev, y P. Hall, “Investigation of polarization in on-body propagation channels,” en *Antennas and Propagation, 2009. EuCAP 2009. 3rd European Conference on*, March 2009, pp. 466–469.
- [64] L. Akhoondzadeh-Asl, P. Hall, Y. Nechayev, y I. Khan, “Depolarization in on-body communication channels at 2.45 ghz,” *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 61, no. 2, pp. 882–889, Feb 2013.
- [65] A. Ahlbom, U. Bergqvist, J. Bernhardt, J. Cesarini, M. Grandolfo, M. Hietanen, A. Mckinlay, M. Repacholi, D. Sliney, J. Stolwijk *et al.*, “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 ghz). international commission on non-ionizing radiation protection.” *Health Phys*, vol. 74, no. 4, pp. 494–522, 1998.
- [66] S. Jian, T. Juan, L.-l. Liu, Y.-b. Chen, y Z. Chao, “Cci-based link quality estimation mechanism for wireless sensor networks under non-perceived packet loss,” *The Journal of China Universities of Posts and Telecommunications*, vol. 20, no. 1, pp. 1–10, 2013.
- [67] N. Baccour, A. Koubaa, M. Ben Jamaa, H. Youssef, M. Zuniga, y M. Alves, “A comparative simulation study of link quality estimators in wireless sensor networks,” en *Modeling, Analysis Simulation of Computer and Telecommunication Systems, 2009. MASCOTS '09. IEEE International Symposium on*, Sept 2009, pp. 1–10.
- [68] C. Corporation, “Cc2420 2.4 ghz ieee 802.15.4 / zigbee-ready rf transceiver.” [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/gpn/cc2420>

- [69] H. Ren, M. Meng, y C. Cheung, “Experimental evaluation of on-body transmission characteristics for wireless biosensors,” en *Integration Technology, 2007. ICIT’07. IEEE International Conference on*. IEEE, 2007, pp. 745–750.
- [70] K. Srinivasan, P. Dutta, A. Tavakoli, y P. Levis, “Understanding the causes of packet delivery success and failure in dense wireless sensor networks,” en *Proceedings of the 4th international conference on Embedded networked sensor systems*. ACM, 2006, pp. 419–420.
- [71] R. H. Jacobsen, K. Kortermant, Q. Zhang, y T. S. Toftegaard, “Understanding link behavior of non-intrusive wireless body sensor networks,” *Wireless Personal Communications*, vol. 64, no. 3, pp. 561–582, 2012.
- [72] K. Srinivasan, P. Dutta, A. Tavakoli, y P. Levis, “An empirical study of low-power wireless,” *ACM Transactions on Sensor Networks (TOSN)*, vol. 6, no. 2, p. 16, 2010.
- [73] N. Baccour, A. Koubaa, L. Mottola, M. A. Zuniga, H. Youssef, C. A. Boano, y M. Alves, “Radio link quality estimation in wireless sensor networks: a survey,” *ACM Transactions on Sensor Networks (TOSN)*, vol. 8, no. 4, p. 34, 2012.
- [74] A. K. Pandya, “Experimental evaluation of transmission link characteristics in body area networks,” 2010.
- [75] V. C. Gungor y M. K. Korkmaz, “Wireless link-quality estimation in smart grid environments,” *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 2012, 2012.
- [76] M. B. Jamaa, “An experimental study for the performance evaluation and optimization of link quality estimators in wireless sensor networks,” Ph.D. dissertation, Dissertation of Master, 2010.
- [77] A. Woo, T. Tong, y D. Culler, “Taming the underlying challenges of reliable multihop routing in sensor networks,” en *Proceedings of the 1st international conference on Embedded networked sensor systems*. ACM, 2003, pp. 14–27.
- [78] D. S. De Couto, D. Aguayo, J. Bicket, y R. Morris, “A high-throughput path metric for multi-hop wireless routing,” *Wireless Networks*, vol. 11, no. 4, pp. 419–434, 2005.
- [79] N. Baccour, A. Koubaa, H. Youssef, y M. Alves, “Simulation analysis and validation of a fuzzy link quality estimator.”
- [80] N. Baccour, M. Ben Jamaa, D. do Rosario, A. Koubaa, H. Youssef, M. Alves, y L. Becker, “A testbed for the evaluation of link quality estimators in wireless sensor networks,” en *Computer Systems and Applications (AICCSA), 2010 IEEE/ACS International Conference on*. IEEE, 2010, pp. 1–8.
- [81] R. Fonseca, O. Gnawali, K. Jamieson, y P. Levis, “Four-bit wireless link estimation.” en *HotNets*, 2007.
- [82] G. Carles, B. Antoni, y P. Josep, “Impact of lqi-based routing metrics on the performance of a one-to-one routing protocol for ieee 802.15. 4 multihop networks,” *EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking*, vol. 2010, 2010.
- [83] M. A. Hanson, H. C. P. Jr., A. T. Barth, K. Ringgenberg, B. H. Calhoun, J. H. Aylor, y J. Lach, “Body area sensor networks: Challenges and opportunities,” *Computer*, no. 1, pp. 58–65, 2009.

- [84] B. Bougard, F. Catthoor, D. C. Daly, A. Chandrakasan, y W. Dehaene, “Energy efficiency of the ieee 802.15. 4 standard in dense wireless microsensor networks: Modeling and improvement perspectives,” en *Design, Automation, and Test in Europe*. Springer, 2008, pp. 221–234.
- [85] P. Hurni, B. Nyffenegger, T. Braun, y A. Hergenroeder, “On the accuracy of software-based energy estimation techniques,” en *Wireless Sensor Networks*. Springer, 2011, pp. 49–64.
- [86] N. Barroca, P. T. Gouveia, y F. J. Velez, “Impact of switching latency times in energy consumption of ieee 802.15. 4 radio transceivers,” en *Proc. of 9th Conference on Telecommunications-Conftele 2013*, 2013.
- [87] Y. Li, B. Bakkaloglu, y C. Chakrabarti, “A system level energy model and energy-quality evaluation for integrated transceiver front-ends,” *Very Large Scale Integration (VLSI) Systems, IEEE Transactions on*, vol. 15, no. 1, pp. 90–103, Jan 2007.
- [88] R. Jurdak, A. Ruzzelli, y G. O’Hare, “Adaptive radio modes in sensor networks: How deep to year=2008, month=June, pages=386-394, doi=10.1109/SAHCN.2008.54,” en *Sensor, Mesh and Ad Hoc Communications and Networks, 2008. SECON ’08. 5th Annual IEEE Communications Society Conference on*.
- [89] O. Adinya y L. Daoliang, “Transceiver energy consumption models for the design of low power wireless sensor networks,” en *Research and Development (SCORED), 2012 IEEE Student Conference on*, Dec 2012, pp. 193–197.
- [90] M. Jo, L. Han, N. Tan, y H. In, “A survey: energy exhausting attacks in mac protocols in wbans,” *Telecommunication Systems*, pp. 1–12, 2014.
- [91] S. Hayat, N. Javaid, Z. Khan, A. Shareef, A. Mahmood, y S. Bouk, “Energy efficient mac protocols,” en *High Performance Computing and Communication & 2012 IEEE 9th International Conference on Embedded Software and Systems (HPC-ICESSE), 2012 IEEE 14th International Conference on*. IEEE, 2012, pp. 1185–1192.
- [92] L. Hughes, X. Wang, y T. Chen, “A review of protocol implementations and energy efficient cross-layer design for wireless body area networks,” *Sensors*, vol. 12, no. 11, pp. 14 730–14 773, 2012.
- [93] A. El-Hoiydi y J.-D. Decotignie, “Wisemac: an ultra low power mac protocol for the downlink of infrastructure wireless sensor networks,” en *Computers and Communications, 2004. Proceedings. ISCC 2004. Ninth International Symposium on*, vol. 1, June 2004, pp. 244–251 Vol.1.
- [94] W. Ye, J. Heidemann, y D. Estrin, “An energy-efficient mac protocol for wireless sensor networks,” en *INFOCOM 2002. Twenty-First Annual Joint Conference of the IEEE Computer and Communications Societies. Proceedings. IEEE*, vol. 3. IEEE, 2002, pp. 1567–1576.
- [95] T. Van Dam y K. Langendoen, “An adaptive energy-efficient mac protocol for wireless sensor networks,” en *Proceedings of the 1st international conference on Embedded networked sensor systems*. ACM, 2003, pp. 171–180.
- [96] K. S. Kwak y S. Ullah, “A traffic-adaptive mac protocol for wban,” en *GLOBECOM Workshops (GC Wkshps), 2010 IEEE*, Dec 2010, pp. 1286–1289.

- [97] N. Timmons y W. Scanlon, “An adaptive energy efficient mac protocol for the medical body area network,” en *Wireless Communication, Vehicular Technology, Information Theory and Aerospace Electronic Systems Technology, 2009. Wireless VITAE 2009. 1st International Conference on*, May 2009, pp. 587–593.
- [98] H. Li y J. Tan, “Heartbeat-driven medium-access control for body sensor networks,” *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 14, no. 1, pp. 44–51, Jan 2010.
- [99] B. Liu, Z. Yan, y C. W. Chen, “Ca-mac: A hybrid context-aware mac protocol for wireless body area networks,” en *e-Health Networking Applications and Services (Healthcom), 2011 13th IEEE International Conference on*, June 2011, pp. 213–216.
- [100] S. Xiao, V. Sivaraman, y A. Burdett, “Adapting radio transmit power in wireless body area sensor networks,” en *Proceedings of the ICST 3rd international conference on Body area networks*. ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering), 2008, p. 14.
- [101] B. Moulton, L. Hanlen, J. Chen, G. Croucher, L. Mahendran, y A. Varis, “Body-area-network transmission power control using variable adaptive feedback periodicity,” en *Communications Theory Workshop (AusCTW), 2010 Australian*, Feb 2010, pp. 139–144.
- [102] D. Smith, L. Hanlen, y D. Miniutti, “Transmit power control for wireless body area networks using novel channel prediction,” en *Wireless Communications and Networking Conference (WCNC), 2012 IEEE*, April 2012, pp. 684–688.
- [103] Q. Zhang, “Energy saving efficiency comparison of transmit power control and link adaptation in bans,” en *Communications (ICC), 2013 IEEE International Conference on*, June 2013, pp. 1672–1677.
- [104] S. Kim y D.-S. Eom, “Link-state-estimation-based transmission power control in wireless body area networks,” *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, vol. 18, no. 4, pp. 1294–1302, July 2014.
- [105] A. Burns, B. Greene, M. McGrath, T. O’Shea, B. Kuris, S. Ayer, F. Stroiescu, y V. Cionca, “Shimmer - a wireless sensor platform for noninvasive biomedical research,” *Sensors Journal, IEEE*, vol. 10, no. 9, pp. 1527–1534, Sept 2010.
- [106] J. S. M. Pedroza, “Diseño e implementación de un sistema portable para telemonitoreo de pulsometría,” Tech. Rep., 2012. [Online]. Available: <http://kosmos.upb.edu.co/articulos>
- [107] T. Instruments, “Msp430f15x, msp430f16x, msp430f161x mixed signal microcontroller.” [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f1611.pdf>
- [108] C. de Excelencia Alianza Regional en TIC Aplicadas (ARTICA). [Online]. Available: <http://www.articadt.org/>
- [109] T. Instruments, “Msp430f5438a-ep mixed signal microcontroller.” [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f5438a-ep.pdf>
- [110] D. Pack y S. Barrett, *Microcontroller Programming and Interfacing Texas Instruments MSP430*, ser. Microcontroller Programming and Interfacing Texas

- Instruments MSP430. Morgan & Claypool Publishers, 2011, no. partes 1-2. [Online]. Available: <http://books.google.com.co/books?id=iBwNtwAACAAJ>
- [111] Atmel-Corporation, “Atmel at86rf231.” [Online]. Available: <http://www.atmel.com/images/doc8111.pdf>
- [112] —, “Atmel bitcloud quick start guide, avr2052.” [Online]. Available: <http://www.atmel.com/images/doc8200.pdf>
- [113] P. Levis, S. Madden, J. Polastre, R. Szewczyk, K. Whitehouse, A. Woo, D. Gay, J. Hill, M. Welsh, E. Brewer, y D. Culler, “Tinyos: An operating system for sensor networks,” en *Ambient intelligence*. Springer, 2005, pp. 115–148.
- [114] R. Lajara, J. Pelegrí-Sebastiá, y J. J. P. Solano, “Power consumption analysis of operating systems for wireless sensor networks,” *Sensors*, vol. 10, no. 6, pp. 5809–5826, 2010.
- [115] “Freertos real-time operating system.” [Online]. Available: <http://www.freertos.org/>
- [116] F. J. Rincón Vallejos, “Técnicas de diseño de redes inalámbricas de sensores corporales inteligentes y energéticamente eficientes. design techniques for smart y energy-efficient wireless body sensor networks,” Ph.D. dissertation, Universidad Complutense de Madrid, 2013.
- [117] R. Goyette, “An analysis and description of the inner workings of the freertos kernel,” *Carleton University Department of Systems and Computer Engineering, SYSC5701: Operating System Methods for Real-Time Applications, 1st*, 2007.
- [118] T. Instruments, “Code composer studio v6.0 for msp430.” [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ug/slau157ag/slau157ag.pdf>
- [119] A. Garton y D. Land, “Dielectric tissue measurements using a co-axial probe with a quarter-wave choke,” en *Application of Microwaves in Medicine, IEE Colloquium on*. IET, 1995, pp. 10–1.
- [120] E. Topsakal, T. Karacolak, R. Cooper, y E. Unlu, “Dielectric properties of porcine skin and in vivo testing of implantable antennas using pigs as model animals,” 2012.
- [121] C.-K. Wu, T.-F. Chien, C.-L. Yang, y C.-H. Luo, “Design of novel s-shaped quad-band antenna for medradio/wmts/ism implantable biotelemetry applications,” *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2012, 2012.
- [122] F.-J. Huang, C.-M. Lee, C.-L. Chang, L.-K. Chen, T.-C. Yo, y C.-H. Luo, “Rectenna application of miniaturized implantable antenna design for triple-band biotelemetry communication,” *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 7, pp. 2646–2653, 2011.
- [123] A. Peyman, C. Gabriel, E. Grant, G. Vermeeren, y L. Martens, “Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of sar in children when exposed to walkie-talkie devices,” *Physics in medicine and biology*, vol. 54, no. 2, p. 227, 2008.
- [124] J. Besada, B. Galocha, M. S. Castañer, P. Caballero, C. Martínez, F. Martín, y S. Burgos, “Leha: Antenna measurement laboratory,” *Grupo de Radiación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, Spain*, 2007.

- [125] D. E. Roca, “Posicionamiento con una red de sensores inalámbricos (wsn): implementación para una aplicación real.” 2010.
- [126] R. Jain, *The art of computer systems performance analysis*. John Wiley & Sons, 2008.
- [127] “Bc-601f fitscan segmental body composition monitor.” [Online]. Available: <http://www.tanita.com/en/bc601f/>
- [128] B. Zhen, H.-B. Li, y R. Kohno, “Networking issues in medical implant communications,” *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering*, vol. 4, no. 1, pp. 23–38, 2009.
- [129] K. Watanabe, S. Hari, K. Ohno, y T. Ikegami, “Experiments on shadow effects of body and effective paths for uwb transmission in ban,” en *Communications and Information Technologies, 2008. ISCIT 2008. International Symposium on*. IEEE, 2008, pp. 232–237.
- [130] D. Faktorová y K. Istení Ková, “Modelling of scattering parameters in biological tissues,” *Skin*, vol. 1, no. 41, pp. 0–7, 2011.
- [131] L. Roelens, W. Joseph, y L. Martens, “Characterization of the path loss near flat and layered biological tissue for narrowband wireless body area networks,” en *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2006. BSN 2006. International Workshop on*. IEEE, 2006, pp. 4–pp.
- [132] J.-Y. Lee, C. Kim, D.-W. Ha, S. Sangodoyin, y R. Dong, “Uwb propagation measurements in ban scenarios,” en *Communication Systems, Networks & Digital Signal Processing (CSNDSP), 2012 8th International Symposium on*. IEEE, 2012, pp. 1–6.
- [133] L. B. Felsen, N. Marcuvitz *et al.*, *Radiation and scattering of waves*. IEEE press Piscataway, NJ, 1994.
- [134] K. Srinivasan y L. Philip, “Rssi is under appreciated,” en *Proceedings of the Third Workshop on Embedded Networked Sensors (EmNets 2006)*.
- [135] T. Ahmed y N. Haboubi, “Assessment and management of nutrition in older people and its importance to health,” *Clinical interventions in aging*, vol. 5, p. 207, 2010.
- [136] J.-S. Jang, “Anfis: adaptive-network-based fuzzy inference system,” *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 3, pp. 665–685, 1993.
- [137] H. Daneshmand, T. Tavousi, M. Khosravi, y S. Tavakoli, “Modeling minimum temperature using adaptive neuro-fuzzy inference system based on spectral analysis of climate indices: A case study in iran,” *Journal of the Saudi Society of Agricultural Sciences*, vol. 14, no. 1, pp. 33–40, 2015.
- [138] T. Takagi y M. Sugeno, “Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control,” *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*, no. 1, pp. 116–132, 1985.
- [139] S. L. Chiu, “Selecting input variables for fuzzy models,” *Journal of Intelligent and Fuzzy Systems-Applications in Engineering and Technology*, vol. 4, no. 4, pp. 243–256, 1996.

- [140] J. Pallant, *SPSS Survival Manual: A Step by Step Guide to Data Analysis Using SPSS for Windows (versions 10 and 11): SPSS Student Version 11.0 for Windows*. Open University Press, 2001.
- [141] A. C. Elliott y W. A. Woodward, *Statistical analysis quick reference guidebook: With SPSS examples*. Sage, 2007.
- [142] M. Hosoz, H. Ertunc, y H. Bulgurcu, “Performance prediction of a cooling tower using artificial neural network,” *Energy Conversion and Management*, vol. 48, no. 4, pp. 1349–1359, 2007.
- [143] A. Akkoyunlu, K. Yetilmezsoy, F. Erturk, y E. Oztemel, “A neural network-based approach for the prediction of urban so2 concentrations in the istanbul metropolitan area,” *International Journal of Environment and Pollution*, vol. 40, no. 4, pp. 301–321, 2010.
- [144] N. Ravi, N. Dandekar, P. Mysore, y M. L. Littman, “Activity recognition from accelerometer data,” en *Proceedings of the 17th conference on Innovative applications of artificial intelligence-Volume 3*. AAAI Press, 2005, pp. 1541–1546.
- [145] H. N. Pham, D. Pediaditakis, y A. Boulis, “From simulation to real deployments in wsn and back,” en *World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks, 2007. WoWMoM 2007. IEEE International Symposium on a*. IEEE, June 2007, pp. 1–6.
- [146] O. Gama, “A mac protocol for quality of service provisioning in adaptive biomedical wireless sensor networks,” Ph.D. dissertation, Universidade do Minho, Escola de Engenharia, 2011. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f1611.pdf>
- [147] S. Kurkowski, T. Camp, y M. Colagrosso, “Manet simulation studies: the incredible,” *ACM SIGMOBILE Mobile Computing and Communications Review*, vol. 9, no. 4, pp. 50–61, 2005.
- [148] S. McCanne, S. Floyd, K. Fall, K. Varadhan *et al.*, “Network simulator ns-2,” 1997.
- [149] A. Sobeih, J. Hou, L.-C. Kung, N. Li, H. Zhang, W.-P. Chen, H. ying Tyan, y H. Lim, “J-sim: a simulation and emulation environment for wireless sensor networks,” *Wireless Communications, IEEE*, vol. 13, no. 4, pp. 104–119, Aug 2006.
- [150] P. Levis, N. Lee, M. Welsh, y D. Culler, “Tossim: Accurate and scalable simulation of entire tinyos applications,” en *Proceedings of the 1st International Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, ser. SenSys ’03. ACM, 2003, pp. 126–137.
- [151] A. Varga, “Omnet++ user manual,” *Disponível na Internet: <http://www.omnetpp.org/doc/manual/usman.html>*. Último acesso em Setembro de, 2007.
- [152] M. P. Chhimwal, D. S. Rai, y D. Rawat, “Comparison between different wireless sensor simulation tools,” *IOSR Journal of Electronics and Communication Engineering*, vol. 5, pp. 54–60, 2013.
- [153] X. Xian, W. Shi, y H. Huang, “Comparison of omnet++ and other simulator for wsn simulation,” en *Industrial Electronics and Applications, 2008. ICIEA 2008. 3rd IEEE Conference on*. IEEE, June 2008, pp. 1439–1443.

- [154] A. Boulis, “Castalia: Revealing pitfalls in designing distributed algorithms in wsn,” en *Proceedings of the 5th International Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, ser. SenSys '07. ACM, 2007, pp. 407–408.
- [155] A. Martinez-Sala, J.-M. Molina-Garcia-Pardo, E. Egea-Ldpez, J. Vales-Alonso, L. Juan-Llacer, y J. Garcia-Haro, “An accurate radio channel model for wireless sensor networks simulation,” *Communications and Networks, Journal of*, vol. 7, no. 4, pp. 401–407, Dec 2005.
- [156] L. Bergamini, C. Crociani, y A. Vitaletti, “Simulation vs real testbeds: a validation of wsn simulators,” *Department of Computer and System Sciences Antonio Ruberti Technical Reports*, vol. 1, no. 3, 2009.
- [157] Y. Xue, H. S. Lee, M. Yang, P. Kumarawadu, H. H. Ghenniwa, y W. Shen, “Performance evaluation of ns-2 simulator for wireless sensor networks,” en *Electrical and Computer Engineering, 2007. CCECE 2007. Canadian Conference on*. IEEE, 2007, pp. 1372–1375.
- [158] A. Dwivedi y O. Vyas, “An exploratory study of experimental tools for wireless sensor networks,” *Wireless Sensor Network*, vol. 3, no. 07, p. 215, 2011.
- [159] A. Boulis, “Castalia user manual,” *Online: <http://castalia.npc.nicta.com.au/pdfs/Castalia-User-Manual.pdf>*, 2009.
- [160] A. Varga y R. Hornig, “An overview of the omnet++ simulation environment,” en *Proceedings of the 1st international conference on Simulation tools and techniques for communications, networks and systems & workshops*. ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering), 2008, p. 60.
- [161] I. Fernández Anitzine, J. A. Romo Argota, y F. P. Fontán, “Influence of training set selection in artificial neural network-based propagation path loss predictions,” *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2012, 2012.
- [162] E. H. Mamdani, “Application of fuzzy logic to approximate reasoning using linguistic synthesis,” *Computers, IEEE Transactions on*, vol. C-26, no. 12, pp. 1182–1191, Dec 1977.
- [163] J. Jassbi, P. Serra, R. Ribeiro, y A. Donati, “A comparison of mandani and sugeno inference systems for a space fault detection application,” en *Automation Congress, 2006. WAC '06. World*, July 2006, pp. 1–8.
- [164] M. Takács, “Critical analysis of various known methods for approximate reasoning in fuzzy logic control,” en *5th International Symposium of Hungarian Researchers on Computational Intelligence, Budapest, Hungary*, 2004.
- [165] W. S. McCulloch y W. Pitts, “A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity,” *The bulletin of mathematical biophysics*, vol. 5, no. 4, pp. 115–133, 1943.
- [166] S. Haykin y R. Lippmann, “Neural networks, a comprehensive foundation,” *International Journal of Neural Systems*, vol. 5, no. 4, pp. 363–364, 1994.
- [167] A. Ghaffari, H. Abdollahi, M. Khoshayand, I. S. Bozchalooi, A. Dadgar, y M. Rafiee-Tehrani, “Performance comparison of neural network training algorithms in modeling of bimodal drug delivery,” *International journal of pharmaceuticals*, vol. 327, no. 1, pp. 126–138, 2006.

- [168] J. L. McClelland, D. E. Rumelhart, y G. E. Hinton, “The appeal of parallel distributed processing,” en *Parallel Distributed Processing: Volume 1: Foundations*, D. E. Rumelhart, J. L. McClelland *et al.*, Eds. Cambridge: MIT Press, 1987, pp. 3–44.