



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**“REDES DE ÁREA CORPORAL EN EL CUIDADO DE
LA SALUD”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

P R E S E N T A N:

**ALVARADO LEÓN SERGIO ISRAEL
JUÁREZ CUEVAS DAVID ÁNGEL**

DIRECTOR DE TESIS: ING. JESÚS REYES GARCÍA

MÉXICO, D.F., 2012





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Juárez Cuevas David Ángel

A mis padres: María de la luz y Cándido

Por su motivación, apoyo y confianza que fueron fundamentales para poder lograr esta meta.

A mis hermanos: Cristina, Sergio y Roy

Por su todo el apoyo incondicional que me han brindado durante toda mi vida.

Al Ing. Raúl Gonzales R.

Por la confianza que me brindó y la oportunidad que me dio para integrarme al campo laboral.

Al Ing. Jesús Reyes García

Por todo el tiempo y esfuerzo que le dedicó a la dirección de este trabajo así como los conocimientos que nos brindó.

Alvarado León Sergio Israel

A mi familia

Por las enseñanzas y el apoyo
brindado en el transcurso de la vida

A mis amigos y compañeros

Por las tantas buenas
experiencias compartidas

A la Universidad Nacional Autónoma de México

Por formarme como persona
y como profesionista

A Fundación Telmex

Por el apoyo económico que me
proporcionó, sin el cual no habría
podido alcanzar esta meta

Al Ing. Jesús Reyes García

Por hacerse cargo de la dirección de
este trabajo, y por su apoyo y dedicación
en la realización del mismo

ÍNDICE

Introducción	vii
1 Redes Inalámbricas de Sensores	1
1.1 Descripción general de una Red Inalámbrica de Sensores	1
1.2 Diferencias entre Redes Inalámbricas Tradicionales y Redes de Sensores.	3
1.3 Modo de operación de las Redes Inalámbricas de Sensores	4
1.3.1 Software	5
1.3.2 Protocolos de transporte de datos	6
1.3.3 Enrutamiento	6
1.3.4 Capas inferiores	7
1.3.5 Bandas ISM y coexistencia entre redes que usan estas bandas	8
1.4 Elementos básicos que conforman las Redes Inalámbricas de Sensores	10
1.4.1 Nodo inalámbrico	11
1.4.2 Puerta de enlace	16
1.4.3 Estación base	16
1.5 Tipos de sensores	17
1.6 Normas referentes a WSN: estándar 802.15.4 y ZigBee	19
1.6.1 Grupos de trabajo de la IEEE Referentes a WSN	20
2 Redes de Área Corporal	21
2.1 Diferencias entre WSN y WBAN	21
2.2 Normalización en las BAN	23
2.3 Arquitectura del sistema	25
2.3.1 El Nodo sensor	26
2.3.2 El Nodo coordinador	35
2.4 Modo de operación	36
2.4.1 Sistemas operativos	36
2.4.2 Enrutamiento	37
2.4.3 Capa de control de acceso al medio (MAC)	38
2.4.4 Capa física	40
2.4.5 Tecnologías de radio	41
2.4.6 Seguridad y privacidad de los datos	45
2.4.7 Fiabilidad y estabilidad	46
2.4.8 Interoperabilidad	47
2.5 Aplicaciones y proyectos de Redes BAN	49
2.5.1 Monitorización sanitaria remota	49
2.5.2 Entrenamiento deportivo	62
2.5.3 Operaciones militares	64
2.6 Retos y problemas de las Redes BAN	64
3 Modelos de canal en Redes BAN	69
3.1 Escenarios	70
3.2 Efectos en las antenas	71
3.3 Propiedades eléctricas de los tejidos corporales	73
3.4 Caracterización del canal	73
3.4.1 Tipos de modelos	73
3.4.2 Desvanecimiento (Fading)	74
3.5 Comunicaciones centradas en el cuerpo	78

3.5.1 Comunicaciones sobre el cuerpo (On-Body Communications)	79
3.5.2 Comunicaciones dentro del cuerpo (In-Body Communications)	86
3.5.3 Comunicaciones fuera del cuerpo (Off-Body Communications)	93
4 Implementación y diseño de una Red BAN	101
4.1 Sistemas BAN integrados	101
4.1.1 Sistema Equivital	101
4.1.2 HRS-I Sensor Inalámbrico	102
4.1.3 Plataforma Shimmer	103
4.1.4 Sistema BTS FREEEMG 300	107
4.2 Diseño de una Red BAN basada en un kit de desarrollo	108
4.2.1 Diseño del sistema de hardware	109
4.2.2 Características de los elementos utilizados	111
4.2.3 Ventajas del uso de la banda MICS de 402-405 MHz	121
4.2.4 Costos de implementación	122
4.3 Diseño de Sistemas BAN con elementos individuales	122
4.3.1 Módulos de radiofrecuencia	122
4.3.2 Módulos sensores	124
Conclusiones	133
Apéndice A. Modelos de propagación de ondas electromagnéticas	137
Apéndice B. UWB (Banda Ultra Ancha)	143
Bibliografía	147
Referencias	149

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Topología de salto múltiple en una WSN	2
Figura 2. Dispositivos sensores de una WSN	4
Figura 3. Modelo genérico de capas para WSN	5
Figura 4. Ancho de banda y canales en la banda de los 2.4 GHz	9
Figura 5. Red inalámbrica de sensores	11
Figura 6. Ejemplos de nodos inalámbricos	11
Figura 7. Arquitectura de un nodo inalámbrico	12
Figura 8. Ejemplo de puerta de enlace o Gateway en una WSN	16
Figura 9. Ejemplo de estación base en una WSN	17
Figura 10. Esquema típico de una WSN	17
Figura 11. Comparación del modelo OSI con 802.15.4/ZigBee	19
Figura 12. Resumen de las bandas de frecuencia susceptibles de utilizar a partir de una base normativa	24
Figura 13. Modelo de una red BAN	25
Figura 14. Ejemplo de montaje de los nodos sensores	26
Figura 15. Diagrama a bloques de un nodo sensor	26
Figura 16. Ejemplo de nodo sensor	27
Figura 17. Tecnologías de radio potencialmente usadas en BAN	41
Figura 18. Conexión WBANs al mundo y el almacenamiento de datos global de gestión e intercambio.	47
Figura 19. Sistema WEALTHY	51
Figura 20. Sistema MyHeart	52
Figura 21. Sensor de substrato flexible	52
Figura 22. Estructura textil utilizada en el proyecto CONTEXT	53
Figura 23. Fibra óptica dentro de un vendaje elástico	54
Figura 24. Arquitectura del sistema y componentes de ALARM-NET	55
Figura 25. Sensor EMG y de movimiento	56
Figura 26. Prototipo iShoe	56
Figura 27. Dispositivo Berkeley Tricorder	57
Figura 28. Datos obtenidos por el dispositivo	59
Figura 29. La señal del ECG (gráfico inferior) capturados en el sujeto en movimiento (gráfico superior)	60
Figura 30. Arnés utilizado en el sistema	62
Figura 31. Electrodo usado en el sistema Tricoder	62
Figura 32. Sensor Eco	63
Figura 33. Red Eco	63
Figura 34. Posibles enlaces de comunicación para una red de área corporal	71
Figura 35. Patrón de radiación y colocación de una antena portátil	72
Figura 36. Clasificación del desvanecimiento	74
Figura 37. Ejemplo de modelo a gran escala en un escenario S2	77
Figura 38. Clases de propagación sobre el cuerpo	80
Figura 39. Posiciones de la antena sobre el cuerpo	80
Figura 40. Señal recibida por antena en la parte posterior del cuerpo de la antena en la parte delantera del cuerpo, transmitiendo un pulso	82
Figura 41. Mediciones del modelo de pérdida de trayectoria sobre el cuerpo con una antena CPW-fed en UWB y el ajuste de multi-pendiente	83

Figura 42. Mediciones y modelado sobre el cuerpo del exceso de retrasos con una antena CPW-fed en UWB	84
Figura 43. Antena de doble banda fabricada de lana con frecuencias de operación de 1.9 y 2.4 GHz	85
Figura 44. Modelo del cuerpo humano y la recepción de diferentes ubicaciones de antenas	89
Figura 45. Ejemplo de la ganancia de la antena en el plano horizontal a una frecuencia central de 4.1 GHz. La antena de transmisión (G _t) está dentro del intestino delgado y la antena de recepción (G _r) está en la parte delantera del cuerpo	90
Figura 46. Pérdidas por trayectoria vs distancia entre el intestino delgado y la superficie del cuerpo	91
Figura 47. a),b), Distribución de probabilidad acumulada de los desvanecimientos por sombra. La distribución ajustada es una distribución normal	92
Figura 48. Distribución de probabilidad acumulativa de las pérdidas por trayectoria	93
Figura 49. Configuración de la medición para comunicaciones fuera del cuerpo usando UWB en un ambiente interior	95
Figura 50. Promedio de pérdidas por trayectoria en las diferentes orientaciones para el escenario de LOS	96
Figura 51. Promedio de pérdidas por trayectoria en las diferentes orientaciones para el escenario de NLOS	97
Figura 52. Posición de las antenas para mediciones	98
Figura 53. Antena para comunicaciones Off-Body	100
Figura 54. Pérdidas por retorno en la antena y su patrón de radiación	100
Figura 55. a) Cinturones Equivital, b) Unidad coordinadora (gateway), c) Sensor de temperatura inalámbrico, d) Eqview 4 en Smartphone	102
Figura 56. Sensor HRS-I	103
Figura 57. Sistema WIN Human Recorder	103
Figura 58. Unidad base Shimmer	104
Figura 59. Sensor inalámbrico ECG Shimmer	105
Figura 60. Conexión de la unidad base y el sensor ECG	105
Figura 61. Sensor inalámbrico EMG Shimmer	106
Figura 62. Plataforma de expansión Shimmer	106
Figura 63. Conectores Shimmer	107
Figura 64. Dock Shimmer	107
Figura 65. Unidad receptora BTS FREEEMG 300	108
Figura 66. Sondas inalámbricas BTS FREEEMG 300	108
Figura 67. Aplicación del sistema BTS FREEEMG 300	108
Figura 68. Estructura del hardware de un nodo sensor	109
Figura 69. Estructura del hardware del nodo gateway	110
Figura 70. Forma de onda típica en un electrocardiograma	112
Figura 71. Diagrama del circuito amplificador para la señal del ECG	113
Figura 72. Señal ECG amplificada 500 veces conteniendo ruido a 60 Hz	113
Figura 73. Forma de onda a la salida del filtro paso bajo	114
Figura 74. Unidad de estación base y de implante Zarlink	116
Figura 75. Diagrama a bloques del ADK ZL70102 de Zarlink	118

Figura 76. GUI del ADK ZL70102	119
Figura 77. Diagrama a bloques del ZL70102	120
Figura 78. Ejemplo de aplicación del sistema de telemetría Zarlink ZL70102	121
Figura 79. Módulo RN-41	123
Figura 80. Módulo RN-42	123
Figura 81. Módulos XBee y XBee PRO	124
Figura 82. Sensor EMG SX230	125
Figura 83. Sensores Noraxon	125
Figura 84. Sensor ECG Thought Technology	126
Figura 85. Sensor EG01000	126
Figura 86. Sensor EG00352	127
Figura 87. Sensor Sensixa e-AR	127
Figura 88. Sensor EEG SA9305M	128
Figura 89. Sensor QPET EEG	129
Figura 90. Sensor de respiración SA9311M	129
Figura 91. Sensor de respiración NX-RSP1A	130
Figura 92. Chip MPX2050	130
Figura 93. Sensor Enlite	131
Figura 94. Sensor DEXCOM	131
Figura 95. Modelo de dos rayos	139
Figura 96. Espectro de frecuencias UWB	143
Figura 97. Diagrama a bloques de un transmisor de UWB	144
Figura 98. Diagrama a bloques de un receptor de UWB	144

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Diferencias entre redes inalámbricas tradicionales y redes de sensores	4
Tabla 2. Modelo de capas para WSN	5
Tabla 3. Estándares de las capas más bajas para WSN	7
Tabla 4. Densidad de energía en diferentes fuentes	13
Tabla 5. Características de dispositivos inalámbricos	14
Tabla 6. Caracterización de los sensores	18
Tabla 7. Diferencias entre WSN y BAN	23
Tabla 8. Sensores comúnmente empleados en sistemas WBAN y sus típicas velocidades de datos.	30
Tabla 9. Características de algunos sensores comerciales	31
Tabla 10. Roles de los sensores en las redes BAN	31
Tabla 11. Una comparación de las tecnologías usadas en BAN	42
Tabla 12. Resumen de los parámetros del dispositivo	58
Tabla 13. Modalidades y datos generados	58
Tabla 14. Lista de escenarios y su descripción	70
Tabla 15. Parámetros estadísticos para el CM1	88
Tabla 16. Parámetros estadísticos para el CM2	88
Tabla 17. Parámetros de ajuste para la expresión de pérdidas por trayectoria	91
Tabla 18. Medidas de pérdidas por trayectoria en 820 MHz	94
Tabla 19. Medidas de Pérdidas por Trayectoria en 2.36 GHz	94
Tabla 20. Promedio de pérdidas por trayectoria para los diferentes escenarios y orientaciones	97
Tabla 21. Efecto de la altura de las antenas	98
Tabla 22. Efectos de la posición corporal	98
Tabla 23. Efectos del movimiento corporal	99
Tabla 24. Mediciones posibles con el sistema Equival	101

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es brindar un panorama general sobre las redes de sensores de área corporal (Body Area Network, BAN), que son tecnologías emergentes asociadas al cuidado de la salud y a nuevas aplicaciones médicas. Cada red BAN consiste en una serie de nodos interconectados, que en conjunto recopilan, procesan, comunican y analizan la información para la que han sido implementados; en este caso se exponen los retos y problemas que este tipo de redes presenta, cabe destacar que aún continúan las investigaciones sobre las redes BAN debido a sus características particulares.

Se empezará presentando en el Capítulo 1 los elementos que integran a las redes inalámbricas de sensores, sus características, modos de operación, sus diferencias con las redes inalámbricas tradicionales, además de sus principales estándares, esto es de gran importancia, ya que las redes de sensores de área corporal se fundamentan en las redes inalámbricas de sensores (WSN) aun teniendo diferencias muy marcadas, entre las cuales se encuentran principalmente el tamaño y la generación y uso de energía.

Posteriormente en el Capítulo 2 se exponen detalladamente las redes de área corporal, estas cuentan principalmente con dos elementos: el nodo sensor y el nodo coordinador, los cuales comprenden una serie de subsistemas que ayudan a que se realice la captura, integración, tratamiento y envío de las señales. Adicionalmente a estos dos elementos se pueden encontrar algunos otros; sin embargo, es posible considerar que ya forman parte de la red PAN (Personal Area Network), estos dispositivos pueden ser teléfonos inteligentes, computadoras personales, entre otros. Estos a su vez envían los datos a los lugares de interés que pueden ser hospitales o médicos particulares. También dentro de este capítulo se mencionan algunos proyectos que han realizado distintas universidades y empresas, uno de los más representativos es The Berkeley Tricorder, desarrollado por la Universidad de Berkeley de California, este es uno de los sistemas más completos que espera mejorar la telemedicina en lugares remotos.

Un tema muy importante en las redes BAN son los modelos de canal, estos se exponen en el Capítulo 3. Dado que este tipo de redes se centra principalmente en las

comunicaciones dentro, y sobre el cuerpo, el modelado de canal para cada uno de estos escenarios se hace más complejo y necesita de una profunda investigación para poder crear estándares de comunicación entre los dispositivos que forman parte de las redes BAN. El grupo de trabajo dentro de la IEEE que está llevando a cabo esta investigación es el IEEE802.15.6, el cual se encuentra trabajando para caracterizar las comunicaciones en estas redes. En este sentido se muestran algunos estudios realizados por investigadores de la IEEE, que van desde el diseño de los sensores, el diseño de las antenas hasta el diseño de las prendas a utilizar, los cuales buscan tener una mayor eficiencia en las comunicaciones inalámbricas entre los nodos sensores y los nodos coordinadores utilizando tecnologías como UWB y Bluetooth.

Finalmente en Capítulo 4 se muestran algunos componentes y sensores individuales, además de sistemas BAN integrados que ya se encuentran en el mercado y que se centran en el cuidado de la salud. También se propone la implementación de una red BAN mediante el uso del kit de desarrollo ZL70102 Zarlink, el cual se encargará de la comunicación inalámbrica, en conjunto con el microcontrolador MSP430FG439 de Texas Instruments que formará el módulo de censado para medir el ritmo cardíaco.

1 REDES INALÁMBRICAS DE SENSORES (WSN)

1.1 Descripción general de una Red Inalámbrica de Sensores

Una red inalámbrica de sensores es una red (posiblemente de bajo tamaño y baja complejidad) constituida de nodos (sensores) que pueden detectar el medio ambiente y a su vez comunicar la información obtenida a través de enlaces inalámbricos, los datos se envían ocasionalmente a través de múltiples saltos, a un controlador o monitor que se puede utilizar a nivel local, o son enviados a otras redes a través de una puerta de enlace. Los nodos pueden ser estacionarios o estar en movimiento, además pueden ser conscientes de su ubicación o no.¹

Las redes inalámbricas de sensores son una tecnología de reciente desarrollo, sus principios se dieron en la época de la guerra fría, en la cual Estados Unidos desarrolló extensas redes acústicas para la vigilancia de submarinos, además se desplegaron grandes redes de radares de defensa aérea que cubrían el área de Norteamérica.

Posteriormente, en los inicios de los años 1980, se desarrollaron las redes distribuidas de sensores, las cuales postulaban la existencia de muchos nodos de bajo costo distribuidos espacialmente, diseñados para trabajar de manera colaborativa, pero siendo independientes, esta tecnología tenía el propósito de manejar cómputo distribuido, procesamiento de señales y rastreo.

Con base en las redes distribuidas de sensores, en los años 1990 se desarrollaron aplicaciones militares, estas redes permitieron mejorar el tiempo de respuesta, extender el rango de detección y hacer un mejor análisis de rendimiento mediante múltiples observaciones.

Los avances en la capacidad de cómputo y comunicación de finales de los años 1990 y principios de los 2000 dieron como resultado una nueva generación de redes de sensores, con la disminución del costo de los sensores y la estandarización de las tecnologías de cómputo y comunicación, como Bluetooth, ZigBee o WiMax se ha facilitado la proliferación de las redes inalámbricas de sensores.

¹Verdone, Roberto, et al., "Wireless Sensor and Actuator Networks: Technology, Analysis and Design", AP, USA, p. 1

Esta clase de redes se caracteriza por su facilidad de despliegue y por ser auto-configurables, con la capacidad de que cualquier nodo se puede convertir en todo momento en emisor o receptor, ofreciendo servicios de encaminamiento entre nodos sin visión directa, así como registrar datos referentes a los sensores locales de cada nodo. Otra de sus características es su gestión eficiente de la energía, que les permite obtener una alta tasa de autonomía por lo que se hacen plenamente operativas.

Los sensores tienen una gran variedad de tamaños, estos van de magnitudes del orden de pocos nanómetros a magnitudes macroscópicas (del orden de milímetros a metros) dependiendo de su aplicación.

La topología de las redes inalámbricas de sensores puede variar de una red simple en estrella a una topología de red en malla de salto múltiple (multi-hop), como se observa en la Figura 1. La técnica de propagación entre los nodos de la red puede ser de enrutamiento fijo o de inundaciones (flooding). En el caso del flooding, si un nodo quiere difundir un mensaje, se lo envía a todos sus vecinos que a su vez se lo reenviarán a todos sus vecinos y así hasta que el mensaje llegue a todos los nodos de la red. El algoritmo garantiza que el mensaje llega a todos los nodos en el menor tiempo posible, a costa de utilizar una cantidad desproporcionada de ancho de banda.

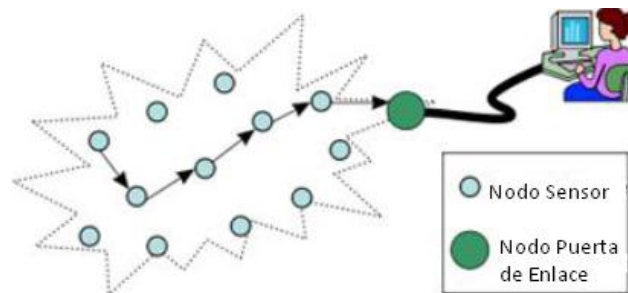


Figura 1. Topología de salto múltiple en una WSN

La implementación de redes inalámbricas de sensores tiene importantes desafíos técnicos, entre los cuales están: el desarrollo de comunicación de baja potencia con un bajo costo en el procesamiento dentro del propio nodo, la necesidad de extender el tiempo de operación de los nodos que están limitados en el suministro de energía (aumento de la vida o carga de las baterías); otro aspecto importante es la arquitectura del radio utilizado, ya que este dispositivo es de los de mayor consumo energético dentro de un nodo sensor.

Entre las principales características de las redes inalámbricas de sensores se encuentran:

- Escalabilidad con respecto al número de nodos de la red.
- Auto organización
- Eficiencia energética
- Suficiente grado de conectividad entre nodos
- Bajo costo
- Pequeño tamaño de los nodos
- Tolerancia a errores

Existen tres componentes básicos de una red inalámbrica de sensores:

- Nodos inalámbricos (nodo sensor)
- Puerta de enlace (gateway)
- Un punto central de agrupación de información (estaciones base)

Las WSN facilitan la instrumentación y el control en fábricas, oficinas, casas, vehículos, ciudades y el ambiente; con estas redes de sensores, los aviones, barcos y edificios pueden detectar fallas estructurales y de funcionamiento. En los lugares de reunión pública pueden detectar agentes tóxicos o contaminantes. Sensores que detectan terremotos pueden ser utilizados en edificios para localizar daños estructurales y en su caso posibles sobrevivientes, en países con costas extensas pueden ser implementados sistemas de alerta contra tsunamis. Las redes de sensores tienen también grandes aplicaciones en los campos de batalla para el reconocimiento y vigilancia.

1.2 Diferencias entre Redes Inalámbricas Tradicionales y Redes de Sensores

Las redes inalámbricas de sensores (WSN) tienen diferencias significativas con las redes inalámbricas tradicionales. Tal vez la diferencia más notoria, de donde se derivan muchas otras, se encuentra en el hecho de que los nodos de las redes no son computadoras, impresoras, dispositivos de conmutación u otros similares. En el caso de las WSN, los nodos son pequeñas unidades que tienen solamente unos pocos kilobytes de memoria típicamente 128 kHz, un procesador de unos cuantos MHz (de 7 a 32 MHz), una unidad de radiocomunicación de pocos metros de alcance (75 a 100

metros), y una fuente de poder consistente en una o dos baterías tipo AA, como se puede apreciar en la Figura 2. Y lo más interesante es que, con tan limitados recursos, se espera que estas redes sean capaces de realizar enrutamiento, hacer agregación de datos, correr aplicaciones, auto configurarse y operar en forma desatendida por varios meses o incluso años. Resulta fácil imaginar entonces, que desarrollar algoritmos, protocolos y sistemas para este tipo de redes presenta retos de investigación muy interesantes.

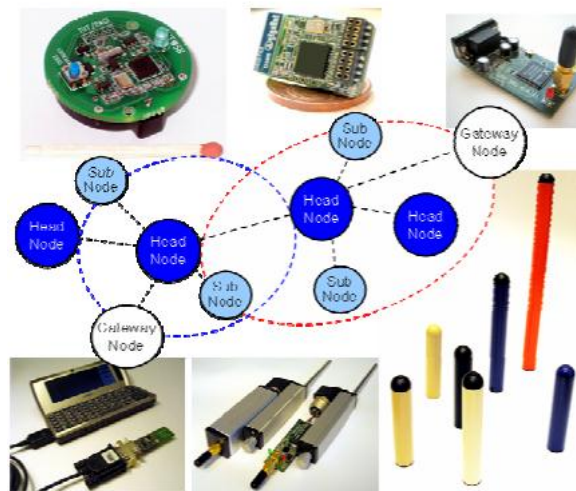


Figura 2. Dispositivos sensores de una WSN

En la Tabla 1 se mencionan algunas diferencias entre redes inalámbricas tradicionales y redes de sensores

WNS	WN Tradicionales
Energía limitada. Requiere operar por largos periodos de tiempo sin mantenimiento	Fuentes de energía recargables o reemplazables
Prioridad. Consumo eficiente de energía para aumentar el tiempo de vida de la red	Prioridad. QoS y eficiencia del ancho de banda
Nodos estacionarios o con baja movilidad	Nodos móviles
Baja tasa de datos para comunicación de muchos a uno	Comunicación entre nodos peer to peer

Tabla 1. Diferencias entre redes inalámbricas tradicionales y redes de sensores

1.3 Modo de operación de las Redes Inalámbricas de Sensores

Las redes inalámbricas de sensores son un caso particular de las de redes de datos, como se sabe para la interconexión de las redes de datos se utiliza el modelo de referencia OSI que está compuesto por capas capaces de comunicarse entre sí y con

las capas superiores e inferiores; en las redes inalámbricas de sensores este modelo se adecúa a las características propias de los nodos, como se hace notar en la Figura 3.

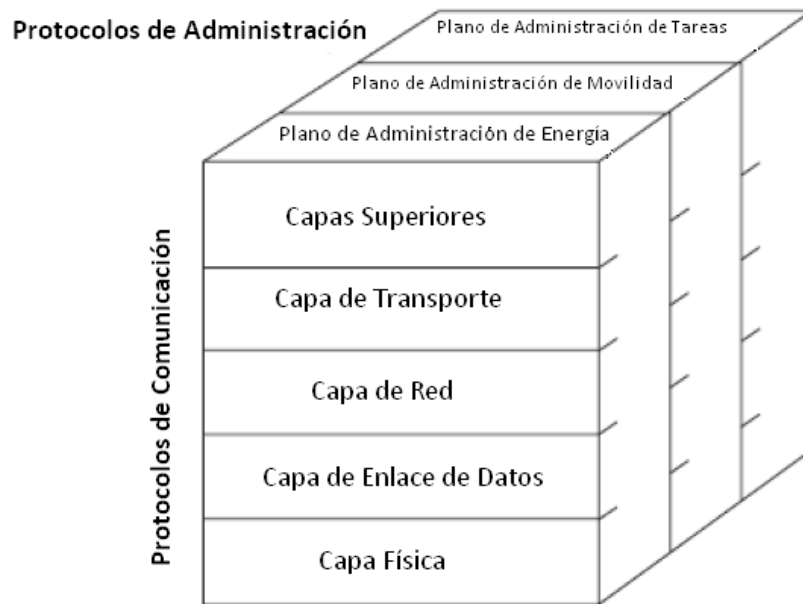


Figura 3. Modelo genérico de capas para WSN

En la Tabla 2 se describen las características de las capas que se manejan en las redes inalámbricas de sensores.

Capa	Descripción
Capas Superiores	Aplicaciones en la red, incluye procesamiento de las aplicaciones, recolección de datos, procesamiento de consultas externas y base de datos externa
Capa 4	Transporte, incluye la difusión y acumulación de datos, el almacenamiento en memoria caché, y el almacenamiento en general
Capa 3	Red, incluye la gestión de la topología y el enrutamiento
Capa 2	Enlace de datos, incluye el control de acceso al medio (MAC), la sincronización y la localización
Capa 1	Física, incluye al canal de comunicación, la detección y el procesamiento de señales

Tabla 2. Modelo de capas para WSN

1.3.1 Software

El software es la parte primordial de las capas superiores del modelo de referencia, en este sentido, para soportar la operación de los nodos es importante tener un sistema operativo diseñado específicamente para redes inalámbricas de sensores, estos sistemas normalmente utilizan una arquitectura basada en los componentes, lo que habilita una rápida implementación y una mayor capacidad de innovación,

minimizando el código y la utilización de memoria, mejorando el rendimiento dadas las capacidades limitadas del sistema. El sistema operativo más utilizado es TinyOs, este incluye protocolos de transporte, servicios distribuidos, controladores de sensores, y herramientas de adquisición de datos. TinyOs ha sido portado a una gran cantidad de plataformas de hardware.

1.3.2 Protocolos de transporte de datos

Uno de los principales objetivos de los protocolos de transporte es buscar una solución rentable para redes inalámbricas de sensores que soporten tasas de transmisión de bajas a medias, que garanticen seguridad y fiabilidad, además de que ayuden a tener un bajo consumo energético. También se debe considerar que la posición de los nodos no siempre estará predeterminada; pudiendo estar en posiciones aleatorias debido al relieve del terreno o a situaciones dinámicas.

La especificación IEEE 802.15.4 para el acceso físico, el acceso al medio, y la capa de enlace de datos fue ratificada formalmente en 2003, el trabajo de desarrollo de la alianza ZigBee define una especificación global para la fiabilidad y la rentabilidad de aplicaciones de baja potencia basadas en el estándar IEEE 802.15.4. Otra norma de interés potencial es la que se establece en el estándar IEEE 802.16, también conocido como WiMax.

1.3.3 Enrutamiento

Los protocolos de enrutamiento para redes inalámbricas de sensores generalmente se dividen en tres grupos: centrados en datos, jerárquicos y basados en la localización. El concepto de agregación de datos consiste en combinar los datos procedentes de distintas fuentes a lo largo del camino (ruta). Esto permite eliminar la redundancia, minimizar el número de transmisiones y a su vez ser parsimonioso con el consumo de energía. Este enfoque de enrutamiento cambia el énfasis de los protocolos tradicionales centrados en la dirección a un enfoque centrado en los datos.

- Enrutamiento centrado en datos: el equipo controlador envía peticiones a ciertas regiones de la red y espera que los nodos ahí ubicados le envíen datos, dado que los datos se envían por petición, es necesario nombrarlos con atributos para especificar las propiedades de los mismos; sin embargo, en

algunas redes por la gran cantidad de nodos existentes no es posible asignar identificadores globales a cada nodo, de ahí la dificultad de seleccionar el envío de datos de un solo nodo, además existe un gasto excesivo de energía, ya que hay redundancias en el envío de datos. Ejemplos de este tipo de protocolo son: SPIN, GBR, CADR, COUGAR y ACQUIRE.

- Enrutamiento jerárquico: un solo tipo de nodo puede enviar los datos a la puerta de enlace para permitir a la red tener una gran cantidad de nodos, se ha propuesto una arquitectura de salto múltiple, una desventaja es el manejo de la eficiencia energética en la comunicación con un solo nodo, dado la arquitectura de saltos, también es importante manejar la agregación de los datos y su fusión para el envío de una menor cantidad de paquetes al nodo controlador. Ejemplos de este tipo de protocolo son: LEACH, TEEN, APTEEN y PEGASIS.
- Enrutamiento basado en localización: la localización puede ser utilizada como una manera eficiente de manejo de energía, la localización puede ser usada para calcular la distancia entre nodos y así su consumo de energía. Ejemplos de este tipo de protocolo son: MECN, SMECN, GAF y GEAR.

1.3.4 Capas inferiores

Existen varias tecnologías con posibilidades de implementación en las capas de enlace de datos y la capa física, los principales estándares se muestran en la Tabla 3.

	GPRS/GSM 1xRTT/CDMA	IEEE 802.11 b/g	IEEE 802.15.1	IEEE 802.15.4
Nombre del estándar en el mercado	2.5G/3G	WiFi	Bluetooth	ZigBee
Tipo de red	WAN/MAN	WLAN	PAN y DAN (Desk Area Network)	WSN
Principal aplicación	Datos y voz de área extensa	Aplicaciones empresariales	Reemplazo de cables	Monitorización y control
Ancho de Banda (Mbps)	0.064-0.128	11-54	0.7	0.02-0.25
Rango de transmisión (m)	1000	0.3-100	0.3-10	0.3-100
Factores de diseño	Alcance y calidad de transmisión	Soporte empresarial, escalabilidad y costo	Costo y facilidad de uso	Confiabilidad, potencia y costo.

Tabla 3. Estándares de las capas más bajas para WSN

1.3.5 Bandas ISM y la coexistencia entre redes que usan estas bandas

Las bandas ISM (Industriales Científicas y Médicas) son bandas de radiofrecuencia electromagnética reservadas internacionalmente para uso no comercial en áreas de trabajo industriales, científicas y médicas (2.4 GHz una de las más populares). Estas bandas pueden utilizarse sin necesidad de licencia siempre que se respeten los determinados límites de potencia.

Fueron definidas por la ITU (Unión Internacional de Telecomunicaciones) en el artículo 5 de las Regulaciones de Radio (RR 5.138, 5.150 y 5.280) El uso de estas bandas pueden variar de un estado a otro debido a las regulaciones específicas.²

Las bandas ISM se definen a nivel mundial:

- La banda de 902 a 928 MHz centrado en la frecuencia de 915 MHz
- La banda de 2,4 a 2,5 GHz centrada en la frecuencia de 2,45 GHz
- La banda de 5,725 a 5,875 GHz centrada en la frecuencia de 5,8 GHz

Todo aparato que trabaje con ellas debe ser tolerante a errores y utilizar mecanismos de protección contra interferencias, como técnicas de ensanchado de espectro. Por este motivo, las redes que funcionan en estas bandas se les denominan redes de espectro ensanchado. Entre las técnicas de ensanchado de espectro más usadas se encuentran:

- FH o FHSS (*espectro extendido con salto de frecuencias*): en este estándar, las frecuencias cambian alrededor de 1600 veces por segundo. Este tipo de estándar posee un gran número de patrones de salto para que las redes que utilicen este espectro y se encuentren en un lugar cercano unas a otras, no tengan posibilidad de usar la misma frecuencia en forma simultánea.
- DS o DSSS (*espectro extendido de frecuencia directa*): este espectro divide una franja del ancho de banda en canales separados y no transmite durante un largo tiempo en una misma frecuencia del canal. Debido a que utiliza canales

²<http://www.itu.int/ITU-R/terrestrial/faq/index.html#g013>

distintos en una misma zona, hay redes que pueden llegar a solaparse sin que las señales de unas y otras se interfieran.

Además de utilizarse diferentes técnicas de espectro ensanchado, en función de la relación señal a ruido se puede utilizar una modulación (bits por símbolo) que permita alcanzar más velocidad, por lo que los aparatos realizan una negociación de velocidades. La banda ISM de los 2.4 GHz, define catorce canales para la comunicación inalámbrica, definidos según su frecuencia central, con una separación de 5 MHz entre ellos.

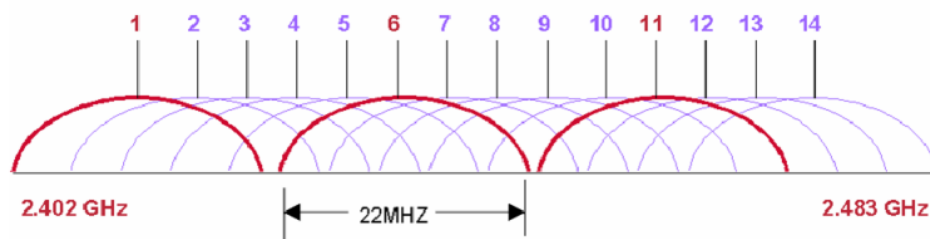


Figura 4. Ancho de banda y canales en la banda de los 2.4 GHz

Según la zona geográfica, en la banda de los 2.4 GHz se utilizan de 7 a 14 canales. El ancho de banda de la señal (22 MHz) es superior a la separación entre canales consecutivos (5 MHz), por eso se hace necesaria una separación de al menos 5 canales con el fin de evitar interferencias entre celdas adyacentes. Tradicionalmente se utilizan los canales 1, 6 y 11 o los canales 1, 5, 9 y 13.

La convivencia entre los diferentes dispositivos inalámbricos de corto alcance que utilizan las bandas ISM se hace cada vez más difícil y más importante. La interferencia es un problema cada vez mayor ya que los dispositivos de consumo inalámbricos van en aumento.

Numerosas aplicaciones utilizan frecuencias en la región de las bandas ISM, incluyendo la iluminación, calefacción y telecomunicaciones. Las tecnologías dominantes que están utilizando las bandas ISM son IEEE 802.11 (también conocido como WiFi), IEEE 802.15.4 (también conocido como ZigBee), ETSI-HiperPAN, ETSI BRAN-HiperLAN2, RFID y algunas de las normas propietarias como Addinet, Zwave, Wavenis.

El IEEE-802.19 Grupo Técnico Asesor de Convivencia (GTA) trabaja para hacer frente a problemas de convivencia inalámbrica con normas existentes y estándares en fase de desarrollo, la mayoría especialmente los que están dentro de los comités inalámbricos 802. Se clasifican en cinco niveles de convivencia, de cero (sin tomarse en cuenta) a cuatro (plena colaboración). Debido a la disponibilidad casi global de la banda de 2.4 GHz constituye la banda de frecuencias más popular debido a los bajos costos de soluciones de radio. Recientemente, la banda de 5.8 GHz se está utilizando para la transmisión de datos, pero es previsible que esta banda también se congestione en poco tiempo.

Mientras que los problemas de coexistencia han aumentado, los grupos progresistas dentro de la industria han comenzado a abordar el problema y buscar soluciones. Uno de los grupos más activos es el grupo de trabajo IEEE 802.15.2.

1.4 Elementos básicos que conforman las Redes Inalámbricas de Sensores

Las redes de sensores están formadas por un conjunto de pequeños dispositivos denominados nodos sensores, con capacidad limitada de cómputo y comunicación cuyo tiempo de vida depende de una batería adjunta al dispositivo. El tiempo de vida de la red de sensores dependerá por tanto del tiempo de vida de la batería de sus nodos. Estos dispositivos se encuentran dispersos de manera ad-hoc en una determinada área a monitorizar.

Típicamente, el modelo seguido por las aplicaciones es el siguiente: realizar una serie de mediciones sobre el medio, digitalizar dicha información en el propio nodo y transmitirla fuera de la red de sensores vía un elemento Gateway a una estación base, donde la información pueda ser almacenada y tratada temporalmente para acabar finalmente en un servidor con mayor capacidad que permita almacenar la información o realizar análisis de los datos.

En una red de sensores inalámbricos, por lo tanto, podemos encontrar:

- Nodos inalámbricos (o nodos sensor)
- Puertas de enlace
- Estaciones base



Figura 5. Red inalámbrica de sensores

1.4.1 Nodo inalámbrico (Nodo sensor)

Los nodos inalámbricos son dispositivos electrónicos capaces de captar información proveniente del entorno en el que se encuentran, procesarla y transmitirla inalámbricamente hacia otro destinatario, regularmente son ligeros y de tamaño reducido.



Figura 6. Ejemplos de nodos inalámbricos

El diseño de un nodo inalámbrico no solo requiere la miniaturización sino también requiere de un consumo bajo de energía y del costo del propio dispositivo. Aunado a esto una potencia de ejecución de programas elevadas y una transmisión de datos eficaz y con amplia longitud de emisión.

Estos nodos inalámbricos son diseñados y programados para formar parte de una red con un objetivo en particular. El hardware de cada uno de estos dispositivos tiene varias partes bien diferenciadas.



Figura 7. Arquitectura de un nodo inalámbrico

➤ **Procesador**

Es el componente que interpreta los datos para transmitirlos a otra estación. También gestiona el almacenamiento de datos en la memoria. Puesto que de un nodo sensor se espera una comunicación y una recolección de datos mediante sensores debe existir una unidad de procesado, que se encargue de gestionar todas estas operaciones. Hay muchos tipos de productos disponibles en el mercado para ser integrados en un nodo, como microcontroladores, microprocesadores y FPGA.

FPGA. Actualmente estos presentan varias desventajas la mayoría de ellas es el consumo. A pesar de que en el mercado podemos encontrar FPGA de bajo consumo, este consumo no es lo suficientemente bajo como debería ser para este tipo de nodos.

Microprocesadores. Estos han sido desplazados por los microcontroladores ya que estos integran dentro de un mismo dispositivo, un microprocesador y memoria

Microcontroladores. Como se ha dicho, incluyen un microprocesador y memoria, pero además tienen una interfaz para ADC, UART, SPI, temporizadores y contadores. Hay muchos tipos de microcontroladores que van desde los 4 bits hasta 64 bits, con una variación del número de temporizadores, con diferentes consumos de energía, etc. Actualmente los más utilizados son los siguientes procesadores de bajo consumo ARM7, Atmel AVR, Intel XScale, Intel 8051, PIC, T1 MSP430.

➤ **Alimentación**

Normalmente la fuente de alimentación son baterías difícilmente sustituibles o transformadores con salida adecuada para el nodo si se dispone de toma de corriente.

Para las situaciones en donde no se dispone de red eléctrica y la posibilidad de sustituir las baterías es muy complicada, se están estudiando diferentes técnicas para alimentar el sensor, como puede ser mediante placas solares.

El consumo de energía viene dado por lo que consumen los sensores, la comunicación y el procesado. La mayor cantidad de energía es consumida en la transmisión de información, siendo menor en el procesado y uso de los sensores. Por ejemplo el costo de transmisión de 1 kb a una distancia de 100 metros es aproximadamente el mismo que ejecutar 3 millones de instrucciones por un procesador de 100 millones de instrucciones por segundo.

Las baterías son la principal fuente de energía de estos nodos, pudiendo ser recargables o no recargables. Están clasificados según el material electroquímico usado para el electrodo como pueden ser NiCd (níquel-cadmio), NiZn (níquel -zinc), Nimh (níquel metal hidruro), y Litio-Ion. Actualmente se están estudiando sistemas basados en energías renovables para solucionar el problema de la energía en estos nodos, basados en energía solar, termo generación y energía basada en vibraciones.

Fuente de energía	Densidad de energía
Baterías (Zinc Aire)	1050-1560 mWh/cm ³
Baterías (recargable Litio)	300 mWh/cm ³ (3-4 V)
Solar (exterior)	150 mWh/cm ³ (expuesto al sol) 0.15 mWh/cm ³ (día nublado)
Solar (interior)	0.006 mWh/cm ³ (nivel escritorio oficina) 0.57 mWh/cm ³ (≤ 60 W)
Vibración	0.01-0.1 mWh/cm ³
Ruido acústico	3*10 ⁻⁶ mWh/cm ² a 75 dB 9.6*10 ⁻⁴ mWh/cm ² a 100 dB
Reacción nuclear	80 mWh/cm ³ , 106 mWh/cm ³

Tabla 4. Densidad de energía en diferentes fuentes

➤ **Comunicación inalámbrica**

Se trata de un dispositivo vía radio que permite enviar y recibir datos para comunicarse con otros dispositivos dentro de su rango de transmisión. Los nodos usan la banda ISM (bandas reservadas internacionalmente).

Los medios a elegir para realizar una comunicación inalámbrica son varios, radio frecuencia, comunicación óptica mediante láser e infrarrojos. La comunicación por láser es la que menos energía consume pero requiere de una comunicación visual entre emisor y receptor, y además también depende de las condiciones atmosféricas. Los infrarrojos como el láser, no necesitan antena, aunque es bastante limitado en su capacidad de transmisión. La radio frecuencia (RF), es la más adecuada para usar en aplicaciones inalámbricas. Las WSN usan las frecuencias de comunicación que andan entre 433 MHz y 2.4 GHz. Las funcionalidades de emisión y recepción se combinan en un solo aparato que es llamado transceptor. Los estados de operación son emitir, recibir, reposo e inactividad. En los actuales modelos de transceptor, el modo inactivo consume casi la misma energía que el modo recepción. Por lo que es mejor tener completamente apagado las comunicaciones radio, en el modo Inactivo, cuando no se está emitiendo ni recibiendo. También es significativa la cantidad de energía consumida cuando cambia de modo reposo a transmisión de datos.

Los sistemas más populares dentro de los sistemas de comunicación de radio para nodos de redes inalámbricos son:

- Chipcon CC1000, CC1020, CC2420
- Xemics XE1205
- 802.15.4 Chipsets and SoC

Una comparativa de las principales características de estos dispositivos es:

	CC1000	CC1021	CC2420	TR1000	XE1205
Fabricante	Chipcon	Chipcon	Chipcon	RFM	Semtech
Frecuencia de operación [MHz]	300-1000	402-470/804-940	2400	916	433/868/915
Tasa de Bits [kbps]	76.8	153.6	250	115.2	1.2-152.3
Tensión de alimentación	2.1-3.6	2.3-3.6	2.1-3.6	2.2-3.7	2.4-3.6
Modo de suspensión [μ A]	0.2-1	1.8	1	0.7	0.2
Modo de espera [μ A]			426		850
RX [mA]	9.3 (433MHz)/ 11.8 (868MHz)	19.9	19.7	3.8 (115.2kbps)	14
TX Min [mA]	8.6 (-20dBm)	14.5(-20dBm)	8.5 (-25dBm)		33 (+5dBm)
TX Max [mA]	25.4 (+5dBm)	25.1 (+5dBm)	17.4 (0dBm)	12 (+1.5dBm)	62 (+1.5dBm)

Tabla 5. Características de dispositivos inalámbricos

➤ **Sensores**

Los sensores son dispositivos de hardware que producen una respuesta medible ante un cambio en un estado físico, como puede ser temperatura o presión. Los sensores detectan o miden cambios físicos en el área que monitorean. La señal analógica continua detectada es digitalizada por un convertidor analógico digital y enviada a un controlador para ser procesada.

Las características y requerimientos que un sensor debe tener son: pequeño tamaño, bajo consumo de energía, operar en densidades volumétricas altas, ser autónomo y funcionar de forma desatendida, además de tener capacidad para adaptarse al ambiente.

Los sensores pueden estar clasificados en tres categorías:

- Sensores pasivos omnidireccionales. Los sensores pasivos captan los datos sin necesidad de manipular el entorno. Son autoalimentados y solo usan la energía para amplificar la señal analógica captada. No hay ninguna noción de dirección involucrada en estas mediciones.
- Sensores pasivos unidireccionales. Son sensores pasivos que tienen bien definida la dirección desde donde deben captar la información. Un ejemplo típico es una cámara.
- Sensores activos. Este tipo de sensores sondean el ambiente, por ejemplo un radar o un sonar o algún tipo de sensor sísmico que generan ondas expansivas a través de pequeñas explosiones.

➤ **Memoria**

Desde un punto de gasto de energía, las clases más relevantes de memoria son la memoria integrada en el chip de un microcontrolador y la memoria flash, la memoria RAM fuera del chip es raramente usada. Las memorias flash son usadas gracias a su bajo costo y su gran capacidad de almacenamiento.

La memoria flash es una forma desarrollada de la memoria EEPROM que permite que múltiples posiciones de memoria sean escritas o borradas en una misma operación de programación mediante impulsos eléctricos, frente a las anteriores que sólo permite

escribir o borrar una única celda cada vez. Por ello, la memoria flash permite funcionar a velocidades muy superiores cuando los sistemas emplean lectura y escritura en diferentes puntos de esta memoria al mismo tiempo. Las memorias flash son de carácter no volátil, esto es, la información que almacena no se pierde en cuanto se desconecta de la corriente, una característica muy valorada para la multitud de usos en los que se emplea este tipo de memoria. Los requerimientos de memoria dependen mucho de la capacidad que necesite nuestra aplicación. Hay dos categorías de memorias según el propósito del almacenamiento:

- Memoria usada para almacenar los datos recogidos por la aplicación.
- Memoria usada para almacenar el programa del dispositivo.

1.4.2 Puerta de enlace

Se trata de elementos para la interconexión entre la red de sensores y una red de datos (TCP/IP). Su objetivo es actuar como puente entre dos redes de diferente tipo. En este tipo de aplicaciones donde se usan redes de sensores, éstas no pueden operar completamente aisladas y deben contar con alguna forma de monitorización y acceso a la información adquirida por los nodos de la red de sensores. De aquí surge la necesidad de conectar las redes de sensores a infraestructuras de redes existentes tales como Internet, redes de área local (LAN) e intranets privadas. Los dispositivos que realizan la función de interconectar dos redes de diferente naturaleza se les llama dispositivo puerta de enlace, pero el término más conocido en el ambiente de las redes es gateway.



Figura 8. Ejemplo de puerta de enlace o Gateway en una WSN

1.4.3 Estación base

Recolector de datos basado en una computadora común. En una estructura normal todos los datos van a parar a un equipo servidor dentro de una base de datos, desde donde los usuarios pueden acceder remotamente y pueden observar y estudiar los datos.



Figura 9. Ejemplo de estación base en una WSN

1.5 Tipos de sensores

El nodo inalámbrico tiene típicamente incrustadas capacidades de procesamiento y de almacenamiento a bordo. El nodo tiene interfaces de comunicación (enlaces inalámbricos) por lo general con los dominios vecinos. El nodo sensor también a menudo tiene conocimiento sobre su localización y posicionamiento que adquiere a través de un sistema de posicionamiento global (GPS) o algún algoritmo de posicionamiento local. Los nodos de sensores se encuentran dispersos en un dominio especial llamado área de sensor. Cada uno de los nodos sensores distribuidos típicamente tiene la capacidad de recoger los datos, analizarlos, y enviarlos a un punto designado. En la Figura 10 se representa un esquema típico de una WSN. Aunque en muchos ambientes todos los nodos inalámbricos tienen una funcionalidad similar, hay casos en los que se encuentran en un entorno heterogéneo en cuanto a la funcionalidad del sensor.

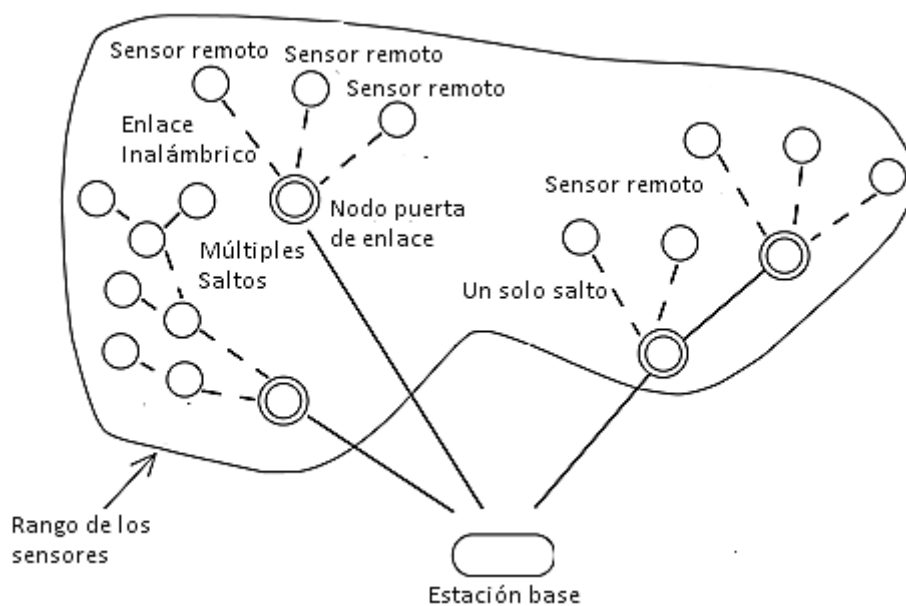


Figura 10. Esquema típico de una WSN

En la Tabla 6 se muestra la categorización de las cuestiones relacionadas con los sensores, su comunicación y arquitectura informática.

Sensores	<p><u>Tamaño</u> Pequeño (por ejemplo, sistemas electromecánicos a nanoescala, NEMS). Medio (por ejemplo, los sistemas electromecánicos a microescala, MEMS). Grandes (por ejemplo, radares, satélites) que van de centímetros cúbicos a decímetros cúbicos.</p> <p><u>Movilidad</u> Fijo (por ejemplo, sensores sísmicos). Móvil (por ejemplo, en los vehículos robot).</p> <p><u>Tipo</u> Pasivo direccional y omnidireccional (por ejemplo, acústicos, sísmicos, de vídeo, infrarrojos, magnéticos). Activo (por ejemplo, el radar, LADAR).</p>
Ambiente o entorno de funcionamiento	<p><u>Requerimientos de monitorización</u> Distribuido (por ejemplo, vigilancia de entorno) o localización (por ejemplo, seguimiento de objetivos).</p> <p><u>Número de sitios</u> A veces pequeño, pero grande por lo general.</p> <p><u>Cobertura espacial</u> Densa, limitada (PAN, BAN).</p> <p><u>Implementación</u> Fijo y planeado (por ejemplo, las redes de fábrica) o ad hoc.</p> <p><u>Medio Ambiente</u> Benignos (Industria) o adversos (campo de batalla).</p> <p><u>Naturaleza</u> Cooperativa (por ejemplo, control del tráfico aéreo) o no cooperativo (por ejemplo, los objetivos militares).</p> <p><u>Composición</u> Homogénea (el mismo tipo de sensores) o heterogéneos (diferentes tipos de sensores).</p> <p><u>Disponibilidad de energía</u> Restringido (por ejemplo, en pequeños sensores) o sin restricciones (por ejemplo, en los sensores de gran tamaño).</p>
Comunicación	<p><u>Redes</u> Con cable (en ocasiones) o inalámbrica (más común).</p> <p><u>Ancho de banda</u> Alto (en ocasiones) o baja (más típico).</p>
Arquitectura de procesamiento	<p>Centralizada (todos los datos enviados a el nodo central), distribuidos o en la red o híbridos.</p>

Tabla 6. Caracterización de los sensores

1.6 Normas referentes a WSN: estándar 802.15.4 y ZigBee

El estándar IEEE 802.15.4 define una capa de comunicación en el nivel 2 en el modelo OSI (Open System Interconnection). Su principal objetivo es permitir la comunicación entre dos dispositivos. Fue creado por el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE), entidad que la tarea principal es establecer las normas para que los desarrollos tecnológicos puedan contar con una plataforma y normas en común.

Como se mencionó anteriormente este protocolo se sitúa sobre el nivel 2 del modelo OSI. Esta capa es llamada el enlace de datos. Aquí las unidades de información digital (bits) son gestionados y organizados para convertirse en impulsos electromagnéticos (ondas) en el nivel inferior, el físico. Esta capa es similar a los otras conocidas tales como el 802.11 (comercialmente denominado bajo tecnologías WiFi) o el común de Ethernet (802.3). Las frecuencias se definen en la norma se reparten entre 27 canales diferentes, divididos en tres grupos principales:

- 868.0 - 868.6 MHz 1 canal (Europa)
- 902.0-928.0 MHz 10 canales (EEUU)
- 2.40-2.48 GHz 16 canales (Mundial)

Tasa de transmisión:

- 868.0 - 868.6 MHz a 20/100/250 kbps
- 902.0-928.0 MHz a 40/250 kbps
- 2.40-2.48 GHz a 250 kbps



Figura 11. Comparación del modelo OSI con 802.15.4/ZigBee

El estándar ZigBee define una capa de comunicación en el nivel 3 y parte superior en el modelo OSI. Su principal objetivo es crear una topología de red (jerarquía) para permitir que un número de dispositivos se comuniquen entre ellos y establecer las características adicionales de comunicación, como la autenticación, el cifrado, la asociación y en los servicios de aplicación de la capa superior. Fue creado por un conjunto de empresas que forman la Alianza ZigBee.

ZigBee ofrece básicamente cuatro tipos de servicios diferentes:

- Servicios de encriptación adicionales (encriptación AES 128b en la capa de aplicación y red)
- Asociación y autenticación (sólo nodos válidos pueden unirse a la red).
- Protocolo de direccionamiento.
- Aplicación de Servicios. Un concepto abstracto llamado "clúster" se introduce, cada nodo pertenece a un grupo predefinido y puede tomar un número predefinido de acciones.

1.6.1 Grupos de trabajo de la IEEE Referentes a WSN

IEEE 802.15 es un grupo de trabajo dentro de IEEE 802 especializado en redes inalámbricas de área personal (wireless personal area networks, WPAN). Se divide en cinco subgrupos, del 1 al 5.

Los estándares que desarrolla definen redes tipo PAN, centradas en las cortas distancias. Al igual que Bluetooth o ZigBee, el grupo de estándares 802.15 permite que dispositivos portátiles como PC, PDAs, teléfonos, pagers, sensores y actuadores, entre otros, puedan comunicarse e interoperar. El grupo de trabajo de nuestro interés es el IEEE 802.15. TG4 (TaskGroup 4).

El IEEE 802.15 TG4 fue creado para investigar soluciones para la transmisión de datos de baja velocidad con tiempo de vida de batería baja, de varios meses a varios años y de muy baja complejidad. Operando en una frecuencia internacional dentro de una banda sin licencia. Las aplicaciones potenciales son: sensores, juguetes interactivos, tarjetas inteligentes, controles remotos, y automatización del hogar.

2 REDES DE ÁREA CORPORAL (BAN)

La tecnología de redes inalámbricas de sensores para la monitorización médica es una atractiva alternativa a los sistemas médicos tradicionales. Hoy en día, los sensores biomédicos se usan en pocas aplicaciones de vigilancia de la salud, por lo que aún no están integrados en las redes de comunicación. Es importante comunicar los datos medidos en un dispositivo de detección (sensor) hacia otros dispositivos en los que se concentrará y procesará la información. Por lo tanto, resulta crucial contar con una red de comunicación de sensores biomédicos. Esto tendría un impacto radical en la calidad de vida de los pacientes y en sus tasas de éxito terapéutico. También podría tener una amplia gama de aplicaciones futuras, como la vigilancia de enfermedades cardiovasculares, la diabetes y el asma, la consulta de los casos a través de la telemedicina o los sistemas de salud, etc.

Las redes de área corporal (BAN) han surgido recientemente como un producto para hacerlo. Son una nueva generación de redes inalámbricas de sensores (WSN), adecuadas para la monitorización del cuerpo humano.

Una BAN se compone de un conjunto de nodos pequeños, equipados con sensores biomédicos, detectores de movimiento y dispositivos de comunicación inalámbrica. Estos nodos recogen los signos vitales del cuerpo y luego los transmiten de manera inalámbrica a una unidad central donde se procesa toda la información recopilada. Debido a su naturaleza inalámbrica, los nodos BAN tienen muchas ventajas, como la conectividad omnipresente, la movilidad y la interoperabilidad. Algunos nodos también pueden estar equipados con actuadores, tales como los marcapasos o los instrumentos para almacenar e inyectar medicamentos. Los teléfonos inteligentes pueden ser usados para transmitir toda la información recopilada con el mundo externo (médico, servicios de emergencia, etc.).

2.1 Diferencias entre las Redes Inalámbricas de Sensores (WSN) y las Redes inalámbricas de Área Corporal (WBAN)

Las redes inalámbricas de área corporal (WBAN) presentan un nuevo paradigma dentro de las redes inalámbricas de sensores (WSN) para el manejo de sensores

fisiológicos, entre sus particularidades se tienen la capa de control de acceso al medio, la capa de red, la estrategia de enrutamiento, etc.

De acuerdo con el estándar IEEE 802.15 (grupo de trabajo 6), una BAN consiste en "dispositivos de baja potencia que operan dentro, sobre, o alrededor del cuerpo humano (pero no limitado a los seres humanos) para servir a una variedad de aplicaciones, incluyendo electrónica de consumo, médicos o de entretenimiento personal y otros".³

Sin embargo, los principales retos en materia de investigación o de ingeniería permanecen en las aplicaciones de monitorización de biomedicina y de salud. De hecho, la evolución de las BAN debe seguir su desarrollo cada vez mayor en el ámbito médico, su principal objetivo debe ser garantizar un seguimiento constante de los pacientes.

A diferencia de las redes de sensores inalámbricos (WSN), las redes BAN tienen sus propias características, como se discute a continuación, que las distinguen de las redes inalámbricas de sensores y también crean nuevos desafíos técnicos.

- **Arquitectura.** Una WBAN consta de dos categorías de nodos: sensores y actuadores en el interior o sobre el cuerpo humano, y los nodos coordinadores alrededor usuarios de WBAN o de segundo nivel equipados en dispositivos de radio de los usuarios, que funcionan como una infraestructura para transmitir datos. En redes WSN, sin embargo, cada nodo funciona como un nodo sensor así como también un nodo coordinador.
- **Densidad.** El número de sensores y actuadores desplegados en el usuario depende de los casos de uso. Por lo general, no se despliegan con alta redundancia para tolerar fallos en los nodos como en redes inalámbricas de sensores convencionales, y por lo tanto no requieren alta densidad de nodos.
- **Tasa de transmisión.** La mayoría de las redes inalámbricas de sensores se aplican para el control de eventos basados en el seguimiento, donde los acontecimientos pueden ocurrir de manera irregular. En contraste, las BAN se emplean para el seguimiento de las actividades fisiológicas humanas, que

³<http://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html>

varían de una manera más periódica. Como resultado, las corrientes de datos de aplicación exhiben tasas relativamente estables.

- **Movilidad.** Los portadores de BAN pueden moverse. Los nodos BAN están asociados con el mismo portador, se mueven juntos y en la misma dirección. En contraste, los nodos WSN se consideran generalmente estáticos, y cualquier nodo con movilidad lo hace en forma individual y no en grupos.

En la Tabla 7 se resumen las principales diferencias entre WSN y WBAN

	Redes inalámbricas de sensores (WSN)	Redes inalámbricas de área corporal (WBAN)
Escala	Cobertura de área amplia (hasta algunos kilómetros)	Cobertura limitada al cuerpo humano (algunos centímetros)
Número de nodos	Gran número de nodos dada la cobertura	Número de nodos limitados
Precisión	Compensada por la redundancia	Mediciones precisas son requeridas en cada nodo
Resistencia a fallas	Nodos a menudo desechables	Difícil reemplazo de nodos implantados
Obtención de energía (idealmente)	Baterías, energía solar o eólica	Baterías, movimiento o calor corporal

Tabla 7. Diferencias entre WSN y BAN

2.2 Normalización en las BAN

No existe un estándar para las redes BAN y una razón de esto podría ser la amplia gama de escenarios de aplicación de estas redes. Esta tecnología continúa en desarrollo y como tal tiene una corta historia.

El grupo de trabajo que está encargado del desarrollo del estándar de las BAN es IEEE 802 grupo de trabajo 15.6 (TG15.6), este grupo fue aprobado formalmente como grupo de trabajo en diciembre de 2007, antes de esto estuvo operando un grupo de interés (IG-BAN) desde mayo de 2006 y un grupo de estudio desde julio de 2007. Este proyecto definirá un estándar para la comunicación inalámbrica de corto alcance en las proximidades o dentro de un cuerpo (no limitada a seres humanos). Potencialmente, recurrirá a las bandas ISM, así como bandas de frecuencia autorizadas por las autoridades nacionales y las autoridades de regulación médica. La norma estará

abocada en la calidad de servicio (QoS), en el consumo de energía extremadamente bajo y en tasas de transmisión de hasta 10 Mbps.

Cuatro importantes documentos de trabajo se han completado hasta noviembre de 2008.

1. Reporte de regulación del subcomité
2. Convocatoria de propuestas - Resumen de respuestas
3. Documentos de modelado del canal
4. Documento de requerimientos técnicos

De acuerdo con el Reporte de regulación del subcomité, las principales frecuencias candidatas para su uso en las redes BAN son:

- Banda MICS (medical implant communications system): 402–405MHz, EUA, Unión Europea, Corea, Japón, 10 canales of 300 kHz y 25uW de PIRE.
- Banda Med Radio: banda propuesta en EUA y la Unión Europea, 401–402MHz y 405–406MHz.
- Banda WMTS (wireless medical telemetry system): diferente dependiendo países y regiones. La definición de la FCC es 608–614MHz, 1395–1400MHz y 1427–1432MHz.
- Bandas ISM: 868/915MHz, 2.4, 5.8GHz.
- Bandas UWB: diferente dependiendo países y regiones. La definición de la FCC es 3.1–10.6GHz.

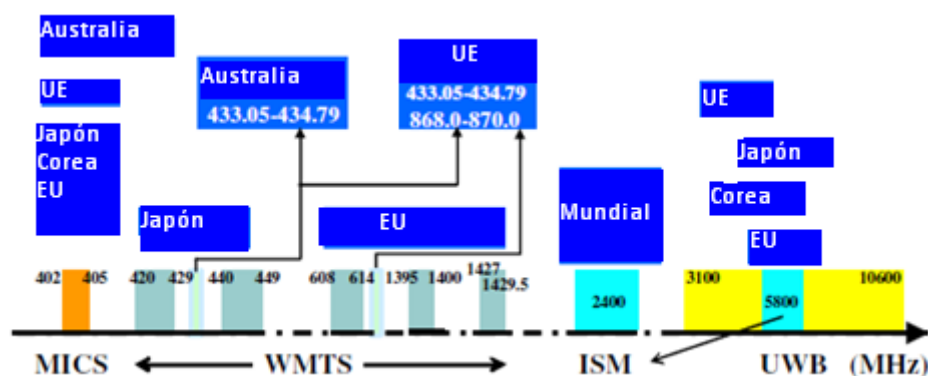


Figura 12. Resumen de las bandas de frecuencia susceptibles de utilizar a partir de una base normativa

Todas las aplicaciones de las BAN se resumen en el documento de Convocatoria de propuestas - Resumen de respuestas, algunas de las áreas principales son los servicios médicos, la asistencia a las personas con discapacidad, el entretenimiento, etc. Los modelos de canal BAN se obtienen a través de mediciones de campo y se resumen en los documentos de modelado del canal. En las redes BAN, el cuerpo humano debe ser tratado como parte de los canales, generalmente los nodos de la red BAN sufren del efecto de multitrayecto y de sombras, así como desvanecimientos graves de señal.

Los requisitos técnicos para redes BAN tienen una gran cobertura en el documento de requerimientos técnicos, por ejemplo, la tasa de transmisión de datos requerida va de 10 kbps hasta 10 Mbps, la distancia máxima de transmisión es de 3 metros, etc.

2.3 Arquitectura del Sistema

El modelo de una red BAN consiste en un nodo coordinador, también llamado servidor personal y algunos nodos sensores, como se observa en la Figura 13. Generalmente un nodo sensor puede comunicarse directamente con el nodo coordinador, sin embargo, si no existe línea de vista entre algún nodo sensor y el nodo coordinador, se puede utilizar un nodo repetidor como un puente entre ellos. El nodo coordinador controla la formación de la red BAN y decide la asignación de los canales inalámbricos en la misma, además se encarga de enviar la información obtenida de los sensores hacia los lugares de interés, tales como clínicas, hospitales, etc.

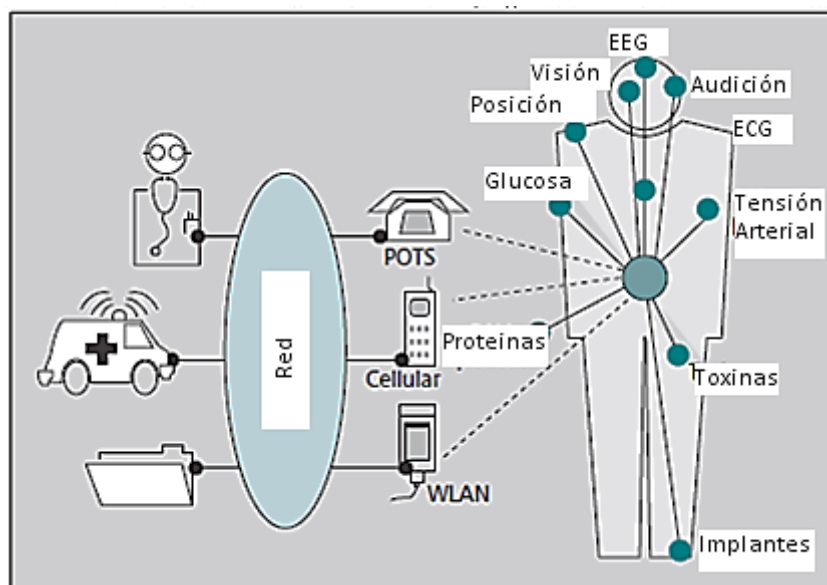


Figura 13. Modelo de una red BAN

2.3.1 El Nodo sensor

Los sensores son los componentes clave de una red BAN. Debido a que estos sensores están en contacto directo con las personas o incluso implantados, su tamaño y compatibilidad física a los tejidos humanos son cruciales. Un nodo de la red BAN puede incluir un gran número de sensores fisiológicos en función de la aplicación del usuario final. La calidad de los sensores depende del avance de la tecnología, especialmente, del procesamiento de señales, de los sistemas microelectromecánicos (MEMS) y de la nanotecnología. Los sensores pueden ser implementados en pequeños parches, implantados dentro del cuerpo, o entre la ropa y los zapatos, como se puede observar en la Figura 14.



Figura 14. Ejemplo de montaje de los nodos sensores

Los nodos sensores constantemente recopilan y procesan la información en bruto, la almacenan localmente, y la envían al nodo coordinador o servidor personal. Un nodo sensor es responsable del proceso de adquisición de datos. Dentro del hardware que se puede encontrar en un nodo sensor, se encuentran los módulos de sensado, de radiofrecuencia, de memoria y de microprocesador o microcontrolador, además de un módulo de almacenamiento y a veces de generación de energía.

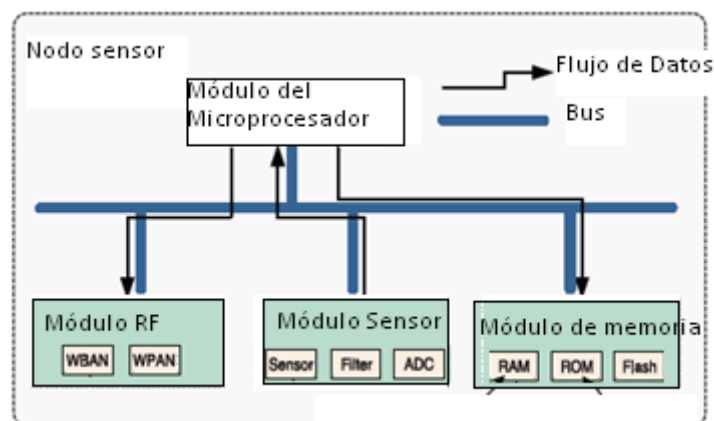


Figura 15. Diagrama a bloques de un nodo sensor

El módulo sensor consiste principalmente de un sensor, un filtro y convertidor analógico/digital, el sensor convierte de alguna manera la señal fisiológica en señal eléctrica, después de lo cual la señal se pasa por un filtro paso banda y se digitaliza mediante el convertidor analógico digital. Esta información se procesa y se almacena en memoria, tras lo cual se envía con la ayuda del módulo de radiofrecuencia al nodo coordinador, obteniendo su energía de baterías o de generadores propios.

Existen algunos parámetros importantes a tratar para el diseño y la elección de un nodo sensor óptimo.

- Portabilidad. El nodo sensor debe ser ligero y de tamaño pequeño. El tamaño y peso de los nodos sensores depende en gran medida del tamaño y el peso de la batería. La capacidad de la batería es directamente proporcional a su tamaño. Avances tecnológicos en la miniaturización de los circuitos integrados y baterías ayudarán en el diseño para mejorar la portabilidad y la comodidad.
- Fiabilidad. Es muy importante en aplicaciones médicas. Las necesidades de comunicación de diferentes sensores inalámbricos BAN varían con frecuencia de muestreo requerida (<1 Hz a 1 kHz). La reducción de las necesidades de comunicación ahorra el gasto de energía total, lo que aumenta la vida útil de la batería.
- Seguridad. La seguridad debe ser proporcionada en todos los niveles de comunicación de los sensores BAN, incluyendo la confidencialidad de los datos de los usuarios.
- Interoperabilidad. Todos los elementos componentes de la red deben permitir a los usuarios ensamblar fácilmente una BAN robusta en función del estado de salud del usuario.



Figura 16. Ejemplo de nodo sensor

➤ Tipos de sensores

Los tipos y cantidad de sensores que se emplean en las BAN dependen en gran medida del escenario de aplicación y la infraestructura del sistema. Entre los principales tipos de sensores disponibles comercialmente se encuentran:

- **Acelerómetro/Giroscopio:** se utilizan para reconocer y controlar la postura corporal. Esta capacidad es esencial para muchas aplicaciones, incluyendo la realidad virtual, la salud, el deporte y los juegos electrónicos. Esta vigilancia de la postura está basada en la utilización de acelerómetros de 3 ejes, que se colocan en un lugar estratégico en un cuerpo humano. También se puede utilizar para medir la vibración, así como la aceleración debida a la gravedad. El giroscopio se utiliza para medir o mantener la orientación, basado en el principio de conservación de momento angular. Los giroscopios se pueden utilizar conjuntamente con los acelerómetros para la vigilancia del movimiento físico. Esto plantea preguntas para el posicionamiento y las técnicas de reducción de ruido. La colocación apropiada reduce el número de acelerómetros o giroscopios necesarios y la tasa de datos resultante. La disminución del número de sensores de detección de movimiento reduce la relación señal a ruido debido a la menor redundancia, por lo que se requiere que los sensores sean desplegados en ubicaciones planificadas con mayor precisión.
- **Glucosa en sangre:** también se conoce como azúcar en la sangre y es la cantidad de glucosa en la sangre circulante. Tradicionalmente, las mediciones de glucosa se realizan mediante un pinchazo en el dedo y la extracción de una gota de sangre, que se aplica a una tira de ensayo compuesta de productos químicos sensibles a la glucosa en la muestra de sangre. Un medidor óptico (glucómetro) se utiliza para analizar la muestra de sangre y da una lectura numérica de glucosa. Recientemente, la monitorización no invasiva de la glucosa está disponible a través de infrarrojos y sensores ópticos.
- **Presión arterial:** el sensor de presión arterial es un sensor no invasivo diseñado para medir la presión sistólica y diastólica de la sangre humana, utilizando la técnica oscilométrica.

- Sensor de CO₂: mide los niveles de gases de dióxido de carbono para controlar sus cambios, así como para monitorizar la concentración de oxígeno durante la respiración.
- Electrocardiograma: es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón. Los proveedores de salud lo usan para ayudar a diagnosticar una enfermedad cardíaca. También se puede utilizar para controlar la eficacia de diferentes medicamentos cardíacos. A fin de obtener una señal de ECG, los electrodos se colocan en varios sitios específicos en la piel (por ejemplo, los brazos y el pecho), y las diferencias de potencial entre estos electrodos son las que se miden.
- Electroencefalograma: mide la actividad eléctrica dentro del cerebro uniendo pequeños electrodos colocados en varios lugares sobre el cuero cabelludo. Entonces, la información de las actividades eléctricas del cerebro detectadas por los electrodos se envía a un amplificador para producir un patrón de trazos.
- Electromiograma: mide las señales eléctricas producidas por los músculos durante sus contracciones o en reposo. Algunos trastornos nerviosos y musculares hacen a los músculos reaccionar de forma anormal.
- Oximetría de pulso: se mide la saturación de oxígeno mediante una sonda no invasiva. Un pequeño clip con un sensor está conectado a los dedos de la mano, lóbulo de la oreja, o dedo del pie. El sensor emite una señal de luz que pasa a través de la piel. De acuerdo con la absorción de la luz de la hemoglobina oxigenada y de la hemoglobina total en sangre arterial, la medición se expresa como una proporción de hemoglobina oxigenada en función de la cantidad total de hemoglobina.
- Humedad y temperatura: se utilizan para medir la temperatura del cuerpo humano y/o la humedad del entorno inmediato alrededor de una persona. Una señal de alarma puede ser emitida si una cierta cantidad de cambios aparecen.

En la Tabla 8 se muestran algunos de los sensores utilizados en las redes BAN junto con sus tasas de transmisión y funcionamiento:

Sensor	Funcionamiento	Tasa de transmisión
Acelerómetro	Mide la relación de aceleración de caída libre en tres ejes	Alta
Giroscopio	Mide la orientación, basado en los principios de momento angular	Alta
ECE/EEG/EMG	Mide diferencia de potencial a través de electrodos puestos en las partes correspondientes del cuerpo	Alta
Oximetría de pulso	Mide la relación de cambio de absorción de la luz roja e infrarroja que pasa de un lado a otro de una parte delgada de la anatomía del cuerpo.	Baja
Respiración	Utiliza dos electrodos, cátodo y el ánodo cubiertos por una delgada membrana para medir el oxígeno disuelto en un líquido	Baja
Dióxido de carbono	Utiliza la luz infrarroja y mide la absorción del gas presentada	Baja
Presión arterial	Mide la presión sistólica (la presión máxima) y diastólica (presión mínima)	Baja
Glucosa en sangre	Tradicionalmente analiza gotas de sangre de una punta del dedo, recientemente, emplea métodos no invasivos incluyendo una espectroscopía de infrarrojo cercano, ultrasonido, medición óptica en el ojo, y el uso de análisis del aliento	Baja
Humedad	Mide los cambios de conductividad del nivel de humedad	Muy bajas
Temperatura	Utiliza un circuito integrado de silicio para detectar los cambios de temperatura mediante la medición de la resistencia	Muy bajas

Tabla 8. Sensores comúnmente empleados en sistemas WBAN y sus típicas velocidades de datos.

En la Tabla 9 se resumen algunas de las características técnicas de varios sensores disponibles comercialmente:

Aplicación	Tasa de transmisión	Ancho de banda	Precisión
ECG (12 canales)	288 kbps	100-1000 Hz	12 bits
ECG (6 canales)	71 kbps	100-500 Hz	12 bits
EMG	320 kbps	0-10 000 Hz	16 bits
EEG (12 canales)	43.2 kbps	0-150 Hz	12 bits
Saturación de sangre	16 bps	0-1 Hz	8 bits
Monitor de glucosa	1600 bps	0-50 Hz	16 bits
Temperatura	120 bps	0-1 Hz	8 bits
Sensor de movimiento	35 kbps	0-500 Hz	12 bits
Implante coclear	100 kbps		
Retina Artificial	50-700 kbps		
Audio	1 Mbps		
Voz	50-10 Mbps		

Tabla 9. Características de algunos sensores comerciales

➤ **Roles de los sensores en las Redes BAN y el cuidado de la salud**

Existen varias opciones en las que las redes BAN pueden ser utilizadas para el diagnóstico y tratamiento de desórdenes de salud, algunas se muestran en la Tabla 10:

Campo de Aplicación	Sensores	Rol en Redes BAN
<u>Enfermedad Cardiovascular (CVD):</u> 30 % de todas las muertes, 17.5 muertes por año; en el 2015 se esperan 20 millones de pacientes.	Oximetría de pulso, sensor de ECG.	El personal médico correspondiente puede preparar un tratamiento anticipado y se puede recibir información vital e irregularidades del corazón mientras se monitorea el estatus de salud del paciente.
<u>Paraplejia:</u> 2 millones de personas alrededor del mundo viven con lesiones espinales.	Acelerómetro, giroscopio.	Interacciones entre los datos de los sensores y los actuadores para hacer posible la restauración de la habilidad de moverse.
<u>Dientes rotos, coronas y puentes.</u>	Dispositivos de Radiofrecuencia RFID	Para reducir errores y mejorar la productividad en el desarrollo de prótesis dentales.
<u>Cáncer:</u> 12.7 millones de casos de cáncer y 7.6 millones de muertes estimadas en 2008.	Sensor de óxido nítrico.	Los sensores pueden ser ubicados en las localizaciones sospechosas y los médicos pueden comenzar el tratamiento tan pronto como sea detectado el cáncer.

<u>Alzheimer, depresión e hipertensión:</u> para personas mayores de 65 años, 357 millones en 1990, se esperan en 2025 761 millones	Sensor de tensión arterial.	Las redes inalámbricas de sensores pueden ayudar a las personas mayores que se sientan solas y deprimidas detectando situaciones anormales y avisando a vecinos, familiares y hospitales cercanos.
<u>Diabetes:</u> alrededor del mundo existen 246 millones de personas con esta enfermedad y se esperan hasta 380 millones en 2025.	Sensores de giroscopio y actuadores de insulina.	Cuando el sensor detecta un pico en la glucosa, se puede enviar una señal al actuador para ordenar la inyección de insulina, por lo cual el paciente tendrá menos molestias debido a su enfermedad.
<u>Asma:</u> 300 millones de personas alrededor del mundo y 250 000 muertes anuales	Sensor de alergias	Los sensores pueden sentir la presencia de agentes alergénicos en el aire y reportar del estado en forma continua al médico o al mismo paciente
<u>Tratamientos para corregir dientes con posiciones defectuosas.</u>	Un set dental puede contener equipamiento de RFID medidor de temperatura	Para observación de pacientes en tratamiento.
<u>Detección temprana de crisis epilépticas:</u> 275 000 muertes al año son causadas por estas crisis	Sensor de electroencefalograma	Existen sensores diseñados para detectar anomalías en la actividad cerebral que suceden antes de una crisis. Cuando existen signos de un problema eléctrico, el dispositivo envía una advertencia al paciente que puede tomar las medidas necesarias o llamar a alguien más.
<u>Tratamiento contra el dolor</u>	Actuador con acción en contra del dolor	Un actuador implantado estimula la médula espinal para así tener un alivio del dolor a largo plazo.
<u>Impedidos visuales:</u> 285 millones de personas viven con este padecimiento, 39 millones son ciegos totalmente y 246 son débiles visuales.	Retina artificial matriz de micro sensores y cámaras externas.	Una retina artificial está compuesta de una matriz de micro sensores puede ser implantada en el ojo bajo la retina. La retina artificial traduce los impulsos eléctricos a señales neurológicas. La señal puede ser obtenida localmente por sensores sensibles a la luz o mediante una cámara externa montada en unos anteojos con sus lentes.

<u>Presión arterial alta:</u> la presión arterial alta contribuye a 12.7 millones de crisis a nivel mundial	Medidor de presión arterial, actuador con medicina	Si el monitor del sensor detecta un cambio en la presión arterial mayor a un cierto valor establecido, una señal puede ser enviada al actuador para comenzar la inyección de medicina, consecuentemente disminuye la posibilidad de crisis.
<u>Mal de Parkinson:</u> se estiman entre 7 y 10 millones de personas alrededor del mundo viviendo con este mal.	Sensores de movimiento y acelerómetros	Se estima la magnitud del temblor y la falta total o parcial de movimiento de los datos del acelerómetro y se pide la asistencia necesaria.
<u>Falla renal:</u> 2 millones de personas en etapa final debido a la diabetes.	Sensor de electrocardiograma, de movimiento, entre otros.	Se pueden proveer soluciones portátiles, no invasivas para evitar riesgos en pacientes en etapas finales o en hemodiálisis.
<u>Monitorización post operatoria</u>	Sensor de temperatura, sensor de presión arterial, sensor de pulsaciones del corazón.	El paciente no necesitará estar todo el tiempo en cama, tendrá libertad de movimiento relativo.

Tabla 10. Roles de los sensores en las redes BAN

➤ **Procesamiento**

Los sensores modernos contienen circuitos con mucho más capacidad de cómputo que las generaciones anteriores, lo que les da una funcionalidad mucho mayor. Sin embargo, esta funcionalidad adicional viene con un alto costo asociado al consumo de energía de la batería. El procesamiento local es deseable desde un punto de vista de fiabilidad de los datos, ya que evita los efectos de interferencia de un número cada vez mayor de dispositivos que están continuamente transmitiendo datos. Por tanto, en el cuerpo, y en aplicaciones de sensores en general, es cada vez más generalizado el uso de una mezcla de procesamiento asistido y procesamiento remoto, con el aumento en el desarrollo de esta tecnología, habrá una mayor necesidad de procesar localmente en cada nodo sensor para minimizar la cantidad de tráfico de datos que se envía a los dispositivos de agregación a través de señales de radio.

➤ **Biocompatibilidad**

La interfaz del nodo sensor al humano es muy importante en las redes BAN. El material del que está hecho el sensor debe ser capaz de realizar la detección robustamente

mientras que al mismo tiempo no debe causar problemas de efectos secundarios al ser humano (en la piel u otra superficie). Ejemplos de este tipo de problemas puede ser picazón, erupciones cutáneas o daños en los tejidos, posiblemente, incluso de las células.

La propiedad clave de la biocompatibilidad es cubrir un área de superficie tan grande como sea posible. Cuestiones importantes a estudiar son la suciedad de los sensores, la absorción de los sensores y el uso de redes de sensores micro. El reciente desarrollo de un electrodo de diamante dopado de boro se discute también como un avance prometedor en el ámbito de la biocompatibilidad de los sensores. El diamante es también atractivo desde varios frentes en estas aplicaciones debido a su estabilidad, inercia química y bajo contenido de oxígeno en su superficie, pero aún es demasiado pronto para decir si esto es realmente un gran avance.

➤ **Consumo, almacenamiento y producción de energía**

Las redes de área corporal usan baterías para el suministro de energía a los nodos sensores. El consumo medio de energía de los dispositivos de sensores inalámbricos ha mostrado una tendencia a la baja en tiempos recientes. Sin embargo, las innovaciones en el campo de las baterías no han seguido su ejemplo. Es evidente que los avances en la capacidad computacional superan con creces a los de innovación y técnicas de almacenamiento de energía en las baterías, por lo que se hace necesario tratar de ahorrar la mayor cantidad de energía en las redes BAN. Algunos de los métodos más comunes empleados para la optimización de la energía incluyen:

- Bajo ciclo de trabajo (menor tiempo encendido).
- Enrutamiento adaptativo.
- Administración dinámica de la energía.
- Estados múltiples de sueño
- Fuentes alternativas de energía como la energía solar.

El consumo de energía en los nodos de una red BAN es crucial, especialmente en sensores implantados, ya que son inaccesibles y difíciles de reemplazar. Por ejemplo, una batería del marcapasos típicamente dura de 5 a 10 años. Puesto que la batería

está sellada en el interior del marcapasos, la sustitución de la batería conduce a la sustitución de todo el sistema. Con el fin de aumentar la vida útil de los dispositivos que utilizan baterías, una cantidad extra de energía se puede obtener por captación de energía. Los dispositivos pueden recoger energía del cuerpo humano utilizando el calor del cuerpo y las vibraciones del cuerpo. Aunque con el calor y el movimiento del cuerpo humano se abren nuevas oportunidades, también se introducen nuevos retos, como se muestra en lo siguiente:

- **Movimiento Corporal.** La energía eléctrica puede ser generada por el movimiento y la vibración. El movimiento natural cuerpo humano puede ser fácilmente convertido en energía eléctrica. Los enfoques más prometedores se basan en generadores piezoeléctricos o capacitivos. Mientras que el movimiento puede proporcionar energía a las redes BAN, esto introduce nuevos retos. De hecho, como el cuerpo humano no es rígido, por tanto, los dispositivos pueden moverse, por lo menos relativamente unas de otras. Así, los cambios frecuentes en la topología de la red deben ser considerados en el diseño de la arquitectura de red.
- **Calor corporal.** La diferencia de temperatura se puede convertir directamente en energía eléctrica. En la práctica, grandes gradientes térmicos son necesarios para crear unos niveles satisfactorios de tensión y potencia. Esto limita la aplicación de la energía termoeléctrica en la red BAN. Mientras que la temperatura ambiente no puede ser controlada, la temperatura del cuerpo humano es esencialmente de 37 °C. En la red BAN, la temperatura es probable que sea diferente a este valor común. De hecho, la radiofrecuencia de transmisión de los nodos inalámbricos situados en el cuerpo o implantados puede contribuir a la absorción de la radiación, lo que puede resultar en efectos térmicos.

2.3.2 El Nodo coordinador o servidor personal (PS)

El nodo coordinador o servidor de personal (PS) realiza las tareas siguientes: inicialización, configuración y sincronización de los nodos sensores, control y operación de los nodos, recopilación de lecturas de sensores fisiológicos, procesamiento e integración de datos de varios sensores fisiológicos para proporcionar un mejor

conocimiento al usuario sobre su estado, también se encarga de la comunicación segura con los servidores remotos del proveedor de atención médica utilizando los servicios de Internet o algún otro tipo de enlace.

Todos los mensajes y las señales de los sensores son recolectados y procesados por el nodo coordinador, la aplicación del servidor personal puede correr en un PDA, un teléfono celular o en una computadora personal. El servidor personal procesa los mensajes de eventos individuales de los sensores. Todos los mensajes recibidos se guardan y se transmiten al servidor médico remoto.

Los nodos sensores envían datos al nodo coordinador, mediante una red inalámbrica de corto alcance (Bluetooth, ZigBee o UWB) y el nodo coordinador equipado con red de área local inalámbrica (WLAN) o algún otro enlace, transmite los datos al servidor remoto.

2.4 Modo de operación

2.4.1 Sistemas operativos

El papel de cualquier sistema operativo (SO) es promover el desarrollo de aplicaciones de software confiables, proporcionando una abstracción cómoda y segura de los recursos de hardware. En computadoras y servidores, el sistema operativo asigna los subprocesos de la aplicación para su procesamiento, mapas de direcciones virtuales a las ubicaciones en la memoria, así como la manipulación de discos, redes y periféricos, en nombre de la aplicación.

Los sistemas operativos utilizados en los sistemas de redes de sensores inalámbricos tienden a ser menos complejos que los sistemas operativos de propósito general. Esto es debido al tamaño del dispositivo físico y lógico y la necesidad de cargar el dispositivo tan poco como sea posible (optimización de potencia y carga se puede lograr mediante el diseño adecuado del sistema operativo).

Como la mayor parte de los sensores inalámbricos existentes, los sensores de las redes BAN funcionan con el sistema operativo TinyOs, este se encarga del software de adquisición de datos, almacenamiento en memoria, y además contiene numerosas

herramientas útiles para las redes de sensores, como protocolos de transporte, servicios distribuidos y controladores de sensores.

TinyOS es un sistema operativo de código abierto y una plataforma de desarrollo en redes inalámbricas de sensores (WSN). TinyOS es un sistema operativo integrado escrito en lenguaje de programación nesC como un conjunto de tareas y procesos en cooperación. TinyOS comenzó como una colaboración entre la Universidad de California Berkeley e Intel, y desde entonces ha crecido hasta convertirse en un consorcio internacional, la Alianza TinyOS.

El diseño de TinyOS está basado en responder a las características y necesidades de las redes de sensores, tales como reducido tamaño de memoria, bajo consumo de energía, operaciones de concurrencia intensiva, diversidad en diseños y usos, y finalmente operaciones robustas para facilitar el desarrollo confiable de aplicaciones. Además se encuentra optimizado en términos de uso de memoria y eficiencia de energía.

2.4.2 Enrutamiento

Existen diferentes formas de enrutamiento en las redes inalámbricas de sensores, sin embargo, en redes de área corporal el principal objetivo del enrutamiento debe ser la reducción de la absorción de energía por el cuerpo humano, en este caso las formas de enrutamiento más adecuadas son:

- Enrutamiento por agrupación. El algoritmo LEACH (Low Energy Adaptive Clustering Hierarchy) cumple las propiedades deseadas mediante la combinación de, por un lado un protocolo jerárquico, y por otro lado una rotación al azar de los nodos principales. Varios algoritmos utilizados en las redes BAN están basados en LEACH, utilizando una estructura de agrupamiento de nodos. Vale la pena señalar que LEACH ha sido optimizado para redes a gran escala, que no es el caso de BAN.
- Enrutamiento consciente de la temperatura. La Tasa de Absorción Específica (SAR) se define como la potencia absorbida por unidad de masa del tejido, una medida en la determinación de la cantidad de energía perdida por disipación de calor. En redes BAN, el SAR debería tenerse en cuenta, ya sea local o

globalmente con el promedio de toda la masa de tejido entre el transmisor y el receptor. Debido a la consideración del SAR, los efectos térmicos deberían ser considerados en el protocolo de enrutamiento. Por otra parte, también se puede considerar la temperatura para seleccionar las rutas de enrutamiento. Por ejemplo, en el enrutamiento de salto múltiple, un nodo elige para enviar información a su vecino con la temperatura más baja

- Enrutamiento in vivo en nodos implantados. Existen más restricciones impuestas en redes de sensores implantados in vivo, incluidas las restricciones debidas a la absorción de energía en el tejido (SAR), que se disipa en forma de calor. Por esta razón, los modelos clásicos de propagación en el aire, donde las pérdidas se deben a la propagación de ondas espacio libre y el desvanecimiento multitrayecto, ya no son apropiadas. En esta nueva arquitectura de red se propone la introducción de un coordinador en el cuerpo. El coordinador interpreta el papel de un faro mediante el envío de datos de este a otro nodo a mayor distancia lo que hace más seguro y eficiente el envío de información.

2.4.3 Capa de control de acceso al medio (MAC)

En la capa MAC, debe existir un equilibrio entre la fiabilidad, la latencia y el consumo de energía que necesita ser resuelto. Obviamente, los requisitos de QoS, es decir, la fiabilidad y la latencia, se originan en las aplicaciones y el consumo de energía refleja el ciclo de trabajo de la aplicación y la complejidad del protocolo general. En comparación con las redes inalámbricas para zonas más amplias, la prohibición de incurrir en el consumo mayor de energía se traduce en una mayor vida útil al tener un ciclo de trabajo muy bajo y una pila de protocolos simplificados. Por lo general, los sensores del cuerpo tienen una capacidad de la batería muy limitada, especialmente para aquellos sensores que se colocan dentro del cuerpo. Para aumentar la vida útil de estos sensores, la eficiencia energética de los protocolos MAC jugará un papel importante. Por otro lado, algunas aplicaciones para redes BAN necesitan una comunicación de alta fiabilidad, bajo consumo de energía, y pequeños retrasos.

Para abordar la cuestión fundamental de extender la vida útil del sensor, varios protocolos MAC de bajo consumo han sido propuestos para redes inalámbricas de sensores. En estos protocolos, la radio se enciende y se apaga periódicamente para

ahorrar energía. Estos protocolos proponen sincronizar su horario de transmisión y de períodos de escucha para maximizar el rendimiento, mientras que para periodos más grandes se apaga definitivamente el radio.

En años recientes se han propuesto diferentes protocolos MAC especialmente para redes BAN:

- Cascading Information retrieval by Controlling Access with Distributed slot Assignment (CICADA): es un protocolo de bajo consumo diseñado para redes inalámbricas multi-hop y BAN móviles, ha sido desarrollado para soportar alto tráfico, donde los retrasos deben ser bajos, es decir, todos los sensores envían datos a menudo.
- Redes de Área Corporal MAC (BAN-MAC): es un protocolo MAC dedicado de ultra bajo consumo de energía diseñado para redes BAN con topología en estrella. BAN-MAC es compatible con el estándar IEEE 802.15.4, y se adapta a las necesidades únicas de los biosensores de las redes BAN. Mediante la explotación de la información de los sensores distribuidos en la red, BAN-MAC se ajusta de forma dinámica a los parámetros del protocolo para lograr la mejor conservación de la energía en los sensores de energía críticos.
- H-MAC: es un nuevo protocolo MAC basado en TDMA diseñado para redes de sensores corporales, tiene como objetivo mejorar la eficiencia energética mediante la explotación de la información del ritmo de latido para realizar la sincronización del tiempo. El ritmo cardíaco se encuentra en cada cuerpo humano. Algunos sensores en la red puede extraer el ritmo cardíaco de sus propios datos sensoriales mediante la detección de picos de forma de onda. Todos los ritmos representados por las secuencias de los picos se sincronizan de forma natural, ya que son impulsados por una misma fuente, el latido del corazón. Siguiendo el ritmo, los biosensores pueden lograr la sincronización sin tener que encender sus radios para recibir información sobre los tiempos periódicos de un controlador central, de modo que el costo energético para la sincronización de tiempo se puede evitar por completo y la vida útil de la red puede ser prolongado.

En cuanto a la calidad de servicio en la capa MAC, las técnicas de QoS utilizadas en redes inalámbricas de sensores se pueden aprovechar en el diseño de protocolos de QoS para redes BAN, sin embargo, las técnicas de calidad de servicio en estas tienen exigencias únicas. Por ejemplo, en muchos escenarios, la red BAN tiene que manejar comunicaciones en tiempo real. Con la velocidad de muestreo relativamente alta de algunos sensores tales como ECG, es importante que los datos sean enviados cuanto antes debido al desbordamiento del búfer, considerando el tamaño del buffer limitado de la mayoría de los sensores. En esta situación, hay dos esquemas de planificación separados pero relacionados entre sí: planificación en el nodo y coordinación en el canal de acceso. Mientras que la planificación en el nodo intenta enviar datos a la brevedad posible sobre la base del estado del buffer disponible localmente, la coordinación en el canal de acceso tiene por objeto la transmisión de los paquetes de datos de todos los nodos lo más pronto posible para evitar la caída de paquetes.

2.4.4 Capa física

➤ **Diseño de antenas para sensores implantados**

El diseño de una antena para entornos BAN se ve afectado por la postura del usuario, la pérdida o ganancia de peso, o incluso el envejecimiento de la piel. Por otro lado, en el diseño de la antena debe considerarse el ambiente corporal, las restricciones de tamaño, forma y material. Para antenas que se colocan dentro de un cuerpo humano, sólo puede ser utilizado para implantes algún material no corrosivo y biocompatible, como el platino o el titanio. Sin embargo, estos materiales producen un rendimiento pobre en comparación con una antena de cobre. La forma y el tamaño de una antena dependen de su ubicación en el interior del cuerpo, lo que limita aún más la libertad del diseñador.

Además, la potencia máxima impuesta a la antena se rige por las normas regionales e internacionales, por ejemplo, el Instituto Europeo de Normas de Telecomunicaciones requiere que la potencia de salida sea de un máximo de 25 μ W de PIRE, mientras que la FCC y el Sector de Radiocomunicaciones (ITUR) regula la potencia de salida a un máximo de 25 mW de PIRE.

➤ **Efectos de la radiofrecuencia en el cuerpo humano**

Una cuestión importante a considerar es el efecto sobre el cuerpo humano de las señales de RF. El diseño de una antena para su uso en redes BAN debe ser investigado cuidadosamente con el sensor propuesto y cuestiones como el tamaño del sensor, la adaptación de impedancia, la ganancia y la eficiencia deben ser cuidadosamente meditados. El principal efecto de las señales de RF es el calentamiento del tejido. En general se supone que si los niveles de potencia se mantienen bajos y que si el tiempo de exposición al dispositivo encendido se mantiene bajo (ciclo de trabajo bajo), entonces este efecto de calentamiento es despreciable. Sin embargo la baja potencia y ciclo de trabajo puede dar lugar a redes poco fiables. También hay que considerar las fuentes potenciales de interferencia que pueden tener lugar entre los dispositivos inalámbricos similares que operan en la proximidad y otros dispositivos no inalámbricos que operan en la zona. Por ejemplo, un marcapasos implantado, no se puede permitir que interfiera con un monitor de ECG inalámbrico en el cuerpo.

2.4.5 Tecnologías de radio

Existen varias tecnologías de radiocomunicación que pueden ser utilizadas para redes inalámbricas de sensores y redes de área corporal, estas incluyen Bluetooth, Bluetooth de baja potencia, ZigBee y UWB, entre otras, como se muestra en la Figura 17.

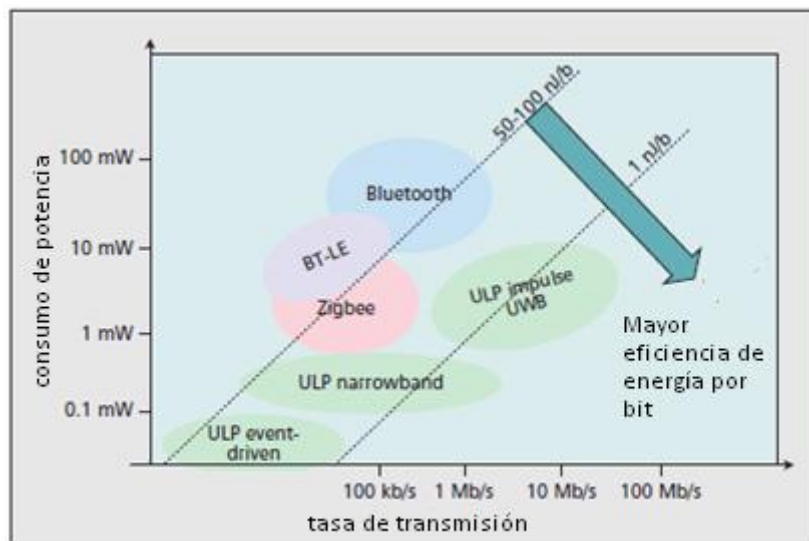


Figura 17. Tecnologías de radio potencialmente usadas en BAN

En la Tabla 11 se comparan algunas de las tecnologías de RF usadas en redes BAN:

Tecnología	Banda de frecuencias	Tasa de transmisión (b/s)	Método de acceso múltiple	Área de cobertura (metros)	Topología de red
UWB	3.1~10.6 GHz	480 M	CSMA/TDMA	< 10	Estrella
Bluetooth de bajo consumo	2.4 GHz ISM	1 M	FH + TDMA	10	Estrella
ZigBee	ISM	250 K	CSMA	30 ~ 100	Estrella/malla

Tabla 11. Una comparación de las tecnologías usadas en BAN

➤ Bluetooth

La tecnología Bluetooth fue diseñada como un estándar de comunicación inalámbrica de corto alcance, además es utilizado para conectar una variedad de dispositivos personales apoyando la transmisión de datos y algunas aplicaciones de voz. Como una tecnología WPAN, dos o más (hasta ocho) dispositivos Bluetooth pueden formar una red de corto alcance llamada piconet, donde los dispositivos se sincronizan con un reloj común y con secuencia de saltos en el mismo canal físico. El reloj piconet es idéntico al reloj Bluetooth del dispositivo maestro que une a los nodos en la piconet, mientras todos los demás dispositivos sincronizados se conocen como esclavos.

Se utiliza una topología en estrella. Los dispositivos Bluetooth operan en la banda ISM de 2.4 GHz, utilizando salto de frecuencia entre 79 canales de 1 MHz a una tasa nominal de 1600 saltos por segundo para reducir la interferencia. Tiene una cobertura de 1 a 100 m. El estándar Bluetooth actual, es decir, la versión 2.0 + EDR, es compatible con una velocidad de datos máxima de 3 Mbps.

➤ Bluetooth de bajo consumo (Wibree)

La tecnología Bluetooth de bajo consumo energético, anteriormente conocido Wibree, ofrece ultra-bajo consumo de energía y de costos, y reduce al mínimo la diferencia entre Bluetooth y en sí mismo. Introducido en 2004 por Nokia, Bluetooth LEE fue diseñado para conectarse de forma inalámbrica a dispositivos de pequeño tamaño con terminales móviles. Estos dispositivos son a menudo demasiado pequeños para soportar un consumo de energía como el de una radio Bluetooth estándar, pero son opciones ideales para las aplicaciones de supervisión de la salud.

El Bluetooth de baja potencia se dice que tiene hardware optimizado en radio, lo que significa que su gran diferencia con Bluetooth se encuentra en el transceptor de radio, el procesamiento digital de señales de banda base, y el formato de paquete de datos. La tecnología Bluetooth de bajo consumo energético se espera que proporcione una tasa de transmisión de hasta 1 Mbps. Con el uso de menos canales para la sincronización de los dispositivos, produce que la sincronización se pueda hacer en unos pocos milisegundos en comparación con los segundos de Bluetooth, esto beneficia la latencia crítica en aplicaciones de las BAN (por ejemplo, generación de alarmas y respuesta de emergencia) y aumenta el ahorro de energía. Los productos Bluetooth de bajo consumo se pueden clasificar en dos grupos: chips de modo dual y chips independientes. Como sus nombres indican, los chips independientes tienen la intención de estar equipados con sensores y actuadores, y hablar entre sí solamente, mientras que los chips en modo dual estarán equipados con un servidor personal (por ejemplo, un teléfono inteligente) y también serán capaces de conectarse con dispositivos Bluetooth tradicionales. Al igual que Bluetooth, la tecnología Bluetooth de bajo consumo energético funciona con una pila de protocolos más simple y con enfoque de corto alcance, las redes se configuran en estrella, sin complicados algoritmos de enrutamiento.

➤ **ZigBee e IEEE 802.15.4**

En la actualidad el estándar de radio más ampliamente utilizado en las redes BAN es el IEEE 802.15.4 (Zigbee), que se apoya en su consumo de energía muy bajo, por lo que es potencialmente una tecnología rentable. El estándar IEEE 802.15.4 define cuatro estructuras de trama: trama Beacon, trama de datos, trama de confirmación y trama de comandos MAC. Para la transferencia de datos, existen tres tipos de transacciones: a partir de un coordinador a un dispositivo, de un dispositivo a un coordinador, y entre dos dispositivos iguales. Las transferencias de datos son completamente controlados por los dispositivos y no por el nodo coordinador. Un dispositivo o bien transfiere los datos al coordinador o el coordinador pregunta para recibir los datos, de acuerdo con la tasa definida por la aplicación. Esto proporciona la función de conservación de energía de la red ZigBee/IEEE 802.15.4, ya que el dispositivo puede dormir siempre que sea posible, en lugar de mantener su receptor continuamente activo.

Zigbee puede sufrir interferencias con las transmisiones de WLAN. La red BAN funciona a 2.4 GHz y sufre de pérdidas significativas y muy variables cerca del cuerpo humano causando un desempeño insatisfactorio con ZigBee. Una preocupación adicional con ZigBee es que la velocidad máxima de datos es de sólo 250 kbps lo que es insuficiente para apoyar a la red BAN en tiempo real a gran escala.

Los dispositivos ZigBee/IEEE 802.15.4 pueden funcionar en tres bandas ISM, con tasas de transmisión que van de los 20 kbps a los 250 kbps.

ZigBee es compatible con tres tipos de topologías, de estrella, de árbol y malla. ZigBee tiene la ventaja de proporcionar enrutamiento multi-hop, ya sea en una topología de árbol o una topología de malla. Como resultado, la cobertura de la red BAN puede ampliarse.

Esta tecnología puede tener una buena oportunidad de ser adoptada en el ámbito de la automatización de casas, industriales y de control, mientras que en el área de la conexión de dispositivos periféricos de baja potencia en todo el cuerpo humano, por ejemplo relojes, dispositivos relacionados con la salud y sensores de monitores deportivos, la tecnología Bluetooth de bajo consumo energético posee un mayor potencial a ser ampliamente utilizado, debido a su asociación con Bluetooth, así como un menor costo y menor consumo de energía.

➤ **Banda Ultra Ancha (UWB) e IEEE 802.15.6**

De acuerdo con la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC), UWB se refiere a cualquier tecnología de radio que tiene un ancho de banda de transmisión superior a 500 MHz o 20% de la frecuencia central.

La FCC también regula el uso sin licencia de UWB en la banda de 3.1~10.6 GHz teniendo una potencia de emisión y una relativamente baja densidad espectral. Esto conduce a la idoneidad de las aplicaciones de UWB en ambientes de corto alcance y bajo techo, y en entornos sensibles a las emisiones de radiofrecuencia, por ejemplo, en un hospital. Los productos comerciales basados en UWB proporciona velocidades de datos muy altas, por ejemplo, en "Certified Wireless USB" hay dispositivos que funcionan a velocidades de hasta 480 Mbps, permitiendo a corto plazo aplicaciones

multimedia inalámbricas, tales como monitores inalámbricos, audio digital inalámbrico y reproductores de vídeo.

Estos dispositivos multimedia pueden ser conectados de forma inalámbrica a la red BAN, o pueden ser ellos mismos nodos portátiles BAN. UWB es una tecnología ideal para la localización precisa, que complementa al Sistema de Posicionamiento Global (GPS) en el interior para el seguimiento de una red BAN. Al mismo tiempo, las preocupaciones por la energía electromagnética absorbida por el tejido humano a partir de circuitos de RF situados en estrecha proximidad significa que los dispositivos BAN generan la necesidad de emplear baja potencia de transmisión y bajos ciclos de trabajo de transmisión. En este sentido UWB supera a los métodos convencionales de transmisión y es por eso que atrae mucha atención.

En el estándar emergente para la red BAN, el IEEE 802.15.6, es probable que se emplee UWB, de acuerdo con las recientes propuestas y actas de las reuniones. La norma tiene la intención de dotar de electrónica de nueva generación en estrecha proximidad a, o dentro del cuerpo humano. Sin embargo, el plazo para la comercialización de productos que incorpora esta norma sigue siendo desconocido.

2.4.6 Seguridad y privacidad de los datos

Hay una serie de temas recurrentes que se producen constantemente en el ámbito de la privacidad con respecto a la proliferación de dispositivos inteligentes inalámbricos, tales como las redes de sensores corporales. Estos se enumeran a continuación. Es imperativo que la política y la legislación de protección de estas áreas ofrezcan garantías a los consumidores.

- **Vigilancia.** Debido a que la tecnología inalámbrica utiliza ondas de radio que son invisibles para el ojo humano es posible disponer de dispositivos implantados en las zonas donde estén ocultos. Ejemplos de ello son por debajo de pisos o techos, detrás de las paredes, etc., estos lectores pueden recopilar datos de algún individuo, desconocidos para el afectado.
- **Asociación.** La preocupación es que una persona podría estar asociada con, por ejemplo, un ECG, en este caso el paciente podría estar tomando un medicamento para el corazón en particular y por ello ser víctima de una

comercialización agresiva. O un paciente con SIDA pueden sufrir exclusión social basada en su estado de salud.

- Perfilado. Surge de la asociación, la preocupación aquí es que en los perfiles completos de una persona pueden ser acumulados los gustos, disgustos, el estado de salud, las alianzas políticas, etc. Una gran preocupación es que esta información podría ser usada para fines de subterfugio es decir, el chantaje.
- Para compartir datos "Una gran base de datos". Se plantea la cuestión de los límites de una red de sensores inalámbricos. ¿Dónde termina el intercambio de datos y quién posee los datos una vez que son utilizados? ¿Quién ha sentido en mi información de su base de datos y cómo se está usando? A pesar de las seguridades dadas por los proveedores de servicios, el consumidor tiene el dilema, ¿cómo puedo saber que los datos no se comparten con agencias a las que no haya dado mi consentimiento? La respuesta se reduce a la confianza y esto es algo que muy a menudo los consumidores no tienen cuando se trata de organizaciones gubernamentales.
- Impacto del Trabajo. Las tecnologías inalámbricas de sensores están a punto de transformar los procesos manuales, tal como se encuentran en los entornos sanitarios y proporcionar un mayor nivel de automatización. Esto podría implicar la reducción de la fuerza de trabajo en ciertas áreas o tal vez el rediseño de las fuerzas de trabajo a otras áreas. Este será un tema muy sensible, especialmente cuando los sindicatos sean fuertes.

2.4.7 Fiabilidad y estabilidad

Un reto importante en las redes de sensores inalámbricos, en general, hasta la fecha es la manera de garantizar que la comunicación sea fiable y robusta. La fiabilidad se puede definir como la capacidad de la red para garantizar la transmisión de datos segura en un estado de cambio continuo de la estructura de red.

En las típicas redes inalámbricas ad hoc, la fiabilidad y la escalabilidad están siempre en contraposición. En otras palabras, se hace más difícil de construir una red ad hoc fiable cuando se aumenta el número de nodos. Esto es debido a la sobrecarga de la red que viene con el aumento del tamaño de la misma. En las redes ad hoc, la red se forma sin ningún tipo de topología o forma predeterminada. Por lo tanto, cualquier nodo que

desea comunicarse con otros nodos necesita generar más paquetes de control que sólo los paquetes de datos. Estos paquetes adicionales son generalmente llamados "paquetes de control" o "sobrecarga de la red". El aumento de gastos es inevitable en una red de sensores inalámbrica a mayor escala para mantener las vías de comunicación intactos. En las típicas redes ad hoc, la sobrecarga se incrementa exponencialmente a medida que crece el tamaño de la red. Otras cuestiones, como la capacidad de respuesta y la movilidad también se encuentran en una relación inversa con la eficiencia.

Para redes más pequeñas como una de vigilancia de salud personal y en redes donde hay una cantidad relativa de los nodos estáticos, estos efectos se reducen al mínimo, sin embargo, para las grandes redes como en un ambiente de hospital, donde muchos de los nodos pueden estar presente, y además puede haber una gran cantidad de movilidad, los problemas de la seguridad y la fiabilidad son de suma importancia para asegurar la transferencia de datos fiable.

2.4.8 Interoperabilidad

Si bien la cobertura de una BAN se limita a unos 2 m, puede interoperar con otras redes inalámbricas para ampliar en gran medida su área de cobertura, facilitando la conectividad entre los dispositivos sensoriales y el mundo exterior, como se muestra en la Figura 18.

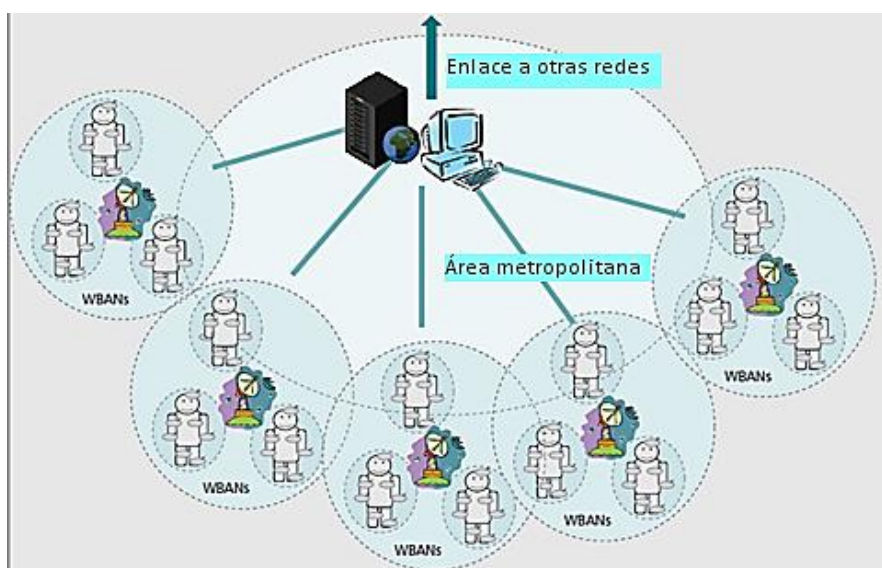


Figura 18. Conexión WBAN al mundo y el almacenamiento de datos global de gestión e intercambio.

Esto permite que las alarmas de emergencia se generen a nivel local y remoto, y que la monitorización, almacenamiento de datos y capacidades de gestión puedan ser apoyados en una plataforma de computación de mayor capacidad en un lugar distante. Estos servicios pueden ser proporcionados sobre la base de estrategias de inserción o extracción. Una tendencia mundial para la interconexión de redes de datos es el uso de la propiedad intelectual. Paquetes de BAN se pueden traducir en datagramas IP por una puerta de enlace en el borde de una BAN. En particular, una puerta de enlace puede ser un teléfono inteligente equipado con múltiples interfaces de red, lo que permite al propietario interactuar con su BAN y sus datos hacia cualquier parte del mundo. Las tecnologías de comunicación existentes, tales como servicios de mensajes cortos (SMS), servicios generales de radio por paquetes (GPRS), y servicios de correo electrónico también pueden ser utilizados para acelerar o para ayudar a la transferencia de datos. Otro enfoque es el de integrar de forma nativa el protocolo IP en paquetes WBAN; dando como resultado que la infraestructura de red subyacente será transparente a las aplicaciones. Hay proyectos en curso encaminados a este objetivo, tales como Bluetooth Perfil Personal Area Networking, bajo IPv6 sobre redes inalámbricas de área personal (Power 6LoWPAN) e IP for Smart Objects (IPSO). La ZigBee Alliance, recientemente, también anunció su decisión de incorporar las normas de la IETF en sus especificaciones. El acceso omnipresente y la conectividad de las redes BAN en la red global requiere no sólo de apoyo de la infraestructura de red, sino también implementaciones de software de bajo consumo y bajo impacto-para el enrutamiento, control de flujo/error, llamadas a procedimientos remotos, gestión de base de datos e interfaz de usuario. Recientemente, las interfaces de usuario están cada vez más proporcionadas a través de portales Web 2.0, teniendo en cuenta el fácil acceso a sus servicios y fuertes características interactivas.

El principal problema es la falta de un estándar para el formato de datos de alto nivel. Si bien los métodos de transferencia de paquetes de datos se definen en estándares de bajo nivel, el método y el formato de los datos enviados fuera de la red generalmente no lo está. Cómo se entregan los datos a una aplicación se deja en manos del desarrollador. Diferentes desarrolladores producen diferentes soluciones por lo tanto el problema de la interoperabilidad se hace presente.

Las principales iniciativas de estándares relativos a las redes de sensores corporales se mencionan a continuación:

- ISO / IEEE 11073. Estándares de datos de bajo nivel (Bus de Instrumentación Médica). Define Plug and Play para 10 dispositivos, incluyendo pulso Ox, presión arterial y monitor de glucosa.
- IEEE P1451. Dirigido a la realización de "plug and play" para dispositivos transductores (sensor) que son independientes de la red.
- Continua Alliance. Alianza líder en el sector en cuestión, con la visión de un alto nivel de interoperabilidad entre los diferentes dispositivos de salud personales. El objetivo es tener los certificados de los dispositivos que aseguren al consumidor que se tenga interoperabilidad entre estos.
- La iniciativa IHE. Se ocupa de la interoperabilidad de extremo a extremo entre los sistemas de salud generales, tales como imágenes médicas, radiología y de los sistemas informáticos de los hospitales.

2.5 Aplicaciones y proyectos de Redes BAN

Existen varios grupos de trabajo desarrollando redes de área corporal. Las aplicaciones de las redes BAN varían de acuerdo con el tipo de sensores utilizados. A continuación se presentan algunos de los proyectos para el diseño de estos sistemas, agrupados de acuerdo con sus diferentes ámbitos de aplicación tales como unidades de salud/bienestar, de vigilancia, militares y de entrenamiento deportivo.

2.5.1 Monitorización sanitaria remota

Según la Oficina del Censo de los EE.UU., la población mundial de personas mayores de 65 años se espera que sea más del doble de la actual en 2020, y más del triple en 2050. Por otra parte, más de mil millones de personas en el mundo hoy en día tienen sobrepeso y al menos 300 millones de ellos son clínicamente obesos, mientras que más de 600 millones de personas en todo el mundo tienen enfermedades crónicas, según ha informado un estudio de la Organización Mundial de la Salud. Las estadísticas también han confirmado la tendencia de las mujeres que tienen hijos por primera vez en etapas adultas.

Las redes WBAN extienden la vigilancia “en cama” convencional a la monitorización ambulatoria, proporcionando un punto de atención a los pacientes, los ancianos y los niños en los escenarios como hospitales y hogares. Monitorización, diagnóstico autónomo, alarma y servicios de emergencia, así como la gestión de bases de datos electrónicas de registro de pacientes pueden ser integrados en un solo sistema para servir mejor a la gente.

Diversos proyectos de investigación han producido dispositivos implantables o portátiles para pacientes discapacitados, personas de la tercera edad, mujeres embarazadas y recién nacidos.

➤ **Proyecto WEALTHY (Wearable Healthcare Systems for Vital Signs Monitoring)**

El objetivo principal de WEALTHY es la creación de un sistema de vigilancia de salud más cómodo para los pacientes.

Esto se basa en una interfaz portátil, implementada por la integración de sensores inteligentes (en textiles y la forma de hilo), técnicas avanzadas de procesamiento de señales y sistemas modernos de telecomunicaciones sobre una plataforma de productos textiles y el desarrollo de un sistema de monitorización para la gestión local de datos.

Las principales áreas de enfoque son la asistencia de pacientes cardíacos durante su rehabilitación y también la colaboración hacia los trabajadores y profesionales sujetos a un considerable estrés físico y psicológico y/o riesgos de salud ambiental y profesional. Conductores y materiales piezorresistivos en forma de fibras e hilos están integrados en una prenda que se utiliza como sensor y como elementos de un electrodo. La grabación simultánea de los signos vitales permite la extrapolación de los parámetros que contribuye a generar mensajes de alerta. Los textiles fabricados permiten la realización de prendas portátiles con dispositivos inalámbricos y capaces de registrar señales fisiológicas, para ser utilizado durante la actividad rutinaria, se usan en lugar de una prenda clásica sin incomodidad alguna para el usuario, como se observa en la Figura 19.

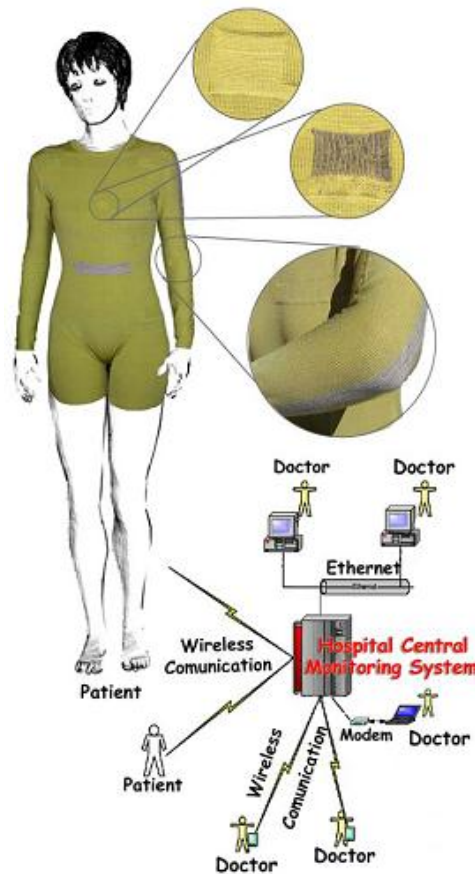


Figura 19. Sistema WEALTHY

➤ **Proyecto MyHeart**

MyHeart tiene como objetivo la lucha contra desórdenes cardiovasculares mediante un estilo de vida preventivo y un diagnóstico precoz. Para la medición continua de los signos vitales los sistemas electrónicos y sensores se han desarrollado e integrado en telas funcionales. Los Textiles con contactos corporales son muy molestos debido a que se producen efectos adversos por el movimiento y la postura general del cuerpo. El proyecto MyHeart se preocupa en buscar el problema y sugerir soluciones que puedan dar toda la comodidad y la practicidad de los sensores basados en textiles, pero con la robustez de una señal fuerte. Este sistema mide ECG, la respiración y aceleración a través de sensores en el cuerpo. Además, la conversión analógico-digital de las señales del sensor debe hacerse lo más cerca posible al sensor para optimizar la calidad de la señal, garantizar una mayor fiabilidad y optimizar la transmisión y el uso de ancho de banda. Los datos de los sensores se almacenan y envían de forma inalámbrica (vía Bluetooth) al servidor personal.

MyHeart utiliza un sistema electrónico que se coloca en un bolsillo lateral de la prenda. Debe ser retirado antes de lavar la prenda. Este método tiene la ventaja de que la electrónica no necesita un sello impermeable, sin embargo, requiere un conector para los sensores basados en la prenda que es manejado por un usuario inexperto así, en cierta medida, se puede decir que esta solución tiende a ser más práctica y útil, como se observa en la Figura 20.



Figura 20. Sistema MyHeart

➤ Proyecto STELLA

Los sensores de contacto directo con la piel permiten una capacidad de medición completa, además de una mayor comodidad puesto que el sensor no sólo será flexible, sino también de naturaleza elástica y suave al tacto. En el proyecto STELLA el desarrollo de tales soportes elásticos y suaves al tacto, incluyendo el montaje de dispositivos electrónicos en estos sustratos se propone. Se han desarrollado procesos para producir un patrón conductivo estirable que puede estar compuesto de cableado impreso, cableado discreto, o una combinación de los mismos formado en una disposición predeterminada sobre un sustrato común de base estirable. El tacto suave se logra mediante el uso de materiales de base con una química diferente a la que se utiliza hoy para sustratos flexibles, como se observa en la Figura 21. Los métodos de montaje para los componentes y su interconexión, basado en las técnicas existentes tendrán que ser adaptados.

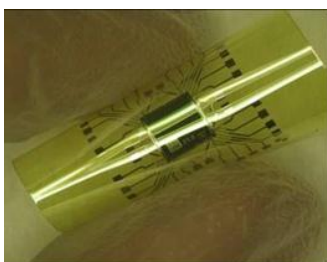


Figura 21. Sensor de sustrato flexible

➤ **Proyecto CONTEXT**

El objetivo del proyecto CONTEXT fue crear un sistema donde diferentes tipos de sensores sin contacto (directo con el cuerpo) se incorporan en productos textiles para ser utilizado en la monitorización continua de los individuos. Sensores sin contacto se han desarrollado con el propósito de medir la electromiografía (EMG) y las señales de electrocardiografía (ECG).

Los sensores investigados en este proyecto consisten en verdaderos electrodos de sensores textiles que recogen las señales eléctricas del corazón y la miniaturización de la electrónica de pre-procesamiento dentro del sensor el cual está conectado a un sustrato textil que contiene las estructuras conductoras de hilo para la transmisión de datos y de alimentación. La arquitectura del sistema y equipos dedicados de procesamiento de datos fueron diseñados. Un prototipo de viabilidad fue creado en forma de un chaleco el cual contiene matrices bidimensionales de sensores integrados en un sustrato textil conductor, capaces de monitorizar la actividad muscular y el estado de tensión psicológica de la persona que lo lleva.

Las nuevas estructuras textiles (Figura 22) se caracterizan por una alta flexibilidad mecánica y resistencia a la ruptura, por lo tanto ofrecen una muy buena fiabilidad y durabilidad. Estas estructuras ofrecen la posibilidad de una integración completa de textiles con una mejora sustancial de la comodidad de uso.

Una de las ideas que se han desarrollado dentro del proyecto es un concepto para su aplicación en el deporte: un dispositivo portátil que mide los aspectos del éxito del hockey y lo traduce en información que es relevante para el usuario.



Figura 22. Estructura textil utilizada en el proyecto CONTEXT

➤ Proyecto OFSETH

El proyecto OFSETH está investigando el uso de las tecnologías de fibra óptica integrados en productos textiles con el propósito de medir diversos signos vitales como el ECG, la respiración y los niveles de oxidación del pulso.

El uso de sistemas ópticos ofrece algunas ventajas sobre las eléctricas sobre todo en áreas tales como la monitorización del paciente (resonancia magnética) y situaciones en las que el paciente está en constante movimiento. Tiene la ventaja de estar libre de corrientes eléctricas e interferencias y no causará calentamiento alguno del propio tejido (un área que es de cierta preocupación para los dispositivos eléctricos en particular, donde el aumento de los niveles de potencia es muy común). El proyecto OFSETH todo se verá en el uso de fibras ópticas de polímero (POF) a través de las fibras estándar a base de silicio. Un aspecto importante será la portabilidad y la comodidad del sistema prototipo final.



Figura 23. Fibra óptica dentro de un vendaje elástico

➤ ALARM-NET

Es una red de monitorización de vida asistida y residencial para la adaptación omnipresente del cuidado de la salud, está basado en redes de sensores inalámbricos para la monitorización de vida asistida y residencial. Fue desarrollado en la Universidad de Virginia. Se integran sensores ambientales y fisiológicos en una arquitectura escalable y heterogénea. El sistema dispone de gestión de energía, políticas de privacidad dinámicas, y la asociación de datos. La comunicación está asegurada de extremo a extremo para proteger información médica y operacional sensible.

De manera similar a los sistemas descritos anteriormente, ALARMA-NET realiza monitorizaciones de los datos ambientales y fisiológicos de los individuos en sus lugares de residencia, con especial atención a los dominios de vida asistida y médicos. A diferencia de otros sistemas, ALARMA-NET incorpora un ritmo de actividad

circadiana (CAR) (el cual provee monitorización las 24 horas) y un módulo de análisis de los patrones que aprende de la vida cotidiana de los individuos el cual influye en el sistema y los protocolos de red para la gestión de la energía y la privacidad. Por ejemplo, la configuración dinámica de normas de privacidad cuando se presenta un comportamiento que es crítico para su salud y donde el personal médico autorizado pueda acceder a los datos vitales. Adicionalmente, el CAR permite la gestión avanzada de energía mediante la previsión de que los sensores deben mantenerse activos y que puede ser desactivado temporalmente con el fin de conservar la energía de acuerdo con los hábitos de la persona. Un aspecto muy interesante es la función de consulta que permite a las personas adecuadas (médicos o enfermeras) acceder a la información sujeta a las reglas de privacidad.

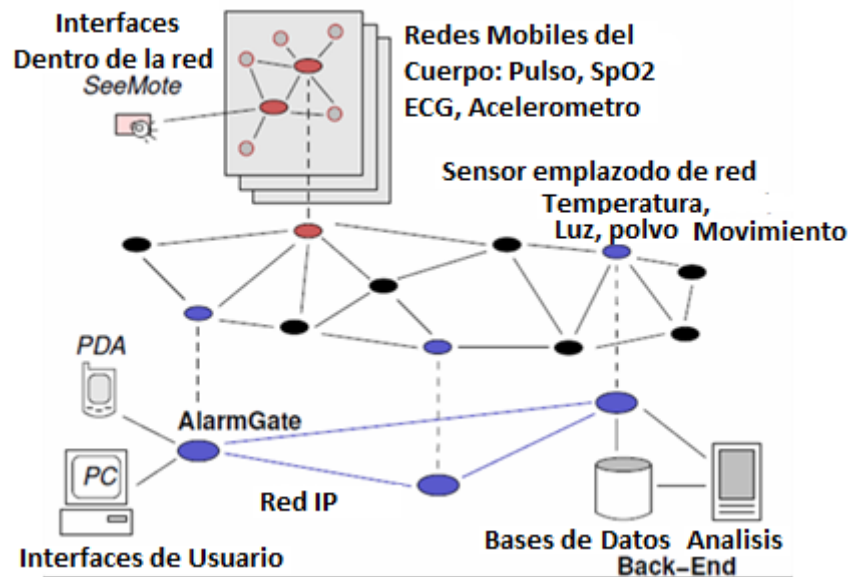


Figura 24. Arquitectura del sistema y componentes de ALARM-NET

➤ **CodeBlue**

El sistema CodeBlue fue desarrollado en la Universidad de Harvard, es un prototipo de sistema diseñado para tener redes de sensores corporales más allá de la etapa de laboratorio/prototipo y que el sistema sea utilizado en entornos clínicos reales. El sistema CodeBlue es una combinación de hardware y software la cual proporciona protocolos para la detección de dispositivos y de enrutamiento multihop, así como una interfaz de consulta para la vigilancia médica. El sistema ha desarrollado sensores como ECG, oxímetro de pulso y sensores de movimiento sobre la base de MicaZ entre otras plataformas. Las pruebas han incluido una red de 30 nodos y ha demostrado la

escalabilidad y robustez (con diferentes parámetros del sistema como el número de consultas y las tasas de datos). CodeBlue también demuestra la robustez y fiabilidad con la movilidad. El equipo de CodeBlue está colaborando con varios hospitales y grupos de investigación médica.



Figura 25. Sensor EMG y de movimiento

➤ iShoe

La tecnología iShoe se está probando en un pequeño grupo de pacientes. El actual modelo está equipado para diagnosticar problemas de equilibrio, pero futuras versiones podrían ayudar a corregir estos problemas proporcionando estimulación sensorial a los pies cuando el usuario este en una mala postura. Esta tecnología se desarrolló originalmente la tecnología para ayudar a la NASA a monitorizar problemas de equilibrio en los astronautas que regresan del espacio. Sin embargo, el equipo reconoció una base de aplicación más amplia, como para las personas mayores en situación de riesgo de fractura de cadera.

La plantilla iShoe mide y analiza la distribución de la presión del pie del paciente la cual es almacenada para ser analizada por un profesional de esta área. El dispositivo también puede ser equipado con una alarma que alertara a miembros de la familia cuando se ha producido una caída.



Figura 26. Prototipo iShoe

➤ The Berkeley Tricorder: Vigilancia de la salud ambulatoria

El enfoque de este sistema ha sido desarrollar un dispositivo ambulatorio altamente integrado que reduce el costo y mejora la fiabilidad al reducir el número de componentes necesarios para una buena medición.

Mediante el desarrollo de un dispositivo robusto, de bajo costo capaz de enviar telemetría remota a través de la red celular, se espera mejorar la telemedicina en las localidades remotas. El conjunto de características de este dispositivo es comparable a un monitor de un paciente en un hospital.

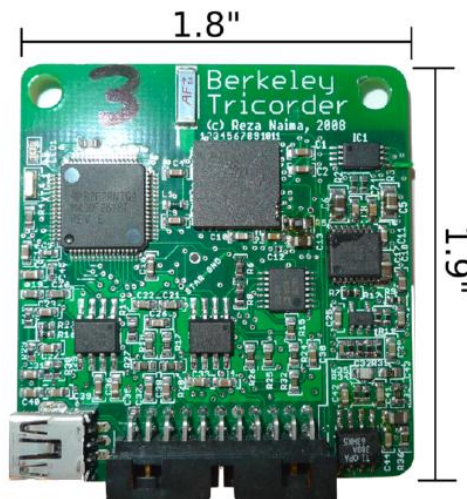


Figura 27. Dispositivo Berkeley Tricorder

El objetivo principal de este sistema es producir un dispositivo altamente integrado que registra varios parámetros de salud reduciendo al mínimo el tamaño y costo. Además el sistema incluye lo siguiente:

- Un medio de almacenamiento de datos de por lo menos 24 horas, y la capacidad de transferir los datos desde el dispositivo.
- Un medio de telemetría remota para visualización en tiempo real de datos.
- Una forma cómoda de usar el dispositivo, oculto bajo la ropa.

Se ha decidido incorporar cinco modalidades (Tabla 12) basadas en la retroalimentación de los médicos.

Modalidad	Frecuencia de muestreo	Bits/muestra
ECG	256 Hz	12
EMG	256 Hz	12
Bioimpedancia	256 Hz	12 Fase; 12 Magnitud
Aceleración (3-ejes)	256 Hz	8/eje
Oxigenación de la sangre	256 Hz	15

Tabla 12. Resumen de los parámetros del dispositivo

A continuación se presentan los elementos que forman parte de este sistema:

A. Microprocesador

Utiliza un microprocesador (MCU) que proporciona múltiples entradas rápidas y de alta precisión de DC para la adquisición de datos, así como un convertidor analógico/digital (CAD) para la implementación del SpO₂ (oxigenación de la sangre). Se necesitaron interfaces seriales múltiples (UART, SPI, I2C), un DSP para el filtrado digital y un bajo consumo de energía para extender la vida de la batería. El diseño actual utiliza el MSP430F2618 de Texas Instruments que es rápido (16 MHz), y cuenta con memoria RAM de gran tamaño (8 kb).

B. Almacenamiento de Datos

Las modalidades de detección pueden generar hasta 823 MB de datos en 24 horas, como se muestra en la Tabla 13. La disponibilidad de las tarjetas microSD de bajo costo no sólo proporciona muchos gigabytes de almacenamiento de datos, sino que también permite la transferencia rápida de datos a una computadora personal conectando la tarjeta directamente a la computadora.

Modalidad	Bytes/segundo
ECG	768
EMG	768
Aceleración	2304
SpO ₂	2304-4608
Bioimpedancia	1536
Fecha y hora	6
Sincronización	3
Total	7689-9993 Bytes/segundo

Tabla 13. Modalidades y datos generados

C. Bluetooth

Incorpora un chipset BlueCore3 directamente; eligieron Bluetooth para satisfacer las necesidades de telemetría además de las siguientes razones:

- Alto nivel de penetración en los dispositivos de consumo tales como teléfonos móviles y ordenadores portátiles.
- Perfiles estandarizados (transferencia de audio, de archivos, acceso telefónico a redes, etc) que no requieren ningún esfuerzo de desarrollo adicional.
- Alta velocidad inalámbrica (Bluetooth v1.3 con 1 Mbps).
- Menor consumo de energía por bit.

D. Oxigenación sanguínea

La oxigenación sanguínea se calcula haciendo pasar la luz a dos frecuencias diferentes a través de la piel del sujeto, y midiendo la cantidad de luz absorbida. Teniendo en cuenta que la sangre oxigenada y desoxigenada absorbe diferentes frecuencias de luz, con esto se puede calcular el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre.

Decidieron hacer el desarrollo y las pruebas iniciales con un sensor de reflexión comercial SpO₂ fabricados por Nellcor. El diseño se basa en un circuito capaz de iluminar uno de los dos LED con una corriente constante y la medición de la cantidad de luz recogida a partir de un fotodiodo PIN cerca. Es crítico para conducir los LED en una corriente constante para evitar el ruido de acoplamiento de suministro en la señal recibida.

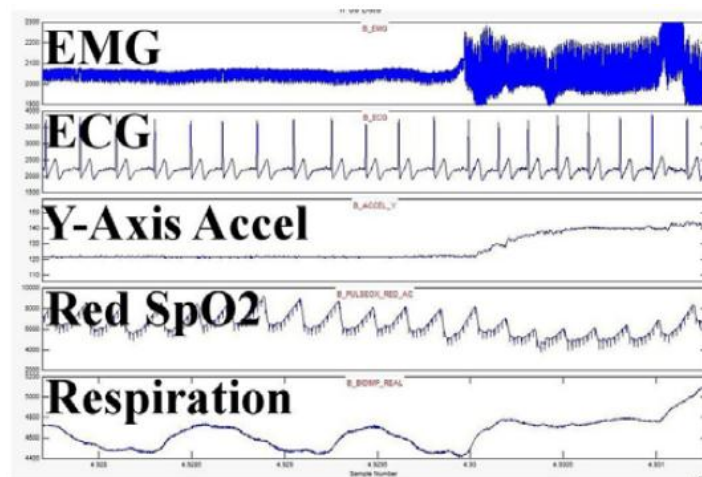


Figura 28. Datos obtenidos por el dispositivo

E. ECG

En el ECG se requiere un filtro paso alto (HPF) para mantener la señal centrada. Se comenzó con dos etapas de HFP que resultaron ser suficiente para mantener la señal centrada. Sin embargo, las pruebas posteriores revelaron que la interferencia de radiofrecuencia (RFI) esporádicamente dañaba la señal, sobre todo durante el movimiento, para resolver este problema, se añadió un filtro RFI. En la implementación final se ha encontrado que es robusto y relativamente inmune a los efectos del movimiento. La Figura 29 muestra la calidad de la señal del ECG, mientras que el sujeto fue sometido a un movimiento significativo.

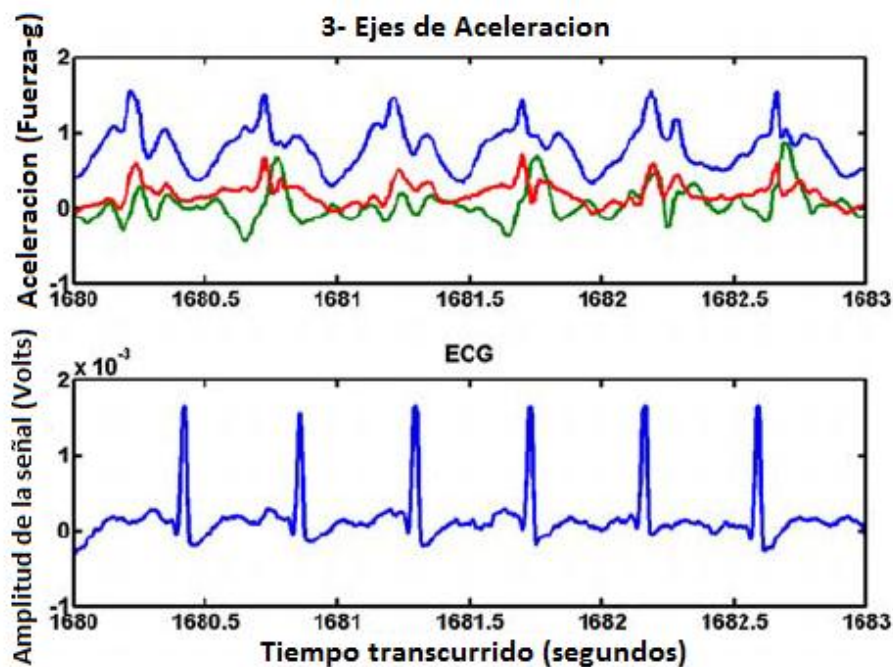


Figura 29. La señal del ECG (grafico inferior) capturados en el sujeto en movimiento (gráfica superior)

F. EMG

El interés inicial en un sensor de EMG fue medir tensión en la espalda mediante la medición de la actividad muscular como una aproximación para el estrés. El amplificador elegido demuestra una ganancia de roll-off a partir de 300 Hz, y permite muestrear la señal a un ritmo más lento. Esto es suficiente para medir el nivel general de la actividad muscular (Figura 28, parte superior).

G. Respiración (Bioimpedancia)

La monitorización de la respiración es importante en un gran número de casos. Es de vital importancia para controlar la respiración en los pacientes con problemas cardiopulmonares, como la insuficiencia cardíaca congestiva. También es útil en el diagnóstico de una serie de condiciones como el síndrome de respuesta inflamatoria sistémica (SIRS). Encontraron que la Bioimpedancia es un indicador muy fiable de la tasa de respiración.

Una señal de alta frecuencia sinusoidal (50 kHz) se utiliza de modo que los efectos de la impedancia de la piel se reducen al mínimo mediante el acoplamiento capacitivo. Eligieron una corriente de 350 μ A a 50 kHz con el fin de obtener una buena señal. Utilizando un par de electrodos conectados a un amplificador diferencial de alta impedancia, se puede medir con precisión la diferencia de voltaje entre los electrodos, que está directamente relacionado con la impedancia entre esos puntos. La etapa de salida consistió en un voltaje al circuito de corriente seguido por un condensador de bloqueo de CC 3.3 nF. La etapa de entrada utiliza los electrodos de ECG, pasa la señal a través de un filtro RFI a un amplificador diferencial programable que alimenta la señal amplificada de nuevo a la AD593 (Dispositivo analógico). La magnitud de la impedancia es proporcional al volumen del pecho, y la respiración puede ser fácilmente vista como una variación de la impedancia (Figura 28, grafico inferior).

H. Movimiento (Aceleración)

La mayoría de los monitores de salud incorporar un acelerómetro. Con esto, se puede determinar la orientación del cuerpo, los niveles de actividad y llevar a cabo la detección de caída. Además, es muy fácil de implementar, de ahí su prevalencia. En este caso se utilizó un acelerómetro analógico de 3-ejes.

I. Arnés y Electrodos

El arnés (Figura 30) fue un prototipo inicialmente y luego se reprodujeron en un tamaño pequeño, mediano y grande a través de una empresa de fabricación local. El arnés está hecho de tela, y está diseñado para estirar sólo a lo largo. Tiene cosido

velcro en cada extremo lo que permite que la correa que se envuelve alrededor del torso del sujeto.



Figura 30. Arnés utilizado en el sistema

El dispositivo utiliza una batería de Ion de litio, los cables se encuentran dentro de la correa y los distintos electrodos están adheridos a ella.



Figura 31. Electrodo usado en el sistema Tricoder

2.5.2 Entrenamiento deportivo

La investigación reciente ha promovido el uso de acelerómetros colocados en diferentes áreas del cuerpo con el fin de identificar posturas y movimientos específicos. Con esta tecnología, los jugadores de diversos deportes, como de golf, fútbol y cricket pueden mejorar su rendimiento y evitar lesiones por posturas incorrectas.

➤ **Sistema Eco: Ultra-usable y Ampliable Plataforma Inalámbrica de Sensores**

Eco es un sistema desarrollado en la Universidad de California Irvine. Se trata de una plataforma de sensores autónoma, ultra portátil y extensible con sensores de 1 cm³, como se observa en la Figura 32. Las aplicaciones que se están probando dan mérito a su sentido práctico, entre las cuales se encuentran el control infantil y las artes (danza). Para su aplicación en las artes escénicas, la estación base convierte el flujo de datos en formato MIDI antes de enviarlos a un ordenador central.

Esto añade una nueva dimensión a bailar y permite a los bailarines extender su control en el escenario y de sus accesorios.



Figura 32. Sensor Eco

En esta aplicación, la plataforma Eco le permite a uno poner en práctica un sistema verdaderamente portátil (Figura 33) de redes de sensores inalámbricos corporales (BSN) y recoge datos de múltiples tipos de dispositivos de detección utilizando el mismo puerto de expansión. Además, el gran ancho de banda de Eco se da cuenta de la colección rápida de una cantidad no trivial de los datos de los dispositivos de detección. Además, el dispositivo equipado con WiFi contribuye al logro de una alta escalabilidad, que es esencial para el desempeño de un grupo de baile.



Figura 33. Red Eco

Para la aplicación de supervisión infantil, la plataforma Eco monitorea el movimiento espontáneo de los niños hiperactivos. Una forma de ayudar a los niños a crecer en cuanto al peso y la fuerza de los huesos es la aplicación de ejercicio asistida, aunque debe vigilarse de cerca para asegurar que los niños la realicen. Por lo tanto, los médicos necesitan métodos de control que son no invasivos. Su pequeño factor de forma y su peso permite a los niños usar los nodos de sensores en sus extremidades por lo que los médicos pueden monitorizar sus movimientos en tiempo real de una manera rentable sin el inconveniente de los sensores cableados.

2.5.3 Operaciones militares

Las redes BAN empleadas en operaciones militares tiene las siguientes funciones: asegurar la adecuada distribución y consumo de agua, la reducción de la probabilidad de daño corporal atribuido a condiciones ambientales adversas, tales como golpe de calor, y mejorar la calidad de atención médica en el caso de una lesión. Para alcanzar estos objetivos, el GPS y la información fisiológica del sensor se transmite a través de sistema de red BAN, cuyo diseño debe incluir los sensores fisiológicos, modelos predictivos, algoritmos e interfaces de usuario. La implantación de los sensores dentro de los cuerpos de los soldados también ayudará en la elaboración de estrategias de la batalla. El tiempo es un recurso valioso en campos de batalla, y pequeños errores pueden resultar en la muerte. Mediante el uso de estos sensores, un oficial militar puede controlar las posiciones de los soldados, vigilando si hay algún peligro cerca de su área circundante.

2.6 Retos y problemas de las Redes BAN

Las redes BAN presentan un rol sumamente importante en la comunicación de cuestiones relacionadas a la salud y otros asuntos de comunicaciones de corto alcance, debido a sus características manifiestan algunos retos y problemas particulares que a continuación se muestran.

- Integración con sistemas inalámbricos de reciente desarrollo: el rápido desarrollo de nuevas tecnologías de transmisión inalámbrica habilita el envío de gran cantidad de datos usando poca potencia, el principal ejemplo de esto es Bluetooth de Baja Potencia (Wibree), comparándolo con su contraparte ZigBee, Wibree ofrece un menor consumo en el contexto de las BAN, ya que utiliza una topología de un solo salto, un rango de cobertura pequeño y una amplia compatibilidad con la tecnología Bluetooth, debido a esto Wibree se perfila como la tecnología dominante en las aplicaciones de ultra bajo consumo del mercado de electrónica de consumo. La utilización de estas nuevas tecnologías en el desarrollo de las BAN está aún en infancia y se necesita una mayor investigación y desarrollo en esta área.

- Habilitar servicios avanzados de telesalud usando redes BAN: si la tecnología BAN llega a incorporar otras tecnologías como RFID, WSN o monitoreo de video, puede ofrecer servicios más inteligentes y así extender la capacidad del cuidado de la salud. Por ejemplo, algún paciente puede identificarse con RFID y así ser remitido a su proveedor de servicios sanitarios, cuando la identificación se realice con éxito, el proveedor del paciente puede hacer llegar los expedientes del mismo y además los sensores de la red BAN pueden enviar las señales fisiológicas a su proveedor de salud para continuar con su monitoreo.
- Avances en la tecnología de los sensores: las principales características de los sensores deben ser: facilidad de posicionamiento, ser no intrusivos y no incómodos, no requerir mucha preparación para ser posicionados y no requerir un posicionamiento preciso. Las nuevas generaciones de sensores deben tener las siguientes características: ser más confortables para los pacientes, para lograr esto los circuitos utilizados, los procesadores de señales, y los dispositivos de comunicación deben minimizar su tamaño y su consumo de energía, también se deben eliminar totalmente los cables. Por todo lo anterior se debe continuar la investigación en el plano de la optimización de la recolección, la digitalización, el empaquetamiento y la transmisión de las señales y el manejo de la potencia para maximizar la vida de la batería.
- Características físicas de los sensores, materiales y circuitos: Dado que los actuadores y sensores pueden ser implantados, su tamaño, factor de forma, y compatibilidad física son factores cruciales en su desarrollo, esto motiva la investigación en el campo de nuevos materiales. Al mismo tiempo existen preocupaciones por la energía electromagnética absorbida por el cuerpo debido a la situación de circuitos de RF dentro del mismo cuerpo, lo que obliga a la utilización de pequeñas potencias y ciclos de trabajo. En este sentido la tecnología UWB se muestra muy atractiva para su uso en redes BAN.
- Desarrollo y evaluación de los modelos del canal: el ambiente de propagación de las redes BAN ha sido estudiado extensivamente, sin embargo, permanece la necesidad de mejorar los modelos de propagación que ayuden a los investigadores a predecir con mayor eficiencia su comportamiento. Estos modelos del canal deben tener en cuenta la confiabilidad, la latencia, la

interferencia mutua, el consumo energético y la movilidad, para tener una arquitectura de red más efectiva y de esta manera tener mejores algoritmos de ruteo. Recientemente se ha desarrollado interés en realizar modelos del canal para UWB.

- Capa MAC y calidad de servicio (QoS): se deben desarrollar nuevos protocolos MAC que generen una menor utilización de recursos considerando que los componentes de las redes BAN usan un tamaño de paquetes pequeño. También se debe considerar que cuando existen ciclos de trabajo grandes, se afecta la QoS, por lo que se deben equilibrar los puntos anteriores para optimizar el desempeño. Otro asunto importante en la capa MAC es la heterogeneidad de los sensores, ya que estos difieren mucho en sus características como la capacidad de almacenamiento, consumo energético, etc., esto debe ser tomado en cuenta para el diseño de protocolos de capa MAC.
- Sincronización y calibración: En este sentido se han desarrollado varios trabajos en WSN, sin embargo, en BAN aún falta por hacer. Debido a que los sensores se encuentran distribuidos en un área, no utilizan una fuente de poder común, por lo que una calibración precisa entre todos los sensores es requerida. Una estrecha sincronización es necesaria cuando se miden los retrasos entre dos sensores que tienen distintos relojes, la sincronización entre diferentes relojes tiene un gran impacto en la precisión de la medición de los retrasos. En adición, una buena sincronización habilita una mayor rapidez en el cambio entre transmisión y recepción, y entre la entrada en acción de un nodo después de tener un momento de suspensión, lo que conlleva un ahorro de energía.
- Diseño de radios y canales múltiples: los mecanismos síncronos y asíncronos de la capa MAC pueden ser utilizados para la programación y la detección de colisiones en redes BAN que utilizan dos radios. Esta arquitectura es efectiva para ampliar la cobertura del sistema para una mayor área a expensas de incrementar la potencia utilizada y otros costos asociados. La arquitectura de dos radios es útil en situaciones en las cuales la potencia no es una preocupación y donde la utilización de un radio adicional es deseable para incrementar el desempeño del sistema.

- Problemas de suministro de potencia: todos los dispositivos componentes de las BAN requieren una fuente de poder para la recolección de datos, el procesamiento y la transmisión por lo que el desarrollo de fuentes de poder adecuadas se vuelve muy grande. La mayor parte de los nodos sensores tienen como fuente de poder las baterías, estas en algunos casos no pueden ser reemplazadas en nodos implantados, por lo que las técnicas de recargado de baterías remoto se hace muy importante. Adicionalmente se han desarrollado métodos de recolección de energía basados en movimientos corporales y calor corporal.
- Seguridad, autenticación y privacidad: los retos en la seguridad requieren unas técnicas efectivas y eficientes de autenticación, sistemas multimodales de autenticación que se basan en caras humanas, reconocimiento de manos y señales EEG se han desarrollado activamente en la industria y la academia. Estos métodos que son complejos pero distinguen las características del cuerpo humano, proveen un camino ideal para la autenticación de usuarios, pero esto también crea otros retos. Se pueden ajustar diferentes niveles de seguridad pueden ser identificados para distintas aplicaciones, con varias prioridades de seguridad y apropiadas medidas de protección de la privacidad.
- Estandarización: las preocupaciones principales en este sentido se han centrado en la interoperabilidad en dispositivos de telemedicina y dispositivos de redes BAN, como se ha hecho en el desarrollo del health level 7 y en el estándar ISO/IEEE 11073, sin embargo los monitores inteligentes basados en redes BAN requieren reglas estandarizadas para su interoperabilidad en ambientes externos como los ambulatorios.

3 MODELOS DE CANAL EN REDES BAN

Las redes de área corporal (BAN) han atraído mucha atención en aplicaciones médicas y de consumo. El grupo de trabajo IEEE802.15.6 identificó cuatro diferentes escenarios de comunicación entre los dispositivos: comunicación entre dispositivos dentro del cuerpo (implantable to implantable), comunicación entre dispositivos dentro del cuerpo con dispositivos sobre/fuera del cuerpo (implantable to on/off body), comunicación entre dispositivos sobre el cuerpo (on-body to on-body) y comunicación sobre el cuerpo hacia afuera del cuerpo (on-body to off-body).

Un paso importante en el desarrollo de una red inalámbrica de área corporal es la caracterización de la propagación de ondas electromagnéticas de los dispositivos que están cerca o dentro del cuerpo humano. La complejidad de la estructura de los tejidos humanos y la forma del cuerpo hacen que sea difícil implementar un modelo simple de pérdidas por trayectoria (PathLoss) para la BAN. Como las antenas para aplicaciones BAN se colocan sobre o dentro del cuerpo, el modelo de canal de una BAN debe tener en cuenta la influencia del cuerpo en la radio propagación.

El grupo de trabajo IEEE802.15.6 definió tres tipos de nodos:

- 1) **Nodo Implantado.** Un nodo que se coloca dentro del cuerpo humano. Esto podría ser inmediatamente por debajo de la piel o en el interior del tejido corporal.
- 2) **Nodo sobre el cuerpo.** Un nodo que se coloca sobre la superficie de la piel humana o a máximo 2 centímetros de distancia.
- 3) **Nodo externo.** Un nodo que no está en contacto con la piel humana (entre unos pocos centímetros y hasta 5 metros de distancia desde el cuerpo).

Para la comunicación en la superficie corporal, la distancia entre la transmisión y recepción de los nodos deberá considerar la distancia alrededor del cuerpo si el transmisor y el receptor no se colocan en el mismo lado en lugar de en línea recta a través del cuerpo. Esto permite la difracción de onda progresiva que será un parámetro importante a considerar. Para la comunicación con un nodo externo, la distancia entre el transmisor y el receptor debe ser de la zona del cuerpo a una

distancia aproximada de 3 metros. En algunos casos, el alcance máximo para dispositivos médicos será de 5 metros. La limitación de la potencia máxima para el dispositivo médico sobre el cuerpo se decidirá a partir de la regulación regional e internacional. La limitación de la potencia máxima para MICS (medical implant communications system) es:

- ETSI (European Telecommunications Standards Institute). La potencia de salida se establece en un máximo de 25 μW PRA (Potencia Radiada Aparente).
- FCC y el UIT-R. La potencia de salida se establece en un máximo de 25 μW PIRE (Potencia Isotrópica Radiada Efectiva), que es $\approx 2,2$ dB más bajo que el nivel de PRA.

Nota: El límite de 25 μW se aplica al nivel de la señal fuera del cuerpo (sistema de radiación total), esto permite que los niveles de potencia en implantes se puedan incrementar para compensar las pérdidas del cuerpo. La estructura del modelo de canal en escenarios que implican la superficie del cuerpo y el implante no es similar. El modelo de canal para el dispositivo de implante es fundamentalmente diferente.

3.1 Escenarios

Una lista de escenarios se puede identificar en la que pueden operar los dispositivos. Estos escenarios junto con la descripción y la banda de frecuencias se enumeran en la Tabla 14. Los escenarios se determina en base a la ubicación de los nodos de comunicación (Implante, en la superficie del cuerpo y externo). Los escenarios se agrupan en clases que pueden ser representados por los mismos modelos de canal (CM).

Escenario	Descripción	Banda de frecuencias	Modelo de canal
S1	Implantable to Implantable	402-405 MHz	CM1
S2	Implant to Body Surface	402-405 MHz	CM2
S3	Implant to External	402-405 MHz	CM2
S4	Body Surface to Body Surface (LOS)	13.5, 50, 400, 600, 900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM3
S5	Body Surface to Body Surface (NLOS)	13.5, 50, 400, 600, 900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM3
S6	Body Surface to External (LOS)	900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM4
S7	Body Surface to External (NLOS)	900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM4

Tabla 14. Lista de escenarios y su descripción

Los posibles enlaces de comunicación descritos anteriormente se muestran gráficamente en la Figura 34.

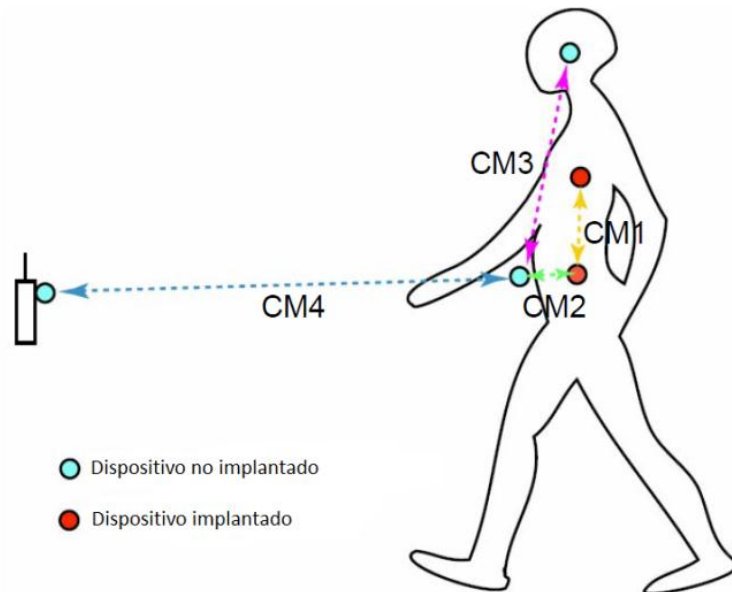


Figura 34. Posibles enlaces de comunicación para una red de área corporal

3.2 Efectos en las antenas

Una antena colocada en la superficie o el interior de un cuerpo será fuertemente influenciada por su entorno. El factor de forma de una antena será muy dependiente de los requerimientos de la aplicación. Para aplicaciones MICS, por ejemplo, una antena circular puede ser adecuada para un implante de marcapasos, mientras que una antena helicoidal puede ser necesaria para un implante urinario. El factor de forma afectará el rendimiento de la antena y, el rendimiento de la antena será muy importante para el rendimiento global del sistema.⁴ Las antenas en una BAN se pueden clasificar en dos grupos principales:

- Antenas eléctricas, tales como un dipolo. Las antenas eléctricas típicamente generan grandes componentes de campo \vec{E} normales a la interfaz de tejido, que pueden sobrecalentar el tejido graso. Esto es debido a las condiciones de contorno, requieren la normal de campo \vec{E} en la interfaz para ser discontinua por la relación de las permitividades, y puesto que la grasa tiene una permitividad menor que el músculo, el campo E en el tejido graso es mayor.

⁴Kamya Y. Yazdandoost and Ryuji Kohno, "The Effect of Human Body on UWB BAN Antennas," IEEE802.15-07-0546-00-0ban.

- Antenas magnéticas, tales como el bucle (Loop). Las antenas magnéticas produce un campo \vec{E} principalmente tangencial a la interfaz de tejido, que actúa tan fuertemente en cuerpo como las antenas eléctricas. Por lo tanto, no se sobrecalienta el tejido graso. El fuerte campo \vec{E} generado entre las vueltas de la bobina es principalmente responsable del calentamiento de los tejidos.

Cabe señalar que el SAR (Specific Absorption Rate: es una medida de la potencia máxima con que un campo electromagnético de radiofrecuencia es absorbido por el tejido vivo) en el campo cerca de la antena de transmisión depende principalmente del campo \hat{H} , sin embargo, el SAR en el campo lejano de la antena de transmisión depende principalmente del campo \vec{E} . A continuación se presenta un ejemplo de cómo es afectado el patrón de radiación de una antena:

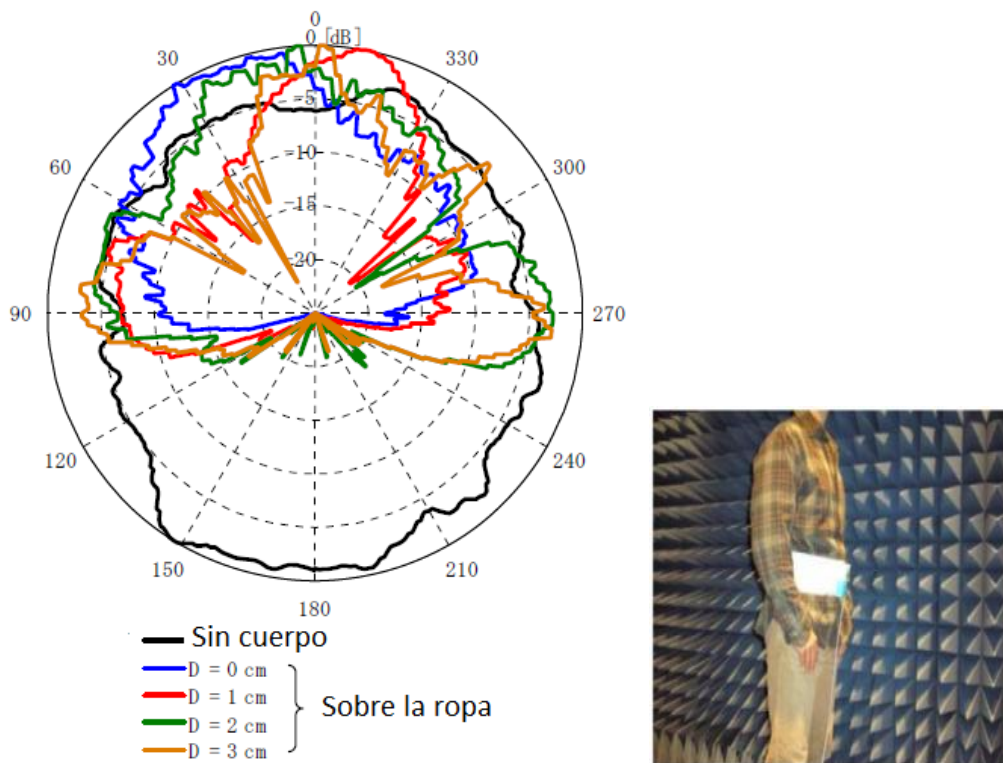


Figura 35. Patrón de radiación y colocación de una antena portátil

En la Figura 35 se muestra una antena Skycross sobre el cuerpo, la cual trabaja a una frecuencia central de 6.85 GHz. Como se observa en el patrón de radiación cambia dependiendo la distancia entre la antena y el cuerpo humano, el lóbulo de la parte de atrás fue absorbido totalmente por el cuerpo y aparecen algunos lóbulos laterales.

3.3 Propiedades eléctricas de los tejidos corporales

El cuerpo humano no es un medio ideal para la transmisión de ondas de radio frecuencia, es parcialmente conductora y se compone de materiales de diferentes constantes dieléctricas, espesores e impedancias características. Por lo tanto dependiendo de la frecuencia de operación, el cuerpo humano puede provocar grandes pérdidas causadas por la absorción de energía, el cambio de la frecuencia central, y la destrucción del patrón de radiación. Los efectos de absorción varían en magnitud con la frecuencia de campo aplicado y las características del tejido.⁵

3.4 Caracterización del canal

3.4.1 Tipos de modelos

En todos los casos, dos tipos de modelo se pueden generar:

- Un modelo teórico o matemático. Este tipo de modelo puede estar basado en los principios fundamentales de la propagación electromagnética y permitirá el modelado preciso de una situación específica en el nivel del radio enlace. Está dirigido a la exploración detallada de, por ejemplo, la influencia de las estructuras del cuerpo sobre los patrones de antena. Requerirá una descripción detallada del medio de propagación, por lo tanto probablemente no es adecuado para el modelado de entornos macro.
- Un modelo empírico. Este modelo puede ser atribuible a un conjunto acordado de medidas de propagación y está destinado a proporcionar una base adecuada para el modelado estadístico de la canal. En comparación con el modelo teórico, en el modelo empírico se utiliza una descripción muy simplificada del entorno, aunque estadísticamente precisa a nivel de red, no será preciso en el nivel de enlace. Se podrían hacer el esfuerzo para asegurar que los dos conjuntos de modelos sean compatibles entre sí.

⁵ Italian National Research Council, Institute for Applied Physics, "Dielectric properties of body tissues," <http://niremf.ifac.cnr.it>

3.4.2 Desvanecimiento (Fading)

En las comunicaciones de redes de área corporal, las trayectorias de propagación puede experimentar desvanecimientos debido a diversas razones, tales como la absorción de energía, reflexión, difracción, efectos sombra por el cuerpo y la postura corporal. La otra razón posible que causa desvanecimientos es por trayectorias múltiples (multipath) debido al ambiente alrededor del cuerpo. El desvanecimiento se puede clasificar en dos categorías, a pequeña escala y desvanecimiento a gran escala.

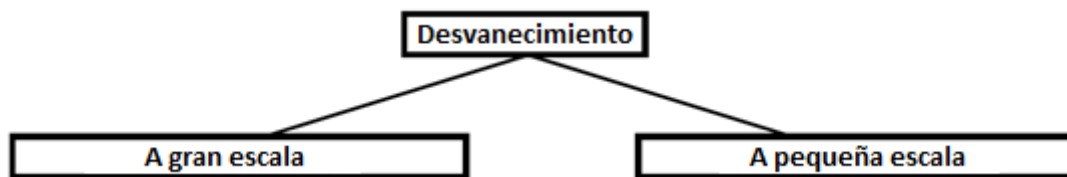


Figura 36. Clasificación del desvanecimiento

➤ Desvanecimiento a pequeña escala

Desvanecimiento a pequeña escala se refiere a los rápidos cambios de la amplitud y fase de la señal recibida dentro de una pequeña área local debido a pequeños cambios en la ubicación del dispositivo en el cuerpo o posiciones del cuerpo, en un período de tiempo corto. El desvanecimiento de pequeña escala puede ser dividido en desvanecimiento plano y desvanecimiento selectivo de frecuencia. Promediando la atenuación entre cada posición de la antena en el cuerpo y cada ubicación de la antena del nodo externo (PAN) se eliminará el efecto de desvanecimiento a pequeña escala debido a pequeños cambios en la posición del cuerpo.

Los modelos de pequeña escala pueden ser teóricos o empíricos. En un modelo teórico se calcula cada una de las componentes de multitrayectoria que se conforman entre el transmisor y el receptor. En un modelo empírico, se describe de manera probabilística la forma de los parámetros de la respuesta al impulso, es decir, se calcula la amplitud, retardo y fase de cada una de las componentes de multitrayectoria. Los modelos de canal para redes de área corporal se representan de la siguiente forma:

$$h(t, T) = \sum_{k=0}^N \Omega(t) \Psi(t) \delta(t - T_k)$$

Donde $h(t, T)$ es la respuesta al impulso del canal de forma generalizada para este caso, $\Omega(t)$ son las amplitudes complejas de las respuestas al impulso del canal, $\Psi(t)$ es la función que representa la variabilidad del canal en el dominio del tiempo y T_k es el índice de los retardos de cada una de las N componentes significativas de multitrayectoria.

Describir la variabilidad de cada uno de estos parámetros es el proceso que realizan los distintos investigadores de la materia. Se ha logrado generalizar las siguientes apreciaciones:

- Los canales banda angosta para redes de área corporal manejan modelos simples que describen el comportamiento aleatorio de la amplitud de acuerdo con una distribución de probabilidad. El comportamiento de la fase se modela mediante una distribución uniforme, y el tiempo de llegada de las multitrayectorias sigue una distribución de llegada exponencial (tiempo entre componentes).
- Cuando los modelos de Canal abarcan grandes anchos de banda, se emplea el modelo Saleh. Este modelo ha sido ampliamente usado en este tipo de canales representa de manera adecuada el comportamiento de “clusterización” de los componentes de propagación; es decir, los difusores y elementos que reflejan las señales aportan varias trayectorias hacia el receptor.
- No hay un acuerdo general sobre la amplitud del desvanecimiento en las redes de área corporal. Zasowski afirma que las amplitudes tienen una distribución *lognormal*⁶, Chen aproxima varias distribuciones que pasan el criterio de bondad en la aproximación del modelo empírico y se modelan como distribuciones lognormal y exponencial⁷. Fort define que las contribuciones llegan en grupos de clústers y afirma que la disposición de las amplitudes sigue una distribución lognormal.

⁶Zasowski, T.; Althaus, F.; Stager, M.; Wittneben, A. Troster, G. (2003) UWB for noninvasive wireless body area networks: channel measurements and results. IEEE Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies, vol 1, pp. 285-289

⁷ Chen, Y.; Teo, J.; Lai, J.; Gunawan, E.; Low, K. S.; Soh, C. B. Rapajic, P. (2009) Cooperative Communications in Ultra- Wideband Wireless Body Area Networks: Channel Modeling and System Diversity Analysis. IEEE Journal on Selected Areas in Communications, vol. 27, pp. 5-16

- Los tiempos de llegada de los modelos de pequeña escala suelen ser descritos mediante distribuciones exponenciales, sin embargo los modelos de canal que presentan clusterización, requieren aproximaciones más complejas, por lo cual se emplean distribuciones exponenciales mezcladas que tratan de explicar el fenómeno de solapamiento de los clúster generados por los difusores.

➤ **Desvanecimiento a gran escala**

Desvanecimiento a gran escala se refiere a la desvanecimiento debido al movimiento en grandes áreas, lo que se refiere a la distancia entre las posiciones de la antena en el cuerpo y el nodo externo (Estación base).

Las pérdidas por propagación en los canales de área corporal se puede describir por medio de tres fenómenos, principalmente propagación en fluidos, dispersión, difracción y refracción por penetración, la difracción es el fenómeno dominante en ambientes superficiales, ya que el cuerpo y su superficie incitan este tipo de comportamientos, a nivel de propagación intracorporales, refracción y propagación en fluidos son los fenómenos dominantes. En la Figura 37 se aprecian las características generales del comportamiento de las pérdidas de propagación dado de que la señal electromagnética penetra distintas partes del cuerpo humano. Los modelos estadísticos suelen ser los más comúnmente empleados, y en general tienen la forma (basada en la fórmula de Friis en espacio libre):

$$PL(d) = PL_0 + 10n \log_{10} \left(\frac{d}{d_0} \right) + S_{\mu,\sigma}$$

En donde $PL(d)$ es la pérdida por espacio libre en dB, $10n \log_{10} \left(\frac{d}{d_0} \right)$ es el factor de pérdidas por distancia, en donde n es el coeficiente de pérdida por propagación de acuerdo con el ambiente. PL_0 es la pérdida constante a una distancia de referencia d_0 que depende de la frecuencia de operación de la tecnología, y d es la distancia en la cual se desea calcular las pérdidas. El término $S_{\mu,\sigma}$ corresponde al efecto sombra (shadowing), que se modela como un parámetro de variabilidad estadística que depende de una función de distribución de probabilidad con una media cero y varianza constante.

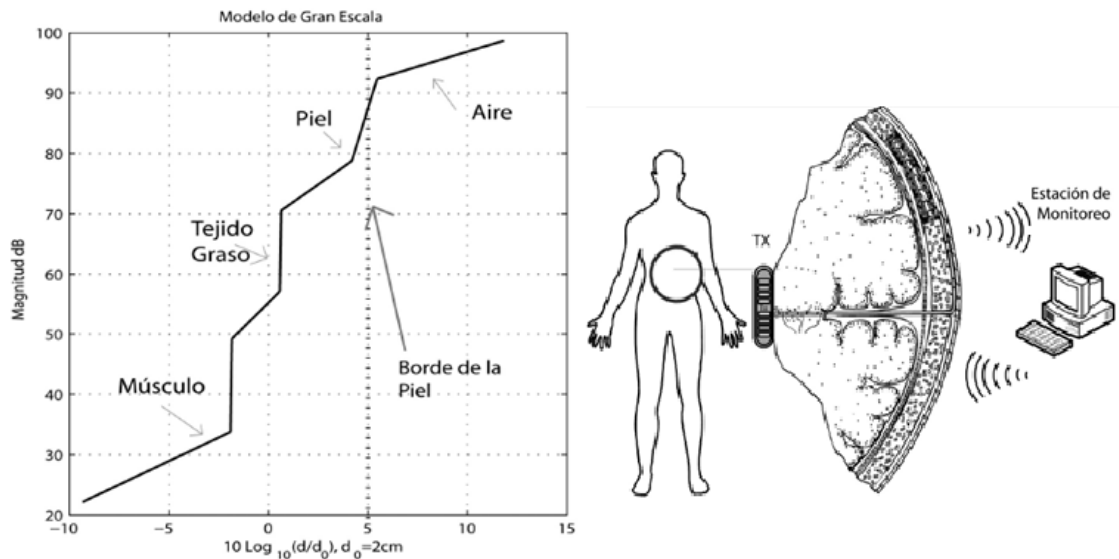


Figura 37. Ejemplo de modelo a gran escala en un escenario S2

De los trabajos que se pueden encontrar en la literatura internacional, se aprecia que los modelos obtenidos de pathloss para redes de área corporal superficial tienen una variabilidad muy alta (variaciones hasta de -30 dB en un mismo modelo para distancias prácticamente iguales), y no hay consenso establecido para caracterizar las pérdidas de propagación alrededor del cuerpo humano.

Algunos autores se atreven a realizar aproximaciones un poco más particulares del modelo de pathloss. Es posible que esto sea evidencia de que hay que clasificar el modelo de propagación y de canal por tramos, ya que el comportamiento en cercanías inmediatas (unos 20 cm o menos) tiende a un tipo de comportamiento característico de línea de vista y para distancias mayores, hay un ambiente muy distinto, en donde la difracción es el fenómeno de propagación que más contribuye.

La principal razón de las altas variabilidades de los modelos de *pathloss* se debe a que el cuerpo humano introduce grandes cambios en el comportamiento del canal; la respiración, la temperatura, la ropa y el movimiento y las posiciones del cuerpo humano afectan las campañas de medida. Es necesario establecer cómo mejorar las campañas de medidas de manera que el uso de la ropa, la respiración y la temperatura no afecten dramáticamente las medidas de canal. Se ha visto que se emplean maniqués y modelos fantasmas. Sin embargo este tipo de aplicaciones no permiten apreciar el comportamiento y la dinámica que introduce un ser real.

En los modelos teóricos se emplean dos técnicas básicas para encontrar el modelo del cuerpo humano. La principal consiste en analizar la propagación de las señales con ecuaciones de propagación de onda superficial (frentes de onda) o soluciones a las ecuaciones de Maxwell usando métodos FDTD (métodos numéricos) que son aplicados sobre un modelo del cuerpo humano. Generalmente el modelo del cuerpo humano corresponde a un conjunto de cilindros dieléctricos que representan el torso, las extremidades y la cabeza.

Este tipo de modelos requieren altos niveles de procesamiento analítico en simulación y la fidelidad de la respuesta al mundo real solo se debe a la sintonización que se hace entre las campañas de medida y el modelo obtenido en simulación, sin embargo los efectos que producen la ropa, la respiración y la temperatura corporal no se han modelado adecuadamente.

3.5 Comunicaciones centradas en el cuerpo

Como ya se mencionó anteriormente existen varios escenarios de comunicación dentro de las BAN, los cuales se pueden clasificar en tres tipos de comunicaciones:

- Comunicaciones hacia afuera del cuerpo desde dispositivos sobre el cuerpo (Off-Body Communications)
- Comunicaciones sobre el cuerpo y con sistemas portátiles (On-Body Communications)
- Comunicaciones entre implantes médicos y con redes de sensores sobre el cuerpo (In-Body Communications)

Todos los estudios de antenas de propagación de comunicaciones móviles personales están comprendidos en la primera clase. Lo que ahora es de gran interés es la segunda y tercera clase. Así, mientras que esto no es una subdivisión perfecta, sirve para poner de relieve algunos de los diferentes retos para las antenas y la propagación en el sistema centrado en el cuerpo.

3.5.1 Comunicaciones sobre el cuerpo (On-Body Communications)

➤ **Sistemas de banda angosta**

A bajas frecuencias, la energía electromagnética tiene una profundidad de penetración significativa, y el cuerpo puede ser utilizado para apoyar los canales de comunicación. Por ejemplo, la profundidad de penetración de 10 MHz es de 200 mm para los músculos y más de 1 m en tejidos grasos. A 2.45 GHz las profundidades son de 25 y 120 mm respectivamente.

El rango de la comunicación en la práctica que es obligado a "tocar" es amplio y por lo tanto limita su utilidad. En sistemas PAN, la banda de 10 MHz se utiliza para la comunicación de baja velocidad de datos. A frecuencias más altas, la propagación se ha caracterizado en las bandas ISM y otras bandas, por ejemplo, 400, 900 y 2450 MHz, para producir modelos analíticos simples para cuerpos estacionarios. Las mediciones fueron tomadas con dipolos orientados verticalmente a la superficie del cuerpo, y fueron llevados en un ángulo de 180 grados alrededor del cuerpo. El modo de propagación se supone que es una onda progresiva que exhibe una disminución exponencial de potencia. Las expresiones son de dos formas de pendientes con un punto de corte en parte del camino alrededor del cuerpo. Más allá del ángulo del punto de corte, los dos rayos se supone que interfieren, lo que resulta en menor deterioro, pero aumento de la variabilidad. El coeficiente de decaimiento a 2.4 GHz corresponde aproximadamente a 2 dB/cm, suponiendo que el radio del cuerpo es de 20 cm. La interferencia significativa se lleva a cabo más allá del punto de corte en 400 y 900 MHz, lo que indica la presencia de efectos de trayectoria múltiple, aunque se tenga trayectoria múltiple esta es mucho menor a 2.4 GHz.

Mediciones de pérdidas en el canal, en diferentes posturas del cuerpo y posiciones de la antena, se han realizado recientemente en la banda de 2.45 GHz. La Figura 38 los resultados obtenidos, se observan varias clases de propagación sobre el cuerpo ya sea con línea de vista (LOS Data), sin línea de vista (Non-LOS Data), etc., dentro de una gráfica de ganancia vs distancia. Dos tipos de variación se pueden distinguir aproximadamente basados en el escenario de propagación, es decir, la variación en la región iluminada y en la región de sombra. Los puntos de datos para los escenarios de

propagación en el que se tenía línea de vista (receptor en la región iluminada), se muestran en la Figura 38 por signos +. La trayectoria de la ganancia de las antenas en el espacio libre en la dirección del plano de tierra uno respecto al otro, dado por la fórmula de Friis, también se muestra para efectos de comparación como una línea sólida. La Figura 38 muestra que la mayoría de los puntos de datos con LOS siguen la curva en el espacio libre, pero están por lo general por debajo de ella, con la diferencia de medias entre los valores medidos y teóricos de 5.1 dB.

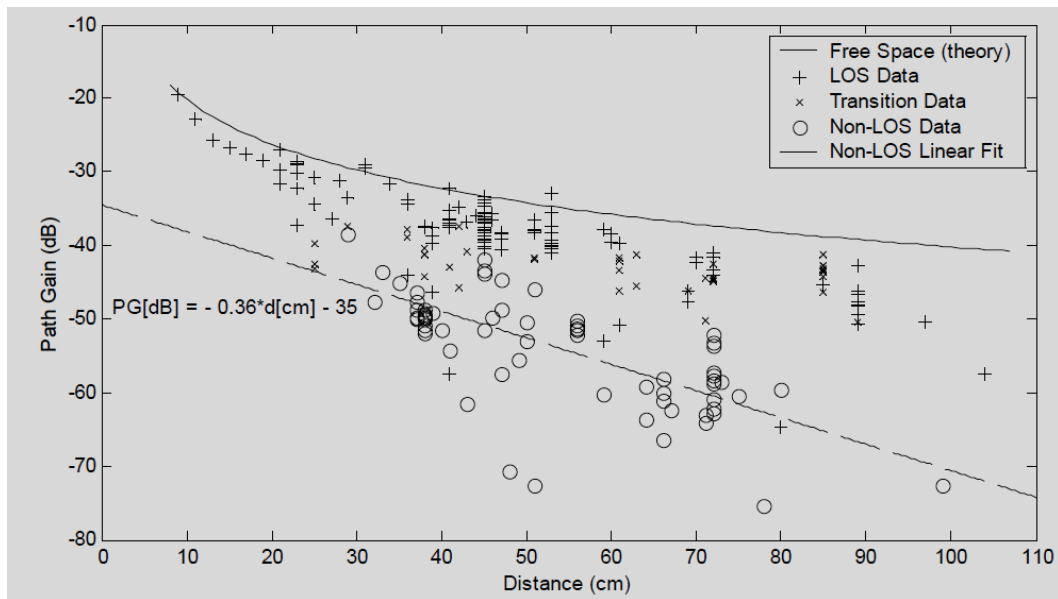


Figura 38. Clases de propagación sobre el cuerpo

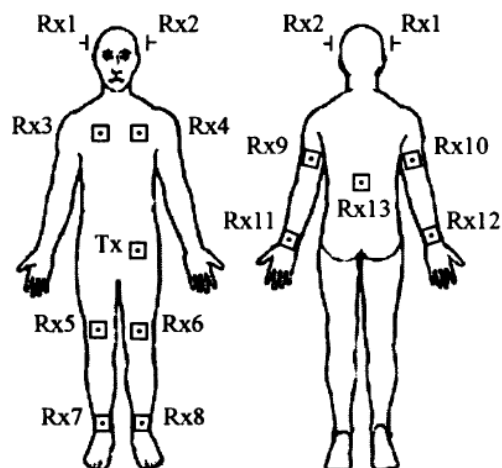


Figura 39. Posiciones de la antena sobre el cuerpo

Así, la trayectoria de la ganancia en la región iluminada a 2.45 GHz está dada por la fórmula:

$$G_P [\text{dB}] = -5.33 - 20 \log_{10} d[\text{cm}]$$

La desviación estándar de la diferencia entre los valores medidos de LOS y los propuestos por esta fórmula es de 4.2 dB. Esta desviación puede ser atribuida a la orientación mutua de las antenas, que no son normalmente co-polarizadas y no se encuentran apuntando una con otra directamente. En ocasiones esto conduce a discrepancias muy grandes (hasta 25 dB) entre los datos y la curva en espacio libre. La complejidad de la determinación de la orientación relativa de las antenas a lo largo de la trayectoria de propagación en el cuerpo hace que sea poco práctico intentar desarrollar un modelo teórico de predicción más precisa, ya que el patrón de radiación y el desacoplamiento de polarización no se pueden medir con precisión suficiente.

Los puntos de datos representados por círculos en la Figura 38 corresponden a los escenarios cuando no había LOS entre las antenas, y la trayectoria de propagación dominante correspondió a una propagación de una onda progresiva alrededor del cuerpo. En términos generales, la variación con respecto a la distancia de dicha onda es bastante compleja y depende de un gran número de parámetros. Por ejemplo, la trayectoria de propagación con respecto a la variación de distancia es diferente en el espacio libre que en el contorno del cuerpo. Sin embargo, debido a que el cuerpo humano tiene una geometría compleja, que es muy variable entre los individuos, trazar la trayectoria de propagación que lo rodea es difícil y a menudo inexacta. Sin embargo, los puntos sin LOS parecen seguir una tendencia como una línea recta en la Figura 38. Esta tendencia corresponde a una atenuación exponencial de acuerdo con la fórmula de regresión lineal siguiente:

$$G_P[\text{dB}] = -0.36(d[\text{cm}]) - 35$$

Dónde d es la distancia de separación de la antena representada en centímetros y G_P es la ganancia de trayectoria en dB. Los puntos de datos reales se extienden alrededor de esta línea con una desviación estándar de 5.6 dB. Un gran número de escenarios de propagación no puede ser claramente identificado entre LOS y sin LOS, porque la antena de recepción estuvo muy cerca de la frontera de sombra ya que, con un ligero cambio de postura del cuerpo podría llegar a ser, ya sea obstruido (total o parcialmente) u obstruido por una parte del cuerpo como el brazo o el hombro. Estos puntos de datos de transición se muestran en la Figura 38 con una x. Algunos de ellos

parecen seguir la misma tendencia que los datos con LOS mientras que otros se agrupan junto con los puntos datos sin LOS.

La Figura 40 muestra la señal simulada recibida por una antena en la parte posterior de una antena en la parte delantera, se transmite un impulso de banda ancha. La llegada de las señales en tres momentos diferentes puede ser vista. Un experimento asociado, en el que un arreglo se hizo girar en frente del cuerpo alrededor de un eje normal a la superficie del cuerpo mostró que las señales fuertes llegan de un número de direcciones diferentes, incluyendo los hombros, la cintura y de entre las piernas. La medición de la longitud física de estas trayectorias y estimaciones posteriores de los retardos de trayecto mostró una concordancia con los tiempos indicados en la Figura 40.

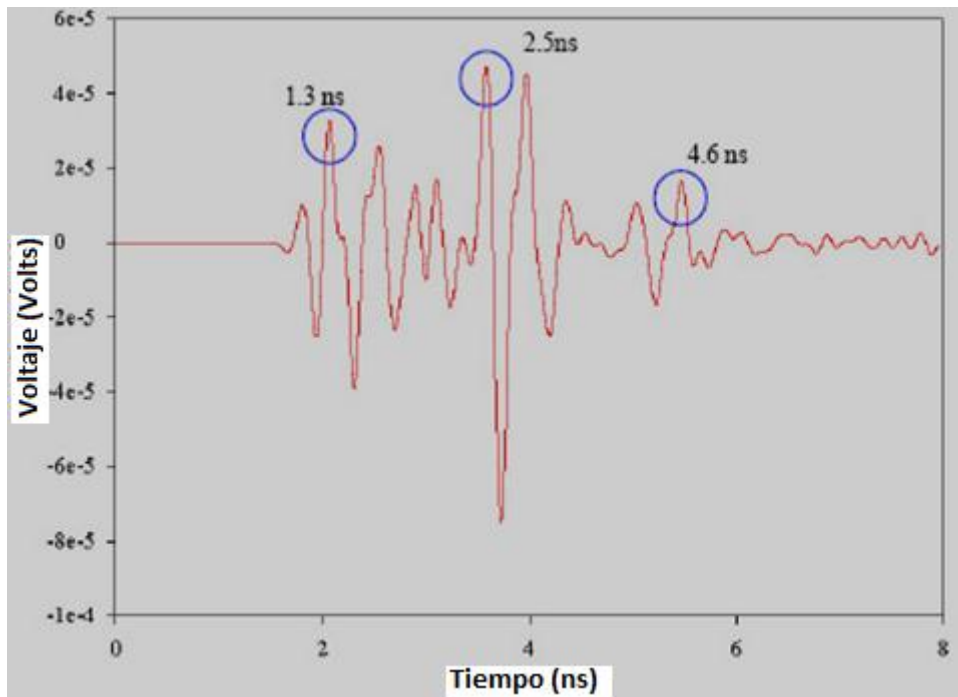


Figura 40. Señal recibida por antena en la parte posterior del cuerpo de la antena en la parte delantera del cuerpo, transmitiendo un pulso

➤ **Sistemas de Banda Ultra Ancha**

Las señales de banda ultra ancha (UWB) tendrán cierta importancia en las comunicaciones del cuerpo y hay mucho trabajo en marcha para caracterizar las pérdidas por trayectoria y las propiedades de dispersión. El canal de propagación sobre el cuerpo fue medido con una antena CPW-fed en UWB, para esta medición, una

matriz de puntos de medición se utiliza para caracterizar y modelar la fiabilidad y eficiencia del canal con una distancia mínima entre Tx y Rx de 10 cm. La función de densidad de probabilidad de los datos de medición de pérdidas por trayectoria para todas las posturas del cuerpo y todas las orientaciones de la antena se ajustaron bien a una distribución normal Gaussiana, con un alto valor de escalabilidad ($\sigma = 14.5$). Esta variación se debe a cambios en la geometría del cuerpo, incluyendo las posiciones angulares, lo que verifica el rápido cambio del entorno sobre cuerpo. Para proporcionar modelos de canal sobre el cuerpo (On-Body) aplicables a los diseños de sistemas con un análisis a gran escala, los datos de pérdidas por trayectoria medidos se realizan utilizando una ley de potencia lineal. Sin embargo, para modelar eficazmente la pérdida en el trayecto se requiere un enfoque de multi-pendiente con puntos de corte especificados en las desintegraciones de la potencia recibida a diferentes velocidades. Las Figuras 41 y 42 muestran las mediciones con un modelo multi-pendiente de las pérdidas por trayectoria (pathloss) y el exceso de tiempo por retrasos, respectivamente. El alto valor de la exponente que muestra las pérdidas por trayecto en la primera región es debido a las distancias más pequeñas entre TX y RX.

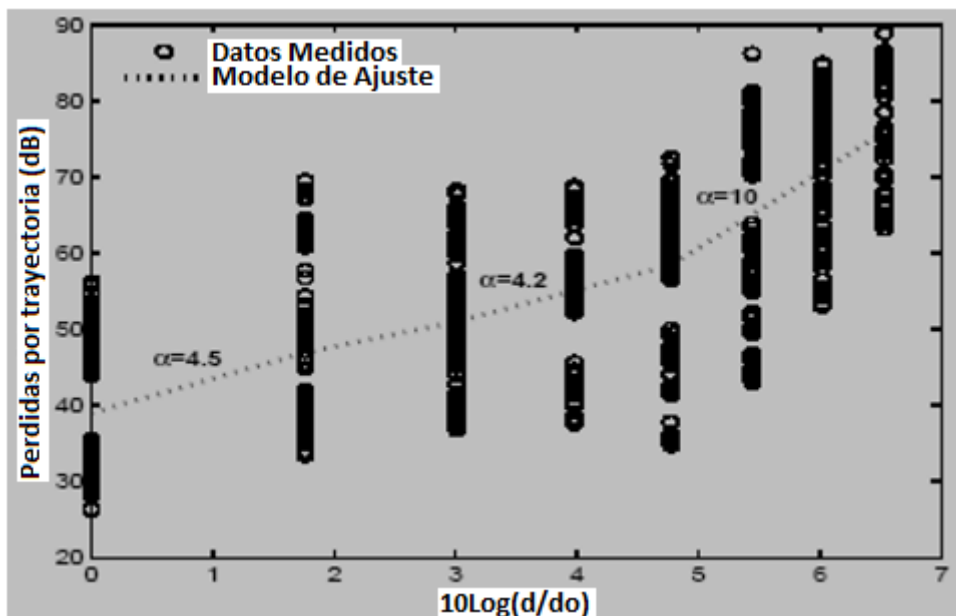


Figura 41. Mediciones del modelo de pérdida de trayectoria sobre el cuerpo con una antena CPW-fed en UWB y el ajuste de multi-pendiente

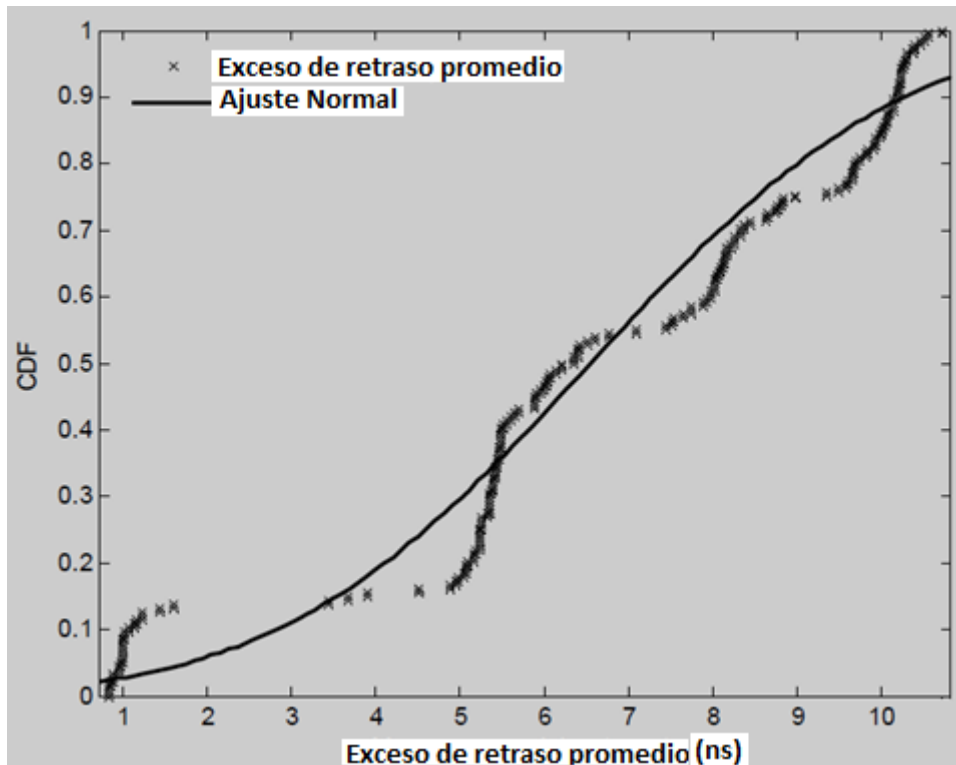


Figura 42. Mediciones y modelado sobre el cuerpo del exceso de retrasos con una antena CPW-fed en UWB

Entonces la comunicación en la región siguiente se supone que es en campo lejano. Finalmente, las distancias donde el Rx está de lado y en la parte posterior del cuerpo, son principalmente enlaces sin línea de vista y por lo tanto las ondas progresivas son causadas por el efecto de sombra del cuerpo.

➤ Antenas portátiles

Uno de los temas de investigación dominantes en las antenas de comunicaciones centradas en el cuerpo son las antenas portátiles, a base de tela. El interés inicial conduce al desarrollo de una antena de RF de tipo casco y una antena de RF chaleco, operando sobre una amplia banda de frecuencias. La antena portátil ha llegado a ser definida como una antena que está diseñada y destinada a ser una parte de la ropa, aunque está claro que las antenas que se usan en el cuerpo pueden ser aparatos colocados en bolsas o unidas al cuerpo directamente, tales como auriculares Bluetooth o sensores médicos. Por supuesto, las antenas portátiles se pueden utilizar para enlaces con antenas fuera del cuerpo, tales como estaciones base de comunicaciones, o satélites, también para encontrar enlaces a otras antenas portátiles en el cuerpo, o comunicarse con implantes médicos.

Hay varios retos, significativos en el diseño de antenas portátiles basadas en prendas que se relacionan principalmente con el uso de telas. Este tipo de dispositivos son propensos a curvarse, flexionarse y arrugarse, y las antenas que deben seguir funcionando en estas circunstancias. Las telas generalmente tienen una constante dieléctrica baja, lo que ayuda a conseguir gran ancho de banda en la antena. Cualquiera de las fibras o películas conductoras pueden ser utilizadas. En este último caso, la conductividad de fibra y los patrones de tejido pueden ser importantes. La Figura 43 muestra una antena de parche portable construida a partir de una lámina de cobre y tejido de lana. La lana, que actúa como el dieléctrico en esta antena de parche fue de 3.5 mm de espesor y el plano del suelo fue de 110 x 130 mm. Debido al grosor del material el ancho de banda fue ligeramente inferior a GSM 1900 y WLAN, lo que indica la necesidad de un material más grueso.



Figura 43. Antena de doble banda fabricada de lana con frecuencias de operación de 1.9 y 2.4 GHz

El desempeño de diversas telas no convencionales en antenas, incluyendo monopolo, parche y PIFA (Planar Inverted F Antenna), que operan en las comunicaciones sobre el cuerpo se ha recientemente examinado. En tales investigaciones es importante tener un patrón de radiación y una polarización para caracterizar la propagación que se tiene cerca del cuerpo. Sin embargo, en cualquier situación dada, las pérdidas por trayectoria son dependientes del tipo de antena y la postura del cuerpo, que determina los espaciamientos entre antenas y la orientación mutua. En la mayoría de las posiciones en el cuerpo y para la mayoría de las posturas, el monopolo orientado con el plano de tierra paralelo a la superficie del cuerpo, le da la menor pérdida por trayectoria. Sin embargo, la elección de la antena también dependerá del tamaño disponible en el equipo utilizado para la aplicación en mente.

3.5.2 Comunicaciones dentro del cuerpo (In-Body Communications)

Existen técnicas para modelar la propagación intracorporal, estas consisten en modelar al cuerpo humano como un circuito equivalente compuesto de una serie de elementos capacitivos, inductivos y resistivos en una configuración serie - paralelo, de lo cual se pueden obtener aplicaciones en redes de sensores corporales o entretenimiento.

La transmisión a través de un tejido humano se puede considerar como propagar una señal a través de un material dieléctrico, por lo cual se puede emplear un modelo como:

$$T = \frac{T_K T_{K+1} \exp(-j\alpha(f))}{1 + \rho_k \rho_{k+1} \exp(-2j\alpha(f))}$$

Donde T_K es el coeficiente de transmisión y ρ_k es el coeficiente de reflexión y el índice k indica el medio de propagación (dos medios de propagación distintos). El término $\alpha(f)$ es el valor dependiente de la frecuencia para el material dieléctrico que depende del ángulo que forma la onda incidente sobre la superficie de cambio entre los dos materiales y viene determinada por la expresión:

$$\alpha = \frac{2\pi}{C_0} f \sqrt{\epsilon_\gamma} d \cos(\theta)$$

En donde d es el grosor del dieléctrico, θ el ángulo incidente, C_0 es la velocidad de la luz, f es la frecuencia de operación y ϵ_γ es la constante de dieléctrica del material.

Aún es prematuro elaborar un modelo de canal para transmisiones intracorporales. De hecho el proceso de caracterizar las constantes dieléctricas de los tejidos vivos de un ser humano no es un experimento fácil de lograr, más aun si se considera que dicho valor no permanece constante en el dominio del tiempo. Por ejemplo, los músculos, cuando se estiran y contraen, cambian su ancho, y el valor del parámetro dieléctrico.

➤ Sistemas de banda angosta

La ETSI ha estandarizado la banda MICS (Medical Implant Communication System), mientras la FCC ha realizado algo similar. El documento de la ETSI lista dos principales campos de aplicación de esta banda. El primer campo es para la comunicación entre

una estación base y un sensor implantado. El segundo campo es para la comunicación entre sensores implantados en un cuerpo.

La banda de frecuencias usada va de 402 a 405 MHz, el máximo ancho de banda para la emisión es de 300 kHz, este ancho de banda es para una sesión completa. Si el sistema utiliza frecuencias distintas para el uplink y para el downlink, entonces los dos enlaces juntos no deben sumar más 300 kHz en uso. En este sentido para tener una mayor tasa de transmisión se utiliza un sistema half-duplex, en el cual solo un dispositivo puede transmitir en cualquier tiempo, sin embargo, esto no indica que los enlaces de transmisión y recepción usen la misma frecuencia, estos pueden usar distintas frecuencias con un ancho de banda de 300 kHz, pero no pueden estar operativos simultáneamente.

La máxima potencia de transmisión permitida por la ETSI es de 25 μ W de PRA (potencia radiada aparente), mientras que la UIT y la FCC permiten 25 μ W de PIRE (potencia isotrópica radiada aparente).

La banda de frecuencias planteada para MICS ya se encuentra en uso. El sistema de ayuda meteorológica es el servicio primario que utiliza estas frecuencias para la transmisión de datos desde globos meteorológicos a tierra, por lo que los sistemas MICS están solo especificados para su uso en interiores.

Dado que las mediciones físicas y los estudios experimentales dentro del cuerpo humano no son viables, se han utilizado sistemas de simulación y visualización 3D para el estudio de la propagación dentro del cuerpo. El cuerpo humano utilizado para la simulación en este estudio incluye propiedades dieléctricas de más de 300 partes de cuerpos con una resolución de 2 mm.

El modelo de propagación que se ha obtenido y en el cual se adaptan diversos parámetros estadísticos es el siguiente:

$$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log_{10} \frac{d}{d_0} + S$$

Donde $S \approx N(0, \sigma_s)$ y $d_0 = 50$ mm.

Parámetros estadísticos para la comunicación entre sensores implantados (CM1), para frecuencias de entre 402 y 405 MHz:

	PL(d ₀)(dB)	n	σ _s (dB)
Tejidos Profundos	35.04	6.26	8.18
Cerca de la superficie	40.94	4.99	9.05

Tabla 15. Parámetros estadísticos para el CM1

Parámetros estadísticos para la comunicación entre sensores implantados y sensores sobre el cuerpo (CM2), para frecuencias de entre 402 y 405 MHz:

	PL(d ₀)(dB)	n	σ _s (dB)
Tejidos Profundos	47.14	4.26	7.85
Cerca de la superficie	49.81	4.22	6.81

Tabla 16. Parámetros estadísticos para el CM2

La banda ISM de 2.4 GHz puede ser potencialmente utilizada para la comunicación de sensores implantados, esta banda está limitada en potencia a 100 mW de PIRE, también se pide que los sistemas que utilicen esta banda sean de espectro disperso, ya sea espectro disperso de secuencia directa (DSSS) o espectro disperso por salto en frecuencia (FHSS), la banda de frecuencia disponibles va de 2.4 a 2.4835 GHz.

➤ **Sistemas de banda ancha (UWB)**

A continuación se presenta un estudio realizado por investigadores de la IEEE el cual analiza el estudio de viabilidad de un enlace inalámbrico de cápsula endoscópica mediante el uso de señales en banda baja dentro UWB. Al principio, la pérdidas por trayectoria y desvanecimiento por sombra se analizan para la transmisión UWB de banda baja usando FDTD (Finite-difference time-domain) como técnica numérica. Entonces una técnica de diversidad espacial se investigó para la viabilidad de mejorar el rendimiento de la comunicación.

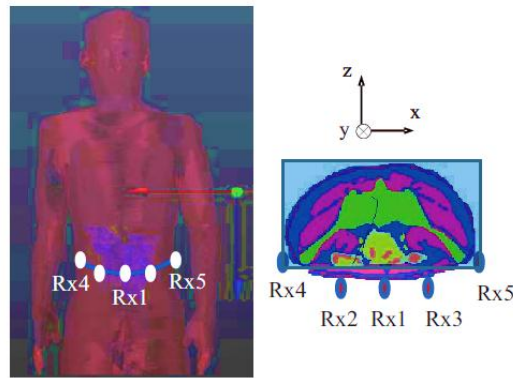


Figura 44. Modelo del cuerpo humano y la recepción de diferentes ubicaciones de antenas

La Figura 44 muestra un modelo anatómico basado en el cuerpo humano con un disco elíptico de antena dipolo sobre cuerpo para recibir datos del endoscopio cápsula. El modelo del cuerpo fue desarrollado sobre la base de datos de imágenes obtenidas por resonancia magnética y tiene cerca de 50 tipos de tejido con una resolución espacial de 2 mm. La antena dipolo de disco elíptico fue diseñada para tener un radio de un eje mayor $a = 7$ mm y un radio de eje menor $b = 5$ mm, lo que da una relación de onda de voltaje (VSWR) menor que 2.0 en un rango de 3.4 a 4.8 GHz. La antena se colocó en cinco lugares en la parte frontal del abdomen, como se muestra en la Figura 44, con el fin de investigar un efecto de diversidad espacial. Por otro lado, la antena de transmisión del endoscopio cápsula se asumió como un elemento de lineal de 4 mm. Se movió a lo largo del intestino delgado en 33 sitios, y en cada lugar tenía tres direcciones diferentes (x , y , z), respectivamente. Como resultado, para cada transmisión sobre el cuerpo se obtuvieron 99 datos para poder extraer las características de las pérdidas por trayectoria y de desvanecimientos por sombra.

La caracterización del canal de propagación se hizo usando el método FDTD en conjunto con el modelo anatómico del cuerpo humano, la aproximación de Debye con la relajación de primer orden se aplicó para representar las propiedades dependientes de la frecuencia de tejidos.⁸ Se ha demostrado que la diferencia máxima entre la aproximación de la relajación de primer orden de Debye y los datos basados en la medición está dentro del 10% de todos los tejidos a cualquier frecuencia de 3.4 a 4.8 GHz.

⁸http://ckw.phys.ncku.edu.tw/public/pub/Notes/StatisticalMechanics/Reif/Chap10/10.2._DebyeApproximation.doc

En la caracterización de canal de In-Body a On-Body para la aplicación del endoscopio cápsula, un pulso sinusoidal-modulado gaussiano con una frecuencia central de 4.1 GHz y una anchura de pulso de 2.1 ns se utilizó como la señal UWB transmitida a fin de tener la mayor parte de la energía en el UWB de banda baja. Las señales fueron recibidas por el receptor sobre el cuerpo en la parte frontal del abdomen. En este caso, las pérdidas por propagación pueden obtenerse a partir de la siguiente expresión:

$$PL_{dB} = 10 \log_{10} \frac{P_t}{P_r} + G_{t,dB} + G_{r,dB} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde P_t y P_r son la potencia promedio transmitida y recibida en UWB de banda baja, respectivamente, y $G_{t,dB}$ y $G_{r,dB}$ son las ganancias de la transmisión y recepción de las antenas en unidades de dB, respectivamente. Con el fin de derivar las pérdidas por trayectoria, también tenemos que conocer las ganancias de las antenas. La Figura 45 muestra dos ejemplos de ganancias de las antenas, en transmisión y recepción en el plano horizontal en la frecuencia central de 4.1 GHz.

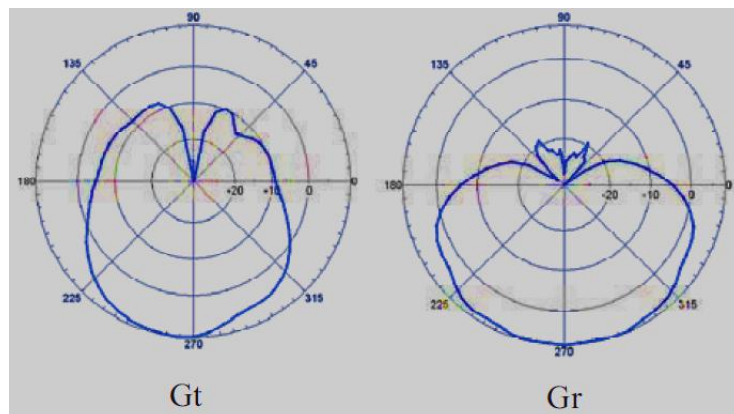


Figura 45. Ejemplo de la ganancia de la antena en el plano horizontal a una frecuencia central de 4.1 GHz. La antena de transmisión (G_t) está dentro del intestino delgado y la antena de recepción (G_r) está en la parte delantera del cuerpo

La antena de transmisión en el intestino delgado presenta una directividad hacia la parte delantera del cuerpo debido al espesor de la espalda humana, mientras que la antena de recepción en la superficie del cuerpo exhibe una fuerte directividad de reflexión desde el cuerpo humano. Durante la derivación de las pérdidas por trayectoria usando la ecuación 1, no sólo se calculó la potencia transmitida y recibida entre 3.4 y 4.8 GHz, sino también las ganancias de antena a 4.1 GHz. De acuerdo con

una ley de decaimiento de potencia empírica, podemos expresar las pérdidas por trayectoria, como:

$$PL_{dB} = PL_{0,dB} + 10n \log_{10} \frac{d}{d_0} + S_{dB} \quad \text{Ecuación 2}$$

Donde d es la distancia entre el transmisor dentro del cuerpo y el receptor sobre el cuerpo, $PL_{0,dB}$ es la referencia de pérdidas por trayectoria a una distancia $d_0 = 0.05 \text{ mm}$ es el exponente de pérdidas por trayectoria, y S_{dB} son los desvanecimientos por sombra.

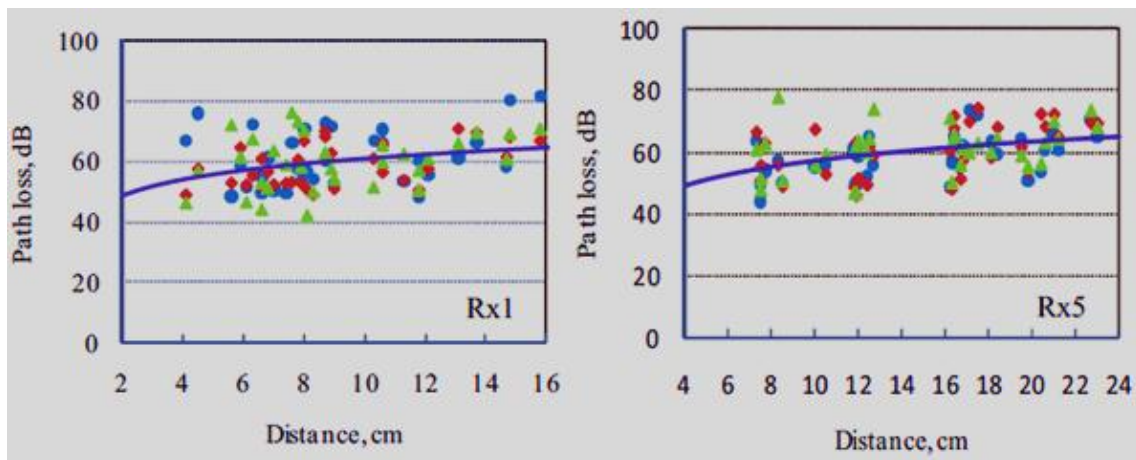


Figura 46. Pérdidas por trayectoria vs distancia entre el intestino delgado y la superficie del cuerpo

La Figura 46 muestra dos cálculos de las pérdidas por trayectoria por FDTD. Una de ellas es la de localización del receptor en la parte frontal del abdomen (Rx1), y otra es de la localización del receptor en la parte izquierda de la cintura (RX5). También se muestra en la Figura 46 las curvas ajustadas de las pérdidas por trayectoria utilizando la ecuación 2, pero sin el término S_{dB} . Los parámetros derivados del ajuste en el sentido de los mínimos cuadrados se muestran en la Tabla 17. Puesto que la distancia entre el intestino delgado y el receptor no tiene una gran variación, el exponente de pérdidas por trayectoria n es mínimo.

Lugar Rx	PL_0 (dB)	N	σ (dB)
Rx1	55.7	1.72	8.16
Rx2	53.5	2.04	8.48
Rx3	55.6	1.3	7.66
Rx4	60	1	7.83
Rx5	51	2.07	7.1

Tabla 17. Parámetros de ajuste para la expresión de pérdidas por trayectoria

Además, el desvanecimiento por sombra es la variación promedio de las pérdidas por trayectoria. La Figura 47 muestra la distribución acumulada de los desvanecimientos por sombra S_{dB} . Se encontró que los desvanecimientos por sombra S_{dB} siguen una distribución normal. El valor medio es, por supuesto cero, y la desviación estándar es 8.16 dB cuando el receptor está en la parte frontal del abdomen y 7.10 dB cuando el receptor está en la parte izquierda de la cintura. Además, los parámetros de ajuste de la Tabla 17 son similares en diferentes localizaciones de los receptores. La mayor pérdida por trayectoria fue cuando el receptor estaba en la parte izquierda de la cintura y esto es sólo debido a la mayor distancia con el intestino delgado.

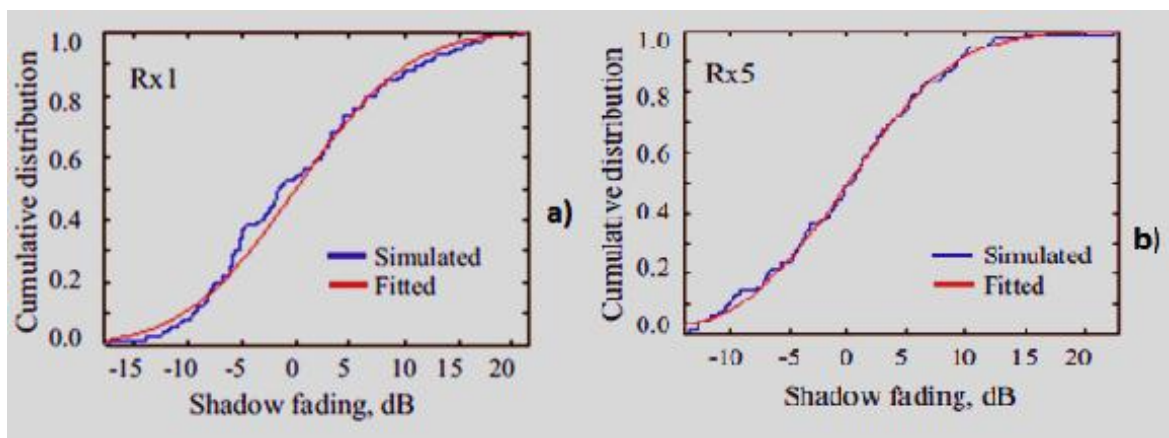


Figura 47. a), b), Distribución de probabilidad acumulada de los desvanecimientos por sombra. La distribución ajustada es una distribución normal

En vista de las pérdidas por trayectoria grandes y desvanecimientos por sombra para la transmisión UWB de banda baja del intestino delgado a la superficie del cuerpo, una técnica de diversidad se espera que proporcione una mejora efectiva en las señales recibidas. La técnica de diversidad se refiere a un método para mejorar la fiabilidad de una señal mediante el uso de dos o más canales de comunicación con características diferentes. Esto puede lograrse mediante el uso de múltiples antenas receptoras, que se conoce como diversidad espacial. Para tener un importante efecto de diversidad, los dos canales de comunicación deben tener características diferentes. Esto significa que las señales recibidas en los dos canales deben de tener una correlación pequeña. Por ello, se calcularon los coeficientes de correlación cuando el receptor se fijó en las cinco ubicaciones diferentes en la Figura 44. Se encontró que coeficiente de correlación fue mayor de 0.4 en la mayoría de los casos. El coeficiente de correlación para el transmisor en dirección X y dirección Z también se encuentra en el mismo orden. La

alta correlación sugiere que el efecto de diversidad espacial es muy limitado. La Figura 48 muestra la distribución de probabilidad acumulativa de las pérdidas por trayectoria para Rx1, así como la combinación de Rx1 y Rx3 o Rx1 y RX5. Se asumió la máxima relación de diversidad de combinación. Como se predijo, la ganancia de la diversidad, que se define en el nivel de distribución de probabilidad acumulativa de 0.1, es sólo de 3 dB. Por supuesto, si se incrementa el número de receptores, el aumento de la diversidad se incrementará. Pero esto requiere una elevada complejidad de la estructura del receptor.

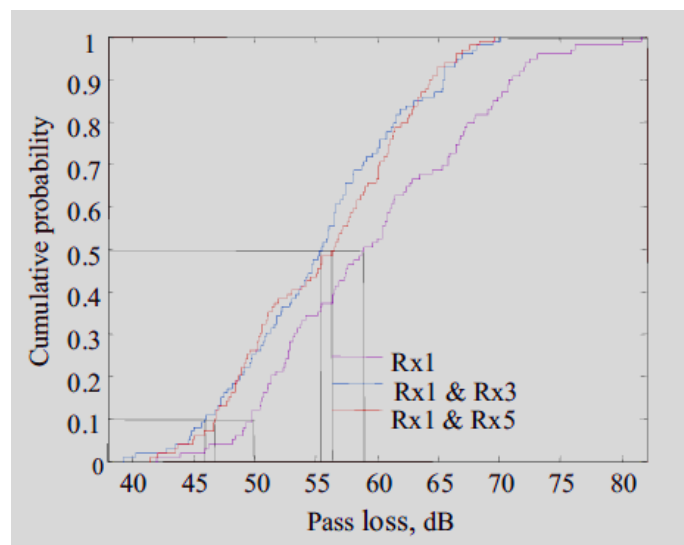


Figura 48. Distribución de probabilidad acumulativa de las pérdidas por trayectoria

Aunque la técnica UWB tiene el potencial de proporcionar una transmisión de imágenes en tiempo real desde el interior al exterior del cuerpo, experimenta una gran atenuación debido al tejido humano.

3.5.3 Comunicaciones fuera del cuerpo (Off-Body Communications)

Las comunicaciones fuera del cuerpo (off-body Communications) se definen como la comunicación entre un dispositivo que se encuentra en el cuerpo con uno o más dispositivos localizados fuera del rango del mismo. En el caso de que las comunicaciones fuera del cuerpo se realicen con otras redes WBAN se denomina comunicación inter-cuerpo (inter-body communications).

Se puede notar que el rango de cobertura de las off-body communications puede ir del rango de un metro a decenas de metros, mientras que en las comunicaciones on-body el rango máximo de cobertura es de cerca de dos metros.

En general debido a la mayor cobertura y a sus características, en las comunicaciones off-body se utilizan redes inalámbricas de área personal (WPAN).

Para la caracterización de este canal se han desarrollado algunos experimentos en el IEEE 802.15 tg6, los cuales se presentan a continuación.

En la Tabla 18 se tienen medidas de pérdidas por trayectoria en la frecuencia de 820 MHz, en las mediciones el transmisor se encuentra en el pecho y el receptor se mueve a distintas distancias.

Distancia (m)	Con línea de vista (dB)				Sin línea de vista (dB)			
	1	2	3	4	1	2	3	4
De pie	43.51	52.73	54.6	49.78	60.13	56.34	64.67	58.67
Caminando	42.05	48.8	51.56	52.07	45.93	61.44	62.07	63.62

Tabla 18. Medidas de pérdidas por trayectoria en 820 MHz

En la Tabla 19 se tienen medidas de pérdidas por trayectoria en la frecuencia de 2.36 GHz, en las mediciones el transmisor se encuentra en el pecho y el receptor se mueve a distintas distancias.

Distancia (m)	Con línea de vista (dB)				Sin línea de vista (dB)			
	1	2	3	4	1	2	3	4
De pie	53.81	53.12	56.04	64.72	61.81	68.64	60.12	63.1
Caminando	44.46	51.59	52.14	60.81	59.48	70.3	63.98	62.56

Tabla 19. Medidas de Pérdidas por Trayectoria en 2.36 GHz

➤ **Sistemas de banda ancha (UWB)**

A continuación se presenta un estudio realizado por investigadores de la IEEE acerca del uso de la banda ultra ancha (UWB) en comunicaciones fuera del cuerpo (off-body communications). Como se ha mencionado dentro de las comunicaciones de WBAN, la subcategoría de Off-Body se centra en las comunicaciones entre dispositivos que se encuentran sobre el cuerpo con dispositivos fuera de él como por ejemplo AP (Access Point) o estaciones de trabajo.

Existen investigaciones muy limitadas para la caracterización del canal en Off-Body usando UWB hasta la fecha, un modelo de canal estadístico para Off-Body usando UWB para un ambiente en interiores se presenta a continuación (en la banda de frecuencias de 3.5-6.5 GHz).

Las antenas utilizadas en este estudio son antenas de ranura cónica (TSA: Tapered Slot Antennas). La antena TSA tiene excelente adaptación de impedancia y el rendimiento de radiación en el rango de UWB con ganancia relativamente constante a través de la banda de frecuencias. El tamaño de la antena total es de 27 mm x 16 mm. Las dos antenas se conectaron a un analizador de redes vectorial con cables coaxiales de 5 metros de largo de baja pérdida, para medir la respuesta de la transmisión (S21).

Los datos fueron recogidos en el rango de frecuencias de 3 a 10 GHz a intervalos de 3.75 MHz, con un tiempo de barrido de 800 ms. Las mediciones se realizaron en el laboratorio Queen Mary de la universidad de Londres, para considerar los efectos de un ambiente interior de los canales de propagación de radio en Off-body.

El transmisor (Tx) se colocó sobre la pared a un de 1 m del suelo. El receptor (Rx) se colocó en 6 lugares diferentes en el lado frontal del cuerpo, como se muestra en la Figura 49 (escenario LOS) y en 6 lugares diferentes en el lado posterior del cuerpo (escenario NLOS). La distancia entre el Tx y el cuerpo humano se cambia de 10 cm a 100 cm y la orientación entre Tx y el cuerpo también se cambia desde -90° a $+90^\circ$ con pasos de 30° como se muestra en la Figura 49 el sujeto permaneció estático durante todas las mediciones.

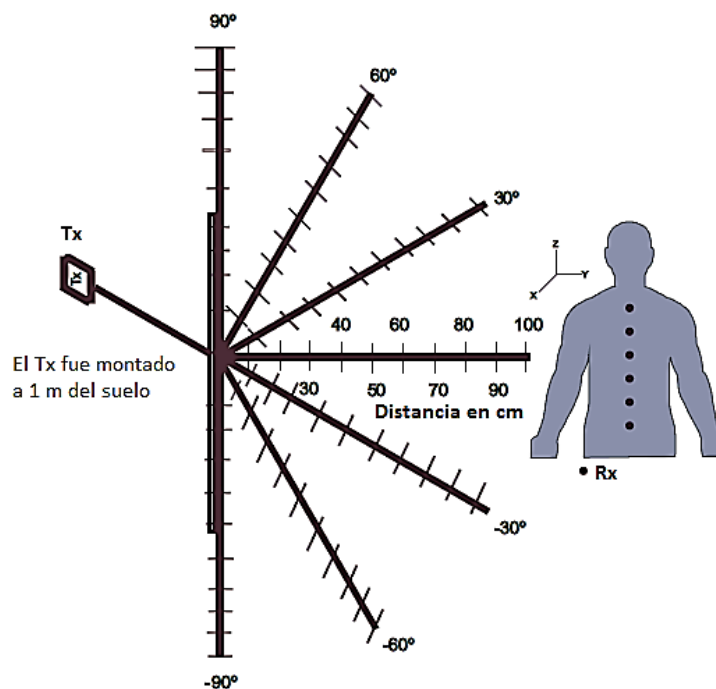


Figura 49. Configuración de la medición para comunicaciones fuera del cuerpo usando UWB en un ambiente interior

Las pérdidas por trayectoria (PL), que viene dada por la relación entre la potencia transmitida y recibida, se calculó directamente a partir de los datos medidos por un promedio de las transferencias de frecuencia medidas en cada punto. Las pérdidas por trayectoria pueden ser representadas como una función de la distancia logarítmica entre Tx y Rx utilizando la siguiente expresión:

$$PL_{dB}(d) = PL_{dB}(d_0) + 10\gamma \log\left(\frac{d}{d_0}\right)$$

En donde d es la distancia entre el Tx y el Rx, d_0 es la distancia de referencia. Las pérdidas por trayectoria para cada receptor se calcularon para cada ubicación del Rx. Para cada distancia espacial, (10 - 100 cm con un intervalos de 10 cm) y orientación angular (-90° a 90° con un intervalos de 30°), PL se calculó para los 6 lugares de LOS y NLOS respectivamente que tuvo el Rx y luego se hizo un promedio de las mediciones para cada distancia (10 - 100 cm con intervalo de 10 cm). Los promedios de las PL con respecto a la distancia y orientación tanto para escenarios LOS y NLOS se presentan en la Figura 50 y la Figura 51, respectivamente.

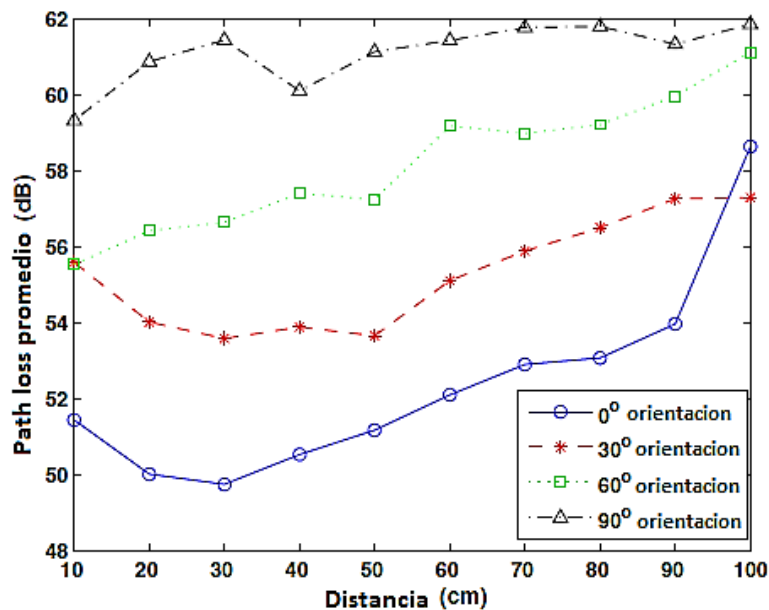


Figura 50. Promedio de pérdidas por trayectoria en las diferentes orientaciones para el escenario de LOS

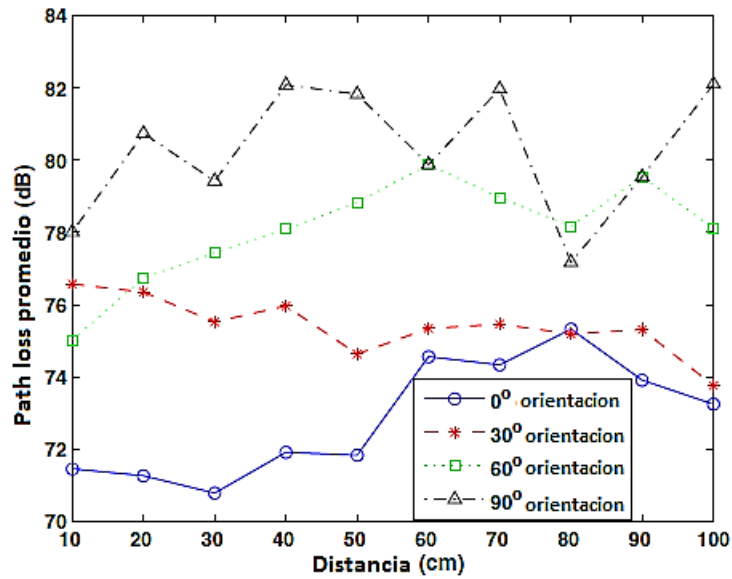


Figura 51. Promedio de pérdidas por trayectoria en las diferentes orientaciones para el escenario de NLOS

La Tabla 20 presenta las PL promedios, con respecto a las diferentes orientaciones para los escenarios de LOS y NLOS. La diferencia dada en la Tabla 20 se calculó restando el promedio anterior de las PL a partir del promedio actual de PL (es decir, restando el promedio de las mediciones de PL en 0° de los obtenidos en 30° y el promedio de PL en 30° del promedio obtenido en 60° y viceversa). Los resultados muestran que para cada cambio en la orientación de 30° entre Tx y Rx en el promedio de la media PL varía en función del 2.91 dB para el caso de LOS y 2.47 dB para el caso NLOS.

Angulo	LOS	Diferencia	NLOS	Diferencia
0°	53.36		72.85	
-30°	55.16	2.78	75.32	2.47
-60°	58.04	2.88	78.11	2.79
-90°	61.11	3.07	80.26	2.15
0°	52.36		72.85	
30°	55.28	2.92	75.40	2.55
60°	58.16	2.88	78.07	2.67
90°	61.09	2.93	80.27	2.20
Promedio		2.91		2.47

Tabla 20. Promedio de pérdidas por trayectoria para los diferentes escenarios y orientaciones

Se puede concluir que por cada cambio de 1° en ángulo de orientación entre Tx y Rx, el promedio de pérdidas por trayectoria varía por 0.097 dB para el caso de LOS y 0.12 dB para el caso de NLOS.

A continuación se presenta otro estudio de UWB en Off-body communications.

El experimento fue realizado en la banda de 3.1 a 10.6 GHz, para la medición se utilizó una antena transmisora fija, mientras que la antena receptora se ubicó en el cuerpo y sus posiciones fueron variando como se muestra en la Figura 52.

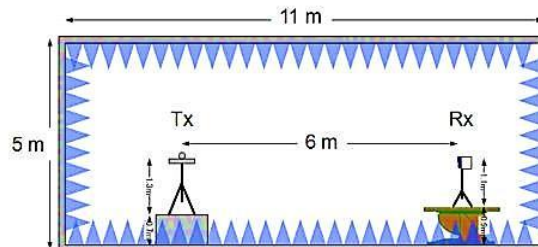


Figura 52. Posición de las antenas para mediciones

Se observaron efectos en las pérdidas por trayectoria cuando la altura de las antenas varía los cuales se presentan en la Tabla 21.

En 3.1-5.1 GHz						
Altura de la antena receptora (m)	0.25	0.5	0.75	1	1.25	1.5
Distancia tx-rx 1 m (dB)	45.5	45.4	44.2	43.8	44.5	44.2
Distancia tx-rx 3m (dB)	54.4	53.7	53	52.9	53.7	53.7
En 7.25-8.5 GHz						
Altura de la antena receptora (m)	0.25	0.5	0.75	1	1.25	1.5
Distancia tx-rx 1 m (dB)	53	52	53.4	52.2	52.2	52.6
Distancia tx-rx 3m (dB)	54.7	54.9	61.7	62.2	61.7	55.3

Tabla 21. Efecto de la altura de las antenas

También se observaron efectos en la señal al variar la posición corporal, como se muestra en la Tabla 22.

En 3.1-5.1 GHz								
	Cámara anecoica (dB)				Oficina (dB)			
Acción	Oído derecho	Muñeca derecha	Centro derecha	Tobillo derecho	Oído izquierdo	Muñeca izquierdo	Centro izquierda	Tobillo izquierdo
De pie	66.9	63.3	56.1	59.4	62.8	61.9	55.1	60.7
Sentado	60.4	61.1	60.6	55.7	60.4	61.6	54.5	57.1
En 7.25-8.5 GHz								
	Cámara anecoica (dB)				Oficina (dB)			
Acción	Oído derecho	Muñeca derecha	Centro derecha	Tobillo derecho	Oído izquierdo	Muñeca izquierdo	Centro izquierda	Tobillo izquierdo
De pie	69.3	63.7	70.4	69.5	72.4	72.1	75.7	68.1
Sentado	71.5	64.2	71.9	63.8	74.4	73.9	76.3	73.7

Tabla 22. Efectos de la posición corporal

Otro aspecto importante que se estudió fue el movimiento corporal, en la Tabla 23 se muestra su efecto.

En 3.1-5.1 GHz					
		Cámara anecoica		Oficina	
		Media (dB)	Desv. Est. (dB)	Media (dB)	Desv. Est. (dB)
Muñeca	Hacia adelante	58.2	4.2	60.7	3.9
	Hacia un lado	63.6	3.5	64.5	2.2
Tobillo	Hacia adelante	64	6.5	61.4	1.1
	Hacia un lado	57.2	3.1	61	0.5
En 7.25-8.5 GHz					
		Cámara anecoica		Oficina	
		Media (dB)	Desv. Est. (dB)	Media (dB)	Desv. Est.(dB)
Muñeca	Hacia adelante	64.6	2.3	73.1	2
	Hacia un lado	64	1.8	73.9	2.5
Tobillo	Hacia adelante	66.1	4.8	65.4	3.8
	Hacia un lado	66	4.8	69.1	1.4

Tabla 23. Efectos del Movimiento Corporal

➤ **Antenas utilizadas**

Las antenas a utilizar dependen directamente de la frecuencia de trabajo elegida, sin embargo, en el caso de las comunicaciones off-body dadas sus particularidades se han desarrollado antenas textiles para facilitar su uso.

La necesidad de antenas basadas en textiles ha originado el desarrollo de textiles inteligentes, su objetivo es aumentar la funcionalidad de los textiles, en mayoría de los casos, la ropa, mediante la adición de los sistemas electrónicos.

Estas antenas son de bajo perfil, transpirables, ligeras y simples en su estructura lo que las hace adecuadas para ser discretamente incrustadas en prendas de vestir y proporcionar flexibilidad y un rendimiento satisfactorio.

Las antenas para la comunicación en el cuerpo incluyen la antena F invertida, y la antena plana F invertida, el parche de bajo perfil de la línea microstrip, una manga dipolo, antena F impresa, la antena de banda ancha iscone, etc.

Un ejemplo de una antena para esta aplicación se encuentra en el desarrollo de una antena que trabaja en la banda de 915-925 MHz, como se muestra en la Figura 53, además se muestra su comportamiento y patrón de radiación Figuras 54 y 55 respectivamente.

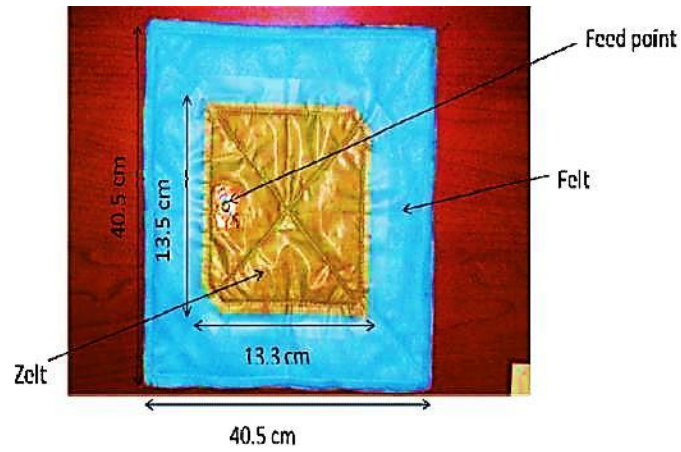


Figura 53. Antena para comunicaciones Off-Body

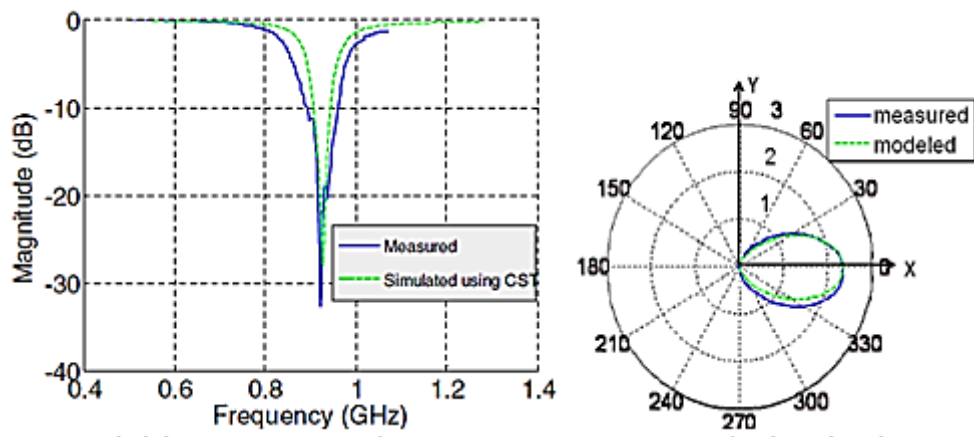


Figura 54. Pérdidas por retorno en la antena y su patrón de radiación

4 IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO DE UNA RED BAN

Para la implementación de las redes BAN existen distintas posibilidades, como la compra de sistemas integrados, la utilización de kits de desarrollo o el diseño desde cero con componentes individuales.

4.1 Sistemas BAN integrados

En el mercado hay disponibles algunos sistemas integrados para redes BAN, que incluyen los nodos sensores, los nodos puerta de enlace y el software para la monitorización de sistemas fisiológicos, algunos de los cuales se muestran a continuación.

4.1.1 Sistema Equivital

El kit despliega un sistema remoto de monitorización fisiológico al combinar una amplia gama de pequeños sensores en el cuerpo. El sistema ofrece una medida primaria a los usuarios de su estado cardio-respiratorio, además de la información secundaria acerca de la actividad de los usuarios, el estado térmico y neurológico.

El sistema Equivital utiliza varios sensores sobre el cuerpo de múltiples parámetros, es capaz de registrar y transmitir los datos fisiológicos, psicofisiológicos y bio-mecánicos. Equivital entrega los datos libres de ruido, visualización remota en tiempo real. Los usos incluyen: investigaciones sobre deportes y ejercicio, salud a distancia, y servicios militares y de emergencia.

Los parámetros registrados y transmitidos incluyen:

<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardiaca • Variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) • ECG • Respiración • Posición corporal, el estado de movimiento, alerta de caída • Tri-Axial Acelerómetro (X, Y y Z) • Alertas configurables 	<ul style="list-style-type: none"> • Temperatura corporal - (cápsulas ingeribles) • Temperatura de la piel en el dispositivo • 7 sensores de temperatura inalámbricos dérmicos • Saturación de oxígeno (SpO 2) • GPS: A partir de EqView Móvil • Velocidad y Distancia: Desde el GPS eqView móvil y el Explorador de eqView
---	---

Tabla 24. Mediciones posibles con el sistema Equivital

El sistema incluye software para programar, descargar y exportar los datos además de ver datos en tiempo real a través del bluetooth de un dispositivo. El kit incluye lo siguiente:

- SEM - Sensor Módulo Electrónico inalámbrico
- Tres Cinturones Equivital
- Adaptador de bluetooth
- Manager Software Equivital: para los datos de programación y la descarga
- EqView 4: para la visualización de datos en tiempo real desde un dispositivo
- EqView Explorer: aplicación para ver los datos transmitidos por EqView móvil.
- EqView móvil - Android y Blackberry App para transmitir datos al EqView explorador

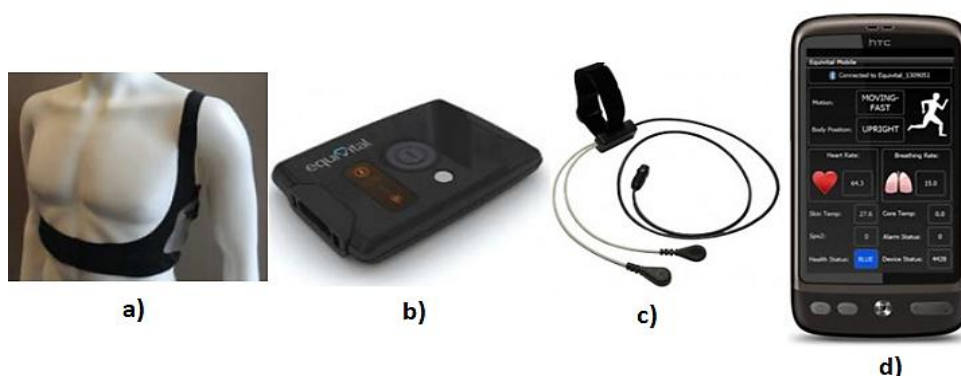


Figura 55. a) Cinturones Equivital, b) Unidad coordinadora (gateway), c) Sensor de temperatura inalámbrico, d) Eqview 4 en Smartphone

4.1.2 HRS-I Sensor Inalámbrico

La empresa japonesa WIN Human Recorder ha lanzado al mercado un servicio para monitorizar el estado de salud de una persona en diferentes parámetros, pero se caracteriza por ser portátil y utilizar comunicaciones inalámbricas.

El sensor que se encarga de recoger y analizar los diferentes parámetros cuenta con un tamaño bastante reducido y puede ser gestionado y supervisado remotamente desde un computador o celular, gracias a una antena inalámbrica de 2.4 GHz que lleva incluido.

El sensor HRS-I (human recorder system) registra la información como el ritmo cardíaco, la temperatura del cuerpo, el pulso, ondas cerebrales, o señales

electrocardiográficas. También la posibilidad de registrar nuestros movimientos y actividad, al disponer de un acelerómetro integrado.

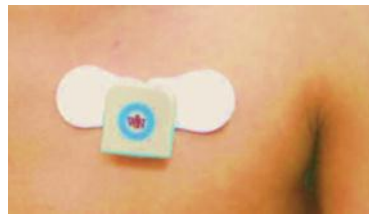


Figura 56. Sensor HRS-I

Las dimensiones del sensor son reducidas, $30 \times 30 \times 50$ mm, y cuenta con un peso de sólo 7 gramos. Funciona con baterías como las que podemos encontrar en relojes.

Usted puede comprar un sistema de grabación humana por 441 dólares (331 dólares por costos de dispositivos y los costos del servicio de monitorización de 110 dólares/mes).

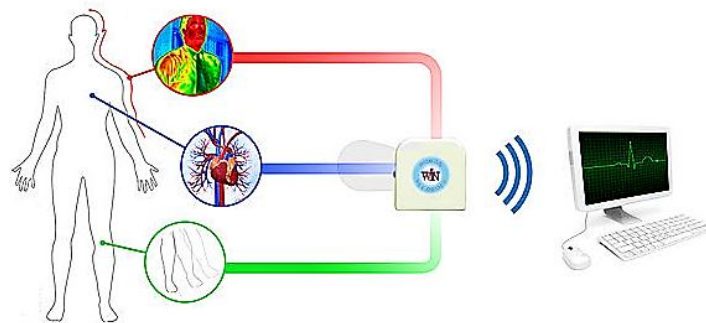


Figura 57. Sistema WIN Human Recorder

4.1.3 Plataforma Shimmer

Shimmer es una plataforma de pequeños sensores inalámbricos que pueden recolectar y transmitir señales fisiológicas y cinemáticas en tiempo real. La plataforma Shimmer incorpora sensores inalámbricos de ECG, EMG, medidor de presión, acelerómetros, giroscopios, GPS, vibración, entre otros.

La plataforma Shimmer fue originalmente desarrollada por los laboratorios de Intel en 2006, y en 2008 Shimmer estableció un contrato de licencia. La compañía hace entregas en 40 países alrededor del mundo.

Esta plataforma está conformada por una unidad base y varios tipos de tarjetas de expansión que contienen los sensores, los cuales se describen a continuación:

a) La unidad base (Shimmer Wireless Sensor Unit/Platform)

Tiene un costo de \$ 260 USD, la plataforma cuenta con un microcontrolador a bordo, la comunicación inalámbrica se realiza a través de Bluetooth de baja potencia o radio 802.15.4, y existe una opción de almacenamiento local mediante tarjetas micro SD. La unidad también cuenta con un acelerómetro integrado para la detección de movimiento, el control de actividades y aplicaciones de medición de inercia.

Esta unidad actúa como una placa base para toda la gama de módulos de sensores inalámbricos Shimmer. Se puede conectar a cualquiera de una amplia gama de sensores tales como giroscopio, magnetómetro, ECG, EMG, GSR, GPS, temperatura, o los módulos de medidor de deformación, mientras que mantiene su factor de forma pequeño, ligero y portátil.

Entre sus principales características se encuentran: pequeño tamaño, peso ligero, altamente configurable, altamente integrable con otros dispositivos, sin software propietario y soporte para múltiples aplicaciones.

La unidad está integrada por:

- Controlador MSP430 (8 MHz, 16 bits)
- Radio Bluetooth – RN-42, IEEE 802.15.4 TI CC2420
- Batería recargable de ion de litio de 450 mAh
- Sensores integrados: acelerómetro de 3 ejes (Freescale MMA7361) y switch de inclinación y vibración



Figura 58. Unidad base Shimmer

b) Sensor inalámbrico ECG

Este módulo de expansión tiene un costo de \$ 190 USD, provee conexiones y pre amplificación para la adquisición de señales de ECG en dos canales.

El sensor de ECG Shimmer registra los impulsos eléctricos a través del músculo del corazón, y puede ser utilizado en sujetos en reposo y en forma ambulatoria, o durante el ejercicio para proporcionar información sobre la respuesta del corazón al esfuerzo físico. Entre sus principales características se encuentran:

- Se provee pre amplificación de la señal ECG, se digitaliza la señal y se puede recibir en un nodo sin necesidad de una unidad de recepción intermedia.
- Proporciona recopilación de datos fisiológicos en tiempo real y transmisión a una PC para su visualización en tiempo real y almacenamiento.
- Diseñado para ser portátil y cómodo en su utilización para la gran mayoría de las personas con un pequeño tamaño y factor de forma.
- Confiabilidad: validado para su uso en aplicaciones de investigación biomédica, ha recibido una certificación CE.
- Adaptabilidad: ofrece una mayor ergonomía que los dispositivos cableados, además de la facilidad de esta plataforma de integración con otros sensores.



Figura 59. Sensor inalámbrico ECG Shimmer

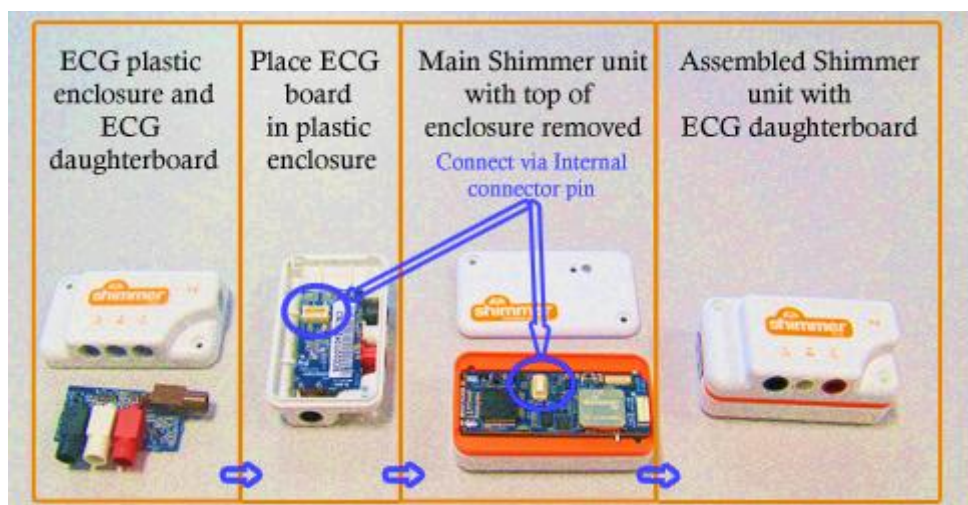


Figura 60. Conexión de la unidad base y el sensor ECG

c) Sensor inalámbrico EMG

El sensor EMG (electromiografía) tiene un costo de \$ 190 USD, este mide y registra la actividad eléctrica asociada a las contracciones musculares, evalúa la conducción nerviosa, la respuesta del músculo en el tejido lesionado, el nivel de activación, o se puede utilizar para analizar y medir la biomecánica del movimiento humano o animal.

El sensor EMG no es invasivo y por lo tanto es una representación de la actividad de todo el músculo. Este sensor ofrece una solución inalámbrica a una serie de alteraciones musculares, la marcha y la postura de una forma fácil de integrar y una ergonómica posición.



Figura 61. Sensor inalámbrico EMG Shimmer

Como en los casos anteriores, también se pueden encontrar en esta plataforma casi con las mismas características sensores como: giroscopios, magnetómetros, de respuesta de la piel, de tensiones, GPS, de temperatura, presión, etc.

A todo lo anterior se le deben sumar los accesorios necesarios para el correcto funcionamiento de esta plataforma.

La plataforma de expansión tiene un costo de \$ 91 USD y es necesaria para tener conectividad de la tecnología IEEE 802.15.4 en algún nodo con puerto USB.



Figura 62. Plataforma de expansión Shimmer

Los conectores para los sensores ECG/EMG/GSR tienen un costo de \$ 39 USD.



Figura 63. Conectores Shimmer

También existe un dock para los nodos que sirve para programar y recargar los mismos, este tiene un costo de \$ 220 USD.



Figura 64. Dock Shimmer

4.1.4 Sistema **BTS FREEEMG 300**

BTS FREEEMG 300 representa un salto generacional en la tecnología de dispositivos de diagnóstico para el análisis de la electromiografía. Basado enteramente en tecnologías inalámbricas, BTS FREEEMG 300 es una unidad de electromiografía que está constituida por 16 sondas en miniatura con electrodos activos que pesan menos de 9 gramos para la adquisición y transmisión de señales.

Las sondas amplifican las señales EMG, digitalizan y se comunican con la unidad receptora compacta y ligera, que puede ser de cualquier manera usado por el paciente, a la izquierda en la mesa o sujetado por el médico.

La ausencia completa de cableado no sólo minimiza la angustia del paciente durante la preparación, también le otorga rango de movimiento durante sus actividades sin restricciones.

Las principales características de este sistema son:

- Miniaturización: integra sondas con geometría variable con un peso de tan solo 9 gramos.

- Precisión: con una tasa de muestreo de hasta 4 KHz y una resolución de 16 bits se da a la señal adquirida la más alta calidad, proporcionando además bajo ruido.
- Alto rango de recepción: hasta 50 metros para la transmisión entre las sondas y la unidad móvil de recepción; hasta 350 metros para la transferencia de datos entre la unidad móvil y la estación de trabajo.
- Transmisión de datos mediante IEEE 802.15.4 (sondas - unidad receptora), WiFi 802.11b (unidad receptora – estación de trabajo).
- Autonomía de 5 horas de uso continuo y hasta 5 días en modo stand-by.



Figura 65. Unidad receptora BTS FREEEMG 300



Figura 66. Sondas inalámbricas BTS FREEEMG 300



Figura 67. Aplicación del sistema BTS FREEEMG 300

4.2 Diseño de una Red BAN basado en un kit de desarrollo

Este diseño busca la implementación de un prototipo de nodos de sensores inalámbricos implantados, que puedan medir el ritmo cardíaco de un paciente y entregar esa información a través de una red inalámbrica a un servidor central que monitoriza constantemente el estado del paciente. Cuando el paciente tenga un ritmo cardíaco anormal, el sistema les notificará la situación a los profesionales sanitarios para que puedan atender al paciente inmediatamente.

4.2.1 Diseño del sistema de hardware

Los componentes de hardware básicos de una red BAN consisten en dos tipos de nodos: Nodo sensor del paciente (Figura 69) y el nodo gateway (Figura 70).

➤ **Nodo sensor**

El diagrama básico de nodo sensor el cual es llevado por el paciente se muestra en la Figura 69.

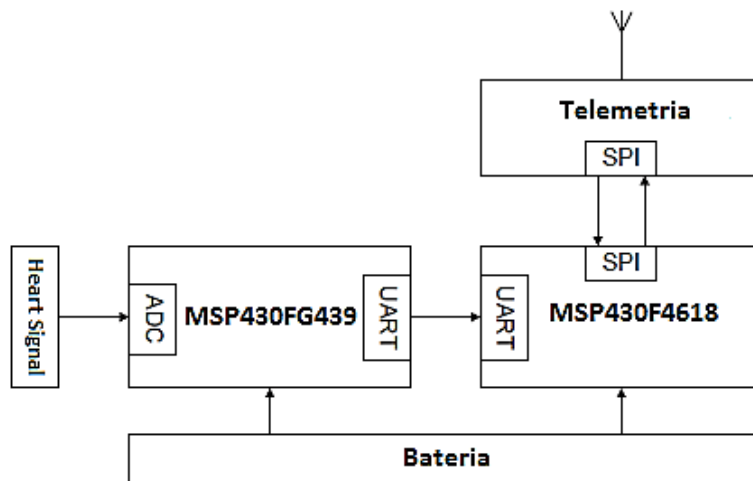


Figura 68. Estructura del hardware de un nodo sensor

Nodo sensor está equipado con un sensor para monitorizar el ritmo cardíaco del paciente, para después recoger los datos del ritmo cardíaco y transmitirlos a través del módulo de RF. Este diseño se divide en las siguientes partes:

1. El sensor electrocardiograma (ECG, MSP430FG439) convierte la señal de baja amplitud, lo que sucede cuando el corazón se contrae, en una señal eléctrica a través del convertidor analógico/digital. Posteriormente, el sensor envía la señal al microcontrolador para que este la procese.
2. El microcontrolador (MSP430F4618) tiene el papel del procesamiento de la señal digital para calcular el ritmo cardíaco. También es responsable de encontrar el siguiente salto para reenviar los paquetes que contienen los datos de frecuencia cardíaca para el destino, que es el nodo Gateway.
3. El módulo de comunicación inalámbrica (RF, Sistema de telemetría Zarlink ZL70102), que se encarga de transmitir y recibir datos a través de canal de radio, comunicación que se realiza en la banda MICS de 402-405 MHz.

4. Batería se utiliza como la alimentación principal a cada nodo sensor inalámbrico, (principalmente se usa como fuente, la que viene incluida en el kit de desarrollo Zarlink).

La señal eléctrica típica procedente del sensor de ECG está en el intervalo de 0.5-4.0 mV y en la frecuencia de 100-500 Hz (como se mencionó en el tema 2 subtema 2.3.1.1 tipos de sensores). El módulo MSP430FG439 recibe la señal de baja amplitud desde el sensor de ECG (integrado en este módulo) junto con el ruido y la interferencia. El ruido común de los electrodos se anula de los demás utilizando un amplificador diferencial acoplado. Un chip convierte las muestras de la señal del ECG de analógico a digital, con una frecuencia de muestreo de 512 Hz. La forma de onda del ECG muestreada se puede pasar por una etapa de filtrado. El filtrado se puede hacer un filtro FIR.

➤ **Nodo gateway**

El nodo gateway (o de puerta de enlace) se considera solo como un nodo receptor en esta red inalámbrica. La Figura 70 muestra un diagrama básico del nodo gateway.

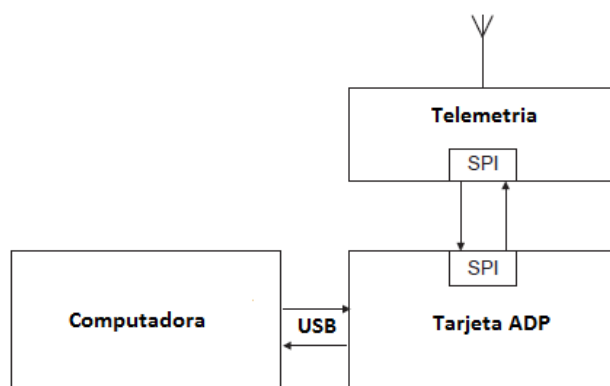


Figura 69. Estructura del hardware del nodo gateway

El nodo de puerta de enlace estará conectado directamente a un ordenador, que actúa como un servidor de supervisión humana vital. Este diseño se divide en las siguientes partes:

1. EL módulo de telemetría al igual que en nodo sensor (RF, Sistema de telemetría Zarlink ZL70102), que se encarga de recibir datos a través de canal de radio, comunicación que se realiza en la banda MICS de 402-405 MHz y

ocasionalmente transmite tramas de mantenimiento y de despertado en la banda ISM de 2.45 GHz.

2. Tanto la Unidad de Implante y la Unidad de estación base están equipados con una tarjeta de plataforma de desarrollo de aplicaciones (ADP) que se conecta a la PC. La tarjeta se conecta al PC mediante un cable USB. Esta cuenta con los siguientes elementos:

- Microcontrolador independiente para manejar la comunicación entre la aplicación y la PC.
- Batería de Ion Litio que permite el funcionamiento autónomo.
- Fuente de alimentación programable con capacidad integrada de medición de corriente / voltaje.

El nodo de puerta de enlace recibe información acerca de la frecuencia cardíaca desde el nodo sensor, que transmite los datos hacia el módulo de telemetría y estos son enviados a la tarjeta ADP la cual los manda directamente al ordenador por medio de una conexión USB, para que finalmente el ordenador pueda monitorizar de manera gráfica los datos recogidos o pueda enviar la información al médico personal u otro lugar de interés. También permite a la computadora para enviar una solicitud o un comando al nodo sensor para alguna reconfiguración que se tenga que hacer.

4.2.2 Características de los elementos utilizados

En el diseño antes planteado se encuentran varios elementos de los cuales a continuación se describen sus características y formas de funcionamiento:

➤ **Sensor ECG usando *MSP430FG439***

Esta implementación fue realizada directamente por Olimex Ltd., es un proveedor líder de herramientas de desarrollo y programadores para el mercado integrado, su diseño está basado en el reporte de aplicación SSLAA280A de Texas Instruments.

El corazón genera un impulso electroquímico que se extiende en él de tal manera como para causar que las células se contraigan y se relajen en un orden oportuno y, por tanto, da al corazón una característica de bombeo. Esta secuencia es iniciada por

un grupo de células nerviosas llamado sinoauricular (SA), que resulta en una polarización y despolarización de las células del corazón.

Una típica forma de onda de un solo latido cardíaco normal se muestra en la Figura 71. Las tensiones producidas representan las presiones ejercidas por los músculos del corazón en un ciclo de bombeo. La deflexión primero hacia arriba, P, es debido a la contracción de las aurículas y se conoce como el complejo auricular. Las otras deflexiones, Q, R, S y T, son todos debido a la acción de los ventrículos y se conocen como los complejos ventriculares. Cualquier desviación de la norma en un electrocardiograma en particular es indicativa de un trastorno del corazón posible.

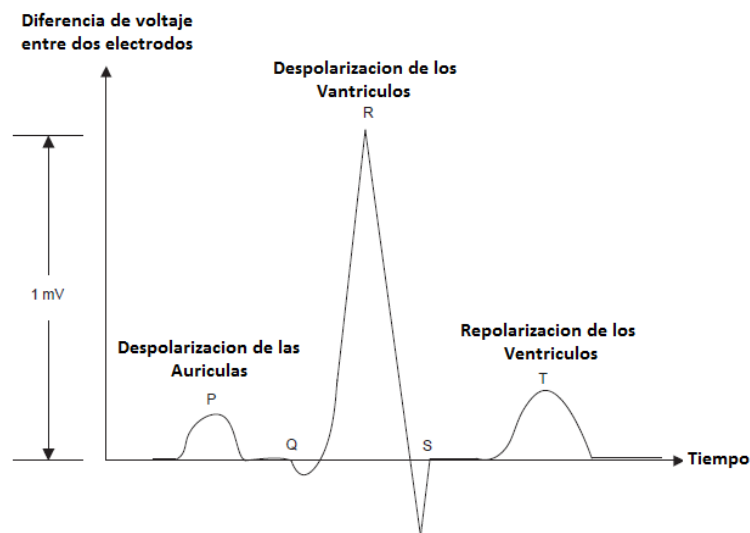


Figura 70. Forma de onda típica en un electrocardiograma

○ Etapa de amplificación

La señal eléctrica derivada de los electrodos es típicamente de 1 mV pico a pico. Una ampliación de alrededor de 1000 veces es necesaria para que esta señal sea útil para la detección de la frecuencia cardíaca. Al darse cuenta que la amplificación de una señal limpia del ECG con ganancia tan alta no es tarea fácil dado que el cuerpo humano actúa como una antena enorme que recoge un montón de ruido, incluyendo una dominante en 50-Hz/60-Hz en línea de frecuencia de ruido. Esta tiene que ser filtrada por un filtro después de la amplificación. Desafortunadamente, ninguna amplificación amplifica las tensiones de ruido, además de la deseada señal de ECG. En ciertas situaciones, el ruido puede anular por completo el ECG y hacer la señal amplificada inútil.

Un mejor método es usar un amplificador diferencial. Gracias a las señales de modo común idénticas desde el ECG que recogen a los electrodos, el ruido de modo común se cancela automáticamente, por esta razón se terminó utilizando un amplificador diferencial perfectamente adaptado. El amplificador diferencial utilizado para esta aplicación es un amplificador de instrumentación INA321. El INA321 rechaza las señales de ruido de modo común y sus armónicos.

La señal de ECG en la salida del INA321 es amplificada por OA0, uno de los tres amplificadores operacionales integrados en el MSP430FG439. Junto con la amplificación OA0, la señal de ECG se amplifica a un total de 500 veces. La Figura 72 es el diagrama de circuito amplificador.

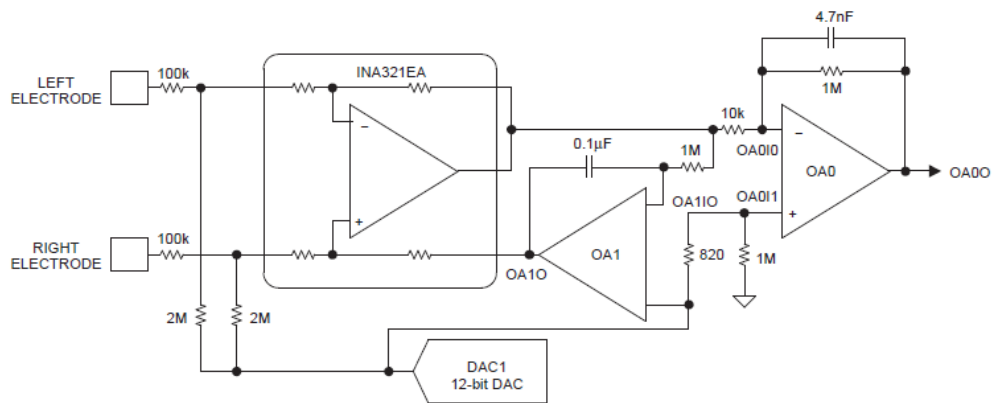


Figura 71. Diagrama del circuito amplificador para la señal del ECG

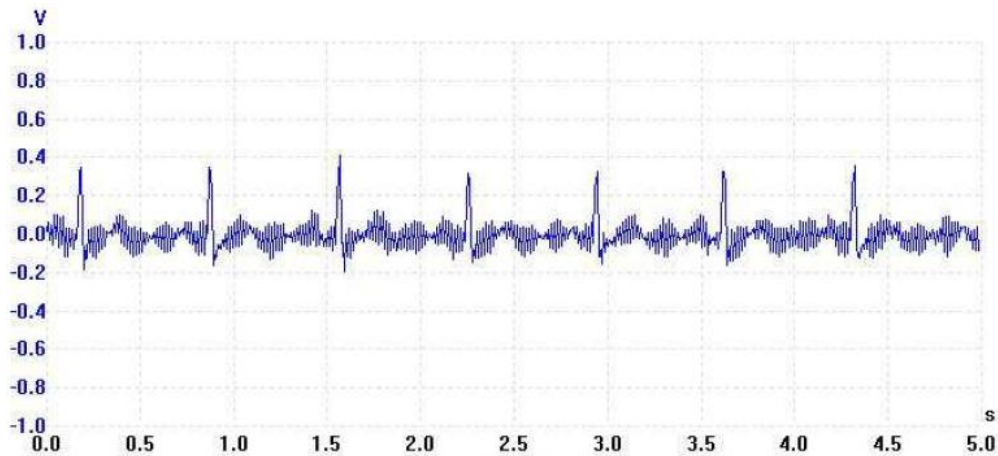


Figura 72. Señal ECG amplificada 500 veces conteniendo ruido a 60 Hz

- Procesamiento de la Señal y Detección del ritmo cardiaco

- Muestreo del ECG. La señal amplificada ECG es tratada en el chip con el convertidor analógico/digital ADC12 en la entrada del canal A1. Los ADC12 muestrea la señal ECG con una frecuencia de muestreo de 512 Hz. La más rápida de deflexión en el ECG está en el rango de 20 ms y sucede en el complejo QRS (representación gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón). Es importante captar el complejo QRS en su totalidad para la evaluación médica útil de la forma de onda ECG. Tener una frecuencia de muestreo de 512 Hz, o el período de muestreo de aproximadamente 2 ms, capta al menos 10 muestras en el complejo QRS y asegura que el complejo QRS está completamente digitalizada. La tasa de latidos del corazón en sí es por lo general en los 60 a 200 latidos por minuto, o alrededor de 1 Hz a 4 Hz.
- Filtrado de línea de frecuencia de ruido. El ECG muestra que la forma de onda contiene una cierta cantidad de líneas superpuestas de las frecuencias. Esta frecuencia de ruido se elimina por la filtración digital las muestras. Un filtro pasó bajo FIR con frecuencia de paso de banda superior de 6 Hz y frecuencia de parada de banda más baja de 30 Hz se implementa en esta aplicación. Los coeficientes del filtro se escalan para compensar la atenuación del filtro y proporcionar una ganancia adicional para la señal de ECG en la salida del filtro. Esto se suma a un factor de amplificación total de más de 1000 para la señal de ECG.

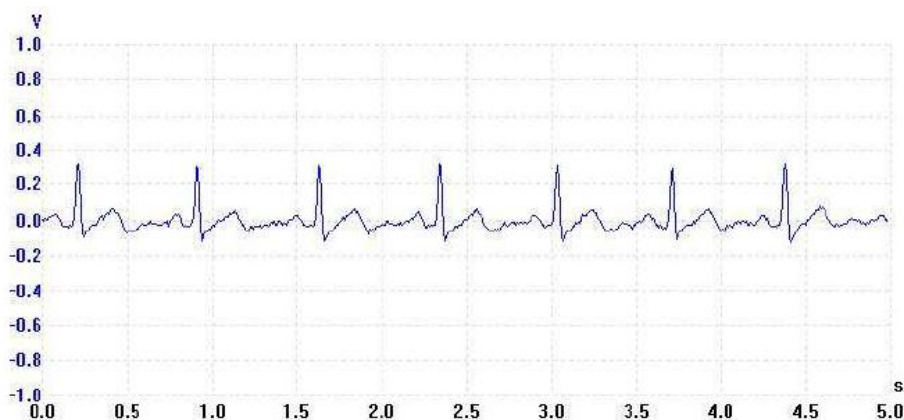


Figura 73. Forma de onda a la salida del filtro paso bajo

○ Cálculo del ritmo cardiaco

El número de pulsaciones por minuto se calcula mediante un promedio de tres latidos. Hay dos variables en la función principal de C (Lenguaje de programación), contador y pulsos por periodo, además de un seguimiento preciso de la escala de tiempo. Cada muestra de salida del discriminador QRS se compara con un umbral establecido para detectar la presencia de un latido. El período de pulso se incrementa en uno durante cada período de la muestra. Debido a que cada muestra se produce cada 1/512 segundos, es fácil detectar la escala de tiempo basado en el número de recuentos en la variable período de pulso.

El período del pulso se acumula durante tres latidos consecutivos. En el tercer tiempo, el período de pulso se utiliza para el cálculo de la frecuencia cardíaca por minuto y restablecimiento.

Tasa de latidos del corazón por minuto se calcula con la siguiente expresión:

$$lpm = \frac{1}{[Periodo\ del\ pulso / (3 \times 512 \times 60)]} = \frac{92160}{Periodo\ del\ pulso}$$

○ Software

El software de esta aplicación está escrito en C usando IAR Embedded Workbench Kickstart Edition, disponible para descarga gratuita desde la página web MSP430. El código fuente para la reproducción de esta aplicación se proporciona en un archivo zip disponible para descargar junto con este informe de la aplicación. El software utiliza una rutina de multiplicación dedicada de 16 × 16 bits con signo, escrita en lenguaje ensamblador para una ejecución más rápida de los cálculos del filtro FIR en comparación con el nativo de la función C matemáticas de multiplicación de la biblioteca. Esta función se llama desde el programa principal de C utilizando la sintaxis de *long mul16 (register int x, register int y)*.

➤ Sistema de telemetría

ZL70102 Zarlink Application Development Kit (ADK), fue el método de comunicación que se propone ya que permite una rápida evaluación, creación de prototipos y desarrollo de sistemas de telemetría médicos de RF utilizando el Servicio Médico Comunicación implantable ZL70102 (MICS) transceptor RF.

El ADK ZL70102 combina hardware y software para proporcionar un sistema de extremo a extremo de comunicación MICS a través del ZL70102. El ADK contiene dos unidades de aplicación, una que representa el nodo gateway y otro el nodo sensor.

Usando el ADK ZL70102, se pueden crear diseños personalizados y utilizar el software Zarlink como punto de partida para el desarrollo de software en sistemas específicos de telemetría RF habilitados para MICS.

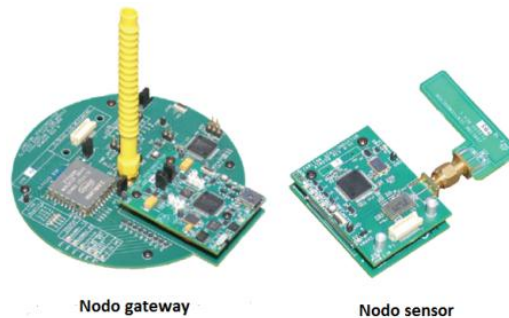


Figura 74. Unidad de estación base y de implante Zarlink

El sistema incluye:

- Todo el hardware y software se proporciona para operar en el ADK, sólo se necesita un PC para ejecutar la interfaz gráfica de usuario (GUI) del software.
- ADK incluye el transceptor ZL70102 IC (Circuito integrado) con MAC y PHY integrados, permite un consumo de energía extremadamente bajo y la más alta tasa de datos de MICS compatibles con soluciones de telemetría RF.
- Tanto la estación base (gateway) como la unidad del sensor están equipadas con microcontroladores de aplicación con un firmware dedicado.
- Amplia documentación del hardware, incluidos los planos de la tarjeta, diseño, etc.
- El código fuente completo, tanto para el firmware y la interfaz gráfica de usuario está disponible. El código está bien comentado y está escrito en C.
- El software de ADK se actualiza periódicamente para admitir características nuevas y avanzadas.

- Tarjeta de plataforma de desarrollo de aplicaciones

Tanto la Unidad de Implante y la Unidad de estación base están equipados con una tarjeta de plataforma de desarrollo de aplicaciones (ADP) que se conecta a la PC. La tarjeta se conecta al PC mediante un cable USB. Esta cuenta con los siguientes elementos:

- Microcontrolador independiente para manejar la comunicación entre la aplicación y la PC
- Controlador de la batería con el cargador
- Batería de Ion Litio que permite el funcionamiento autónomo
- Fuente de alimentación programable con capacidad integrada de medición de corriente / voltaje

- Unidad del sensor

La Unidad del sensor contiene los siguientes elementos:

- Tarjeta de Aplicación de implante (AIM). Optimizado para MICS transceptor de radio basado en el ZL70102. Aplicación para el microcontrolador con el firmware y una interfaz que permite la programación y la depuración
- Tarjeta ADP a la interfaz con la PC
- Antena optimizada para la operación en el aire. La antena está conectada con un conector SMA permitiendo 50 Ω y antenas personalizados para ser utilizadas con la ADK
- Adaptador de tarjeta de prueba que permite el sondeo de señales digitales y analógicas

- Unidad de aplicación de la estación base

La unidad de aplicación de estación base contiene los siguientes elementos:

- Tarjeta de aplicación de la estación base (BSM)
 - Optimizado MICS transceptor de radio basado en el ZL70102
 - Filtro de IF, un amplificador de registro y un detector para la asignación de canal libre.

- Transmisor de despertado a 2.45 GHz
- Aplicación para el microcontrolador con el firmware y una interfaz que permite la programación y la depuración
- Tarjeta ADP a la interfaz con la PC
- Antena de doble banda (400 MHz + 2.45 GHz) para la operación en el aire. La antena está conectada con un conector SMA permitiendo antenas personalizadas.
- Adaptador de tarjeta de prueba que permite el sondeo de señales digitales y analógicas (Tarjeta que comparte con la unidad de aplicación de implante)

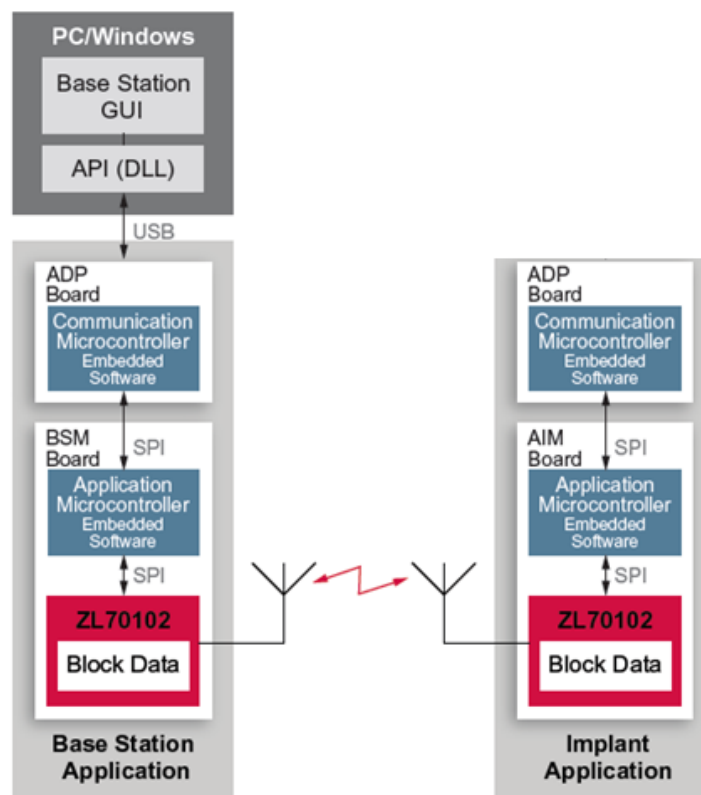


Figura 75. Diagrama a bloques del ADK ZL70102 de Zarlink

○ Software

La interfaz gráfica de usuario (GUI) que se ejecuta en la PC proporciona una interfaz visual fácil de usar para controlar y evaluar el desempeño y las capacidades del sistema de telemetría RF del ZL70102 IC. El software permite el acceso a toda la funcionalidad del ZL70102 así como proporcionar varias herramientas a nivel de sistema.

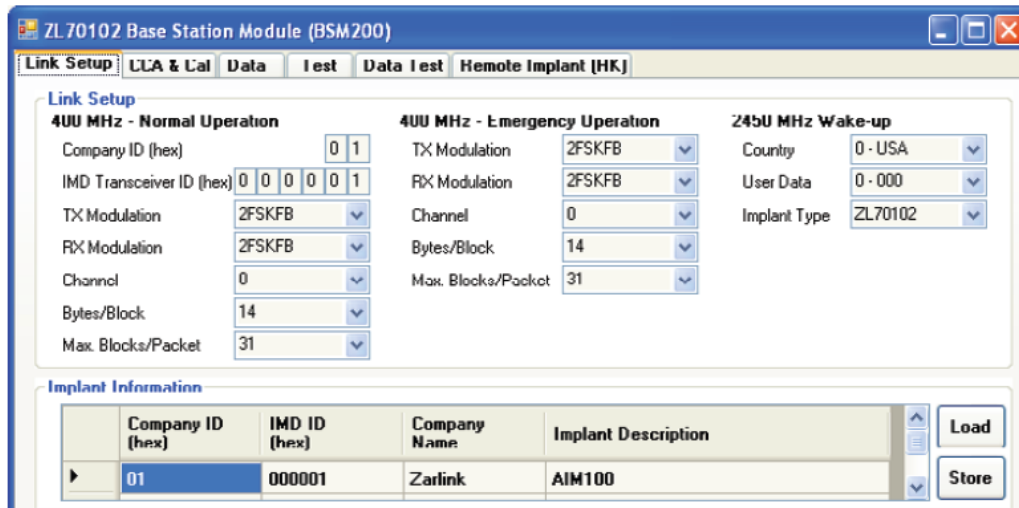


Figura 76. GUI del ADK ZL70102

○ Funcionamiento del circuito integrado ZL70102

El ZL70102 es alto rendimiento en enlace de comunicaciones half dúplex de RF para aplicaciones médicas implantables. El sistema es muy flexible y de bajo consumo compatible con varias opciones de despertado. Consumo de energía extremadamente bajo se puede lograr en la Banda ISM de 2.45 GHz como opción de despertado del receptor. El alto nivel de integración incluye un controlador de acceso de medio, proporcionando un control completo del dispositivo junto con la codificación y decodificación de mensajes de RF. Una interfaz periférica serial estándar (SPI) proporciona un acceso fácil por la aplicación. A continuación se presentan las características principales de este CI.

- Cumple con los requisitos de rendimiento, potencia y tamaño para sistemas de comunicaciones implantados.
- 402-405 MHz (10 canales MICS) y 433-434 MHz (2 canales ISM)
- Alta velocidad de datos (800/400/200 kbps velocidad de datos en bruto) permite un corto ciclo de trabajo, eficiente energía de transmisión bidireccional entre los datos de pacientes y el dispositivo.
- Alto rendimiento de MAC con el manejo de errores de manera automática y control de flujo, típico $<1.5 \times 10^{-10}$ BER
- Muy pocos componentes externos (3 unidades + acoplamiento de antena)

- El consumo de energía extremadamente bajo (típico de 5 mA, promedio en continuo TX / RX, en modo de reposo 1 mA)
- Ultra bajo consumo para el circuitos de despertado (típico 290 nA en un período de un 1s)
- Compatible con varios estándares (MICS, ETSI, FCC, IEC)

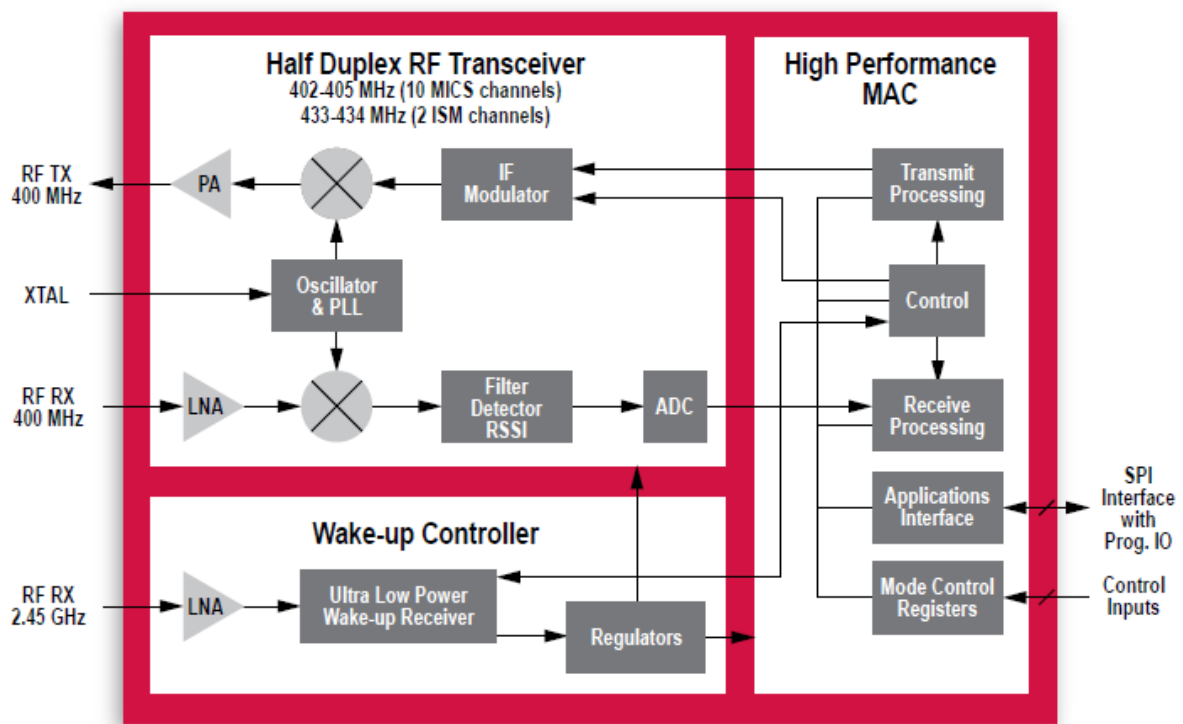


Figura 77. Diagrama a bloques del ZL70102

○ Descripción funcional

El ZL70102 opera en el Servicio de Comunicación Médico Implantable (MICS) en la banda 402-405 MHz. Se utiliza un esquema de corrección de errores junto con la detección de errores CRC para lograr un enlace extremadamente fiable. Para los bloques de datos estándar se obtiene un máximo BER de menos de 1.5×10^{-10} suponiendo una calidad de canal de radio en bruto de 10^{-3} BER.

❖ Modos básicos

El transceptor ZL70102 está diseñado para funcionar tanto en un implante y la aplicación de la estación base. Estos sistemas tienen diferentes requisitos especialmente con respecto al consumo de energía. Por lo tanto, el transceptor ZL70102 ha definido dos modos básicos (configurado por el pin de IBS):

- **Modo Base-Idle** El dispositivo está encendido y en reposo
- **Modo IMD** El dispositivo está dormido esperando un evento de despertador

Cuando se configura en el modo de IMD, el transceptor usualmente está dormido y en estado de ultra baja corriente. El IMD puede ser despertado para iniciar las comunicaciones con la recepción de un mensaje de despertador en 2.45 GHz

4.2.3 Ventajas de uso de la banda MICS de 402 - 405 MHz

Esta banda permite una velocidad de datos superior y un mayor alcance operativo, esto les da a los fabricantes de dispositivos médicos la oportunidad de habilitar nuevos servicios de valor agregado para mejorar la atención al paciente. Mediante el apoyo de mayores velocidades de datos, los eventos de pacientes se pueden capturar en la memoria del dispositivo implantado y rápidamente subidos a una estación base para su análisis, de esta forma se pueden acortar los tiempos de consultoría médico/paciente. En situaciones quirúrgicas, el amplio rango de operación permite que la estación base (programador) se encuentre fuera del entorno estéril. Con mayor rango de operación también se simplifica la vigilancia remota de aplicaciones.

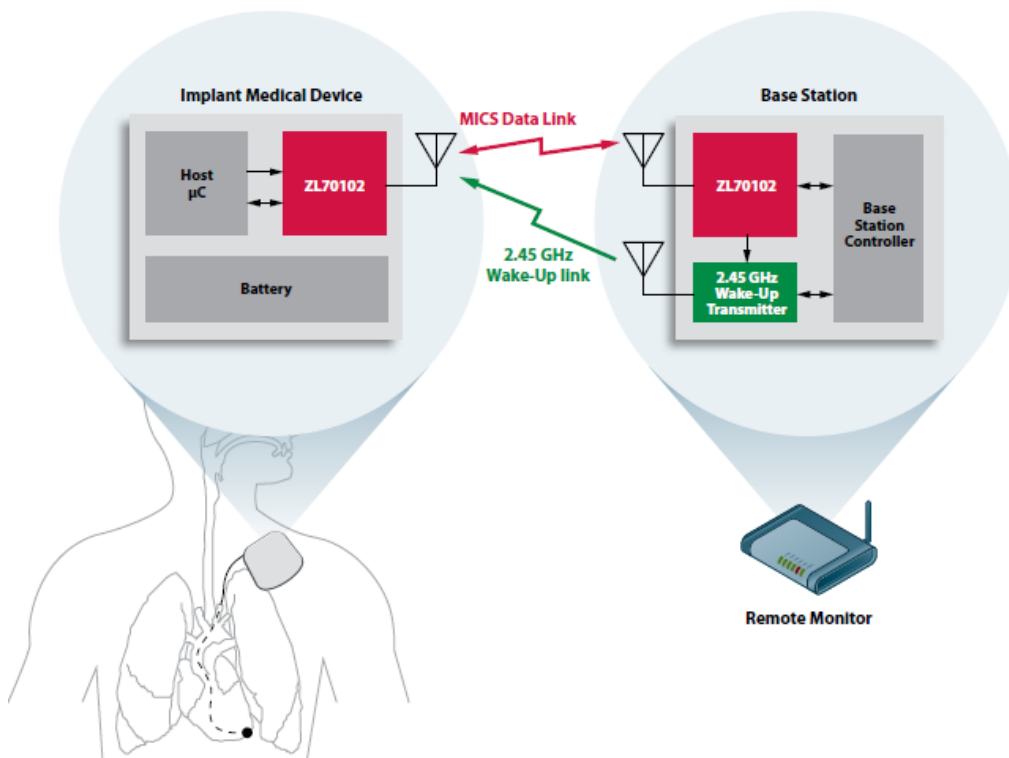


Figura 78. Ejemplo de aplicación del sistema de telemetría Zarlink ZL70102

4.2.4 Costos de implementación

Los costos de implementación de este sistema son relativamente bajos, el inconveniente es el que algunos de los circuitos integrados que se utilizan solo se venden en grandes cantidades.

- El Circuito integrado MSP430FG439 tiene un costo aproximado de \$ 5 USD por pieza, y el pedido mínimo es de 100 piezas
- El Circuito integrado MSP430F4618 tiene un costo aproximado de \$ 5 USD por pieza, y el pedido mínimo es de 100 piezas
- El ZL70102 Zarlink Application Development Kit (ADK), el costo depende del tipo de aplicación.

4.3 Diseño de sistemas BAN con elementos individuales

Los elementos principales que conforman las redes BAN son los nodos sensores, el nodo puerta de enlace y la estación base.

Para el diseño de los nodos sensores son necesarios ciertos componentes entre los cuales se encuentran los módulos de RF, sensores y baterías, teniendo en cuenta que en el módulo de RF también se pueden encontrar procesadores, filtros, etc. que ayudan al tratamiento de la señal.

4.3.1 Módulos de radiofrecuencia

Para esta función existen en el mercado módulos de Radiofrecuencia de distintas tecnologías como Bluetooth y Zigbee.

➤ Módulos bluetooth

a) Módulo RN-41

Este módulo Bluetooth tiene un costo que oscila entre los \$ 975.00 MXN, es de forma pequeño, de baja potencia de alimentación, de simple integración con otros dispositivos Bluetooth, está diseñado para ser amigable con aplicaciones con baterías ya que utiliza solo 250 μ A en modo de espera, además de tener múltiples modos de uso de energía. Tiene integrada una antena de alto rendimiento con la que se alcanzan distancias de hasta 100 metros y velocidades de transmisión de hasta 3

Mbps, además cuenta con interfaces de entrada UART y USB y utiliza 3.3 V para su operación.



Figura 79. Módulo RN-41

b) Módulo RN-42

La principal diferencia de este módulo con respecto al módulo anterior es el alcance y por tanto el consumo de potencia, que puede ser de hasta 26 μ A en modo de espera profundo, el alcance máximo es de 50 o 60 pies y su precio ronda los \$ 600.00 MXN.



Figura 80. Módulo RN-42

➤ Módulos Zigbee e IEEE 802.15.4

a) Módulos XBee OEM RF

El precio de estos módulos oscila entre los \$420 MXN para el XBee y \$720 MXN para el XBee PRO. Esta es una línea de productos conformada por el XBee y el XBee PRO, su principal diferencia es la potencia de transmisión, ya que el XBee transmite con hasta 1 mW de PIRE con lo que alcanza un rango de hasta 100 metros y el XBee Pro con hasta 100 mW de PIRE y alcanza hasta 1.6 km de cobertura.

Cuentan con una gran facilidad de uso, puesto que no son necesarias tantas configuraciones para su uso y si es necesario también se tienen una gran variedad de comandos AT para su configuración avanzada.

Sus principales características son:

- Tasa de datos de RF: 250 kbps
- Voltaje de alimentación 2.8 - 3.4 V

- Corriente de recepción o estado de alerta: 50 y 55 mA (a 3.3 V)
- Corriente de transmisión: 45 y 215 mA (a 3.3 V)
- Antena integrada en un chip o de látigo
- Dimensiones: 33 mm x 25 mm



Figura 81. Módulos XBee y XBee PRO

Además de estos módulos existe una gran variedad de soluciones de RF disponibles en el mercado para poder experimentar con redes BAN, algunas de las opciones que se pueden consultar están en las tiendas en línea de Semiconductor Store y Mouser Electronics.

4.3.2 Módulos sensores

En el mercado existen pocos módulos sensores disponibles comercialmente, algunos de los que hay son oxímetros, sensores de ECG, de EMG, de EEG, etc.

➤ Sensores de EMG

a) Sensor de EMG SX230 de Biometrics

El sensor SX230 es una sonda activa fabricada por biometrics Ltd que proporciona excelente calidad de señal y la facilidad de uso. Único en el diseño es la impedancia de entrada del amplificador de $> 10.000.000 \text{ M}\Omega$. Lo que esto significa en la práctica es que la preparación de la piel poco o nada y no se requiere la utilización de geles, por tanto, la calidad de la señal grabada es absolutamente excelente tanto para aplicaciones estáticas y dinámicas.

Tiene un ancho de banda de 20 Hz a 460 Hz, requiere de alimentación de 3.5 a 5.5 V y tiene un peso de 5 g.



Figura 82. Sensor EMG SX230

b) Sensor EMG NORAXON Pre-Amplified Active Leads

Esta empresa ofrece dos tipos de sensores para ser utilizados en diferentes sistemas propietarios, sus principales características son: una impedancia de entrada mayor a 100 M Ω , un intervalo de entrada de +/- 3.5 mV, ganancia base de 500 y opera con +/- 5 V con 2 mA.



Figura 83. Sensores Noraxon

➤ **Sensores de ECG**

a) Sensor ECG Thought Technology SA9306M

Este sensor tiene un costo de \$ 295.00 USD más envío. Es un sensor pre-amplificado, para la medición directa de la actividad eléctrica del corazón. Se conecta a través de cables extensores para un gancho de un solo canal.

Sus principales características son:

- Ancho de banda: 0.5 Hz – 1 kHz
- Señal de entrada: 0 – 12 mV RMS
- Señal de salida 0 – 600 mV RMS
- Impedancia de entrada: 1 000 000 M Ω
- Tamaño: 37mm x 37mm x 12mm
- Consumo de corriente: <1.5mA



Figura 84. Sensor ECG Thought Technology

b) Sensor EG01000 Módulo ECG de un canal,

El modulo tiene las siguientes características:

- Pequeño tamaño (77 x 53 mm)
- Consumo de potencia de 100 mW a 5V
- Aislamiento galvánico en la tableta
- Medición de pulso de 30 a 250 bpm
- Tres etapas de amplificación
- Interfaz RS232 y niveles TTL asíncronos



Figura 85. Sensor EG01000

➤ Sensores de SpO2

a) Sensor EG00352 de MedLab

Este es un módulo sensor de SpO2 optimizado para un bajo consumo de potencia, sus características son:

- Bajo costo y alto rendimiento
- Tecnología avanzada de 32 bits, útil para aplicaciones con adultos y niños
- Pequeño tamaño (40 x 20 mm)
- Ultra bajo ruido

- Fácilmente integrable con otros dispositivos
- Voltaje de alimentación de 3.3 V (50 mA)
- Interfaz asíncrona de niveles CMOS
- Transmisión de SpO₂, pulso, forma de onda pletismográfica e información de estado
- Alta flexibilidad de protocolos de interfaz
- Compatibilidad con sondas de varios fabricantes



Figura 86. Sensor EG00352

b) Sensor Sexsixa e-AR con SpO₂

Este es un módulo sensor de SpO₂, sus características son:

- Bio-inspirada en diseño
- En tiempo real el ciclo de caminado, estable / inestable locomoción, la aceleración y detección de ondas de choque en la columna vertebral
- Sensible, fácil de usar, y no intrusiva
- Procesador de ultra baja potencia integrado con RF de 2,4 GHz
- Mediciones continuas de SpO₂ y ritmo cardíaco
- Diseñado para aplicaciones del cuidado y bienestar de la salud



Figura 87. Sensor Sensixa e-AR

➤ Sensores de EEG

a) Sensor EEG Thought Technology SA9305M

El sensor de EEG detecta y amplifica los pequeños voltajes eléctricos que se generan por las células cerebrales (neuronas). Las frecuencias más comúnmente examinado, por EEG, son entre 1 y 40 Hz. El sensor de EEG registra una señal "cruda" de EEG, que es la diferencia constantemente variable de potencial entre el electrodo positivo y negativo. Este sensor tiene un costo de \$ 275.00 USD más envío. Sus principales características son:

- Tamaño: 37mm x 37mm x 12 mm
- Impedancia de entrada: 10GΩ en paralelo con 10pF
- Sensibilidad: <math><0.1\mu\text{VRMS}</math>
- Ancho de Banda: 2 Hz - 1kHz
- Precisión: $\pm 0.3\mu\text{VRMS}$, $\pm 5\%$ de la lectura @ 10 ° C a 40 ° C



Figura 88. Sensor EEG SA9305M

b) QPET EEG Sensor Switch Box

Con estos electrodos ActivEEG también puede disfrutar de las ventajas de los electrodos activos con sistemas como Thought Technology, el hardware BrainMaster y otros sistemas compatibles con DIN. El sensor puede ser utilizado para las mediciones bipolares (1 azul y amarillo 1 se puede utilizar como un par de medición). Este sensor tiene un costo de \$ 872.00 USD más envío. Sus principales características son:

- 5 Cables Snap: 2 amarillos, 2 azules y 1 negro
- batería de 9V
- 5 entradas analógicas

- Amplificador DC
- Impedancia de entrada: 2T Ohms
- Consumo de energía: 1mA



Figura 89. Sensor QPET EEG

➤ Sensores de respiración

a) Sensor Thought Technology SA9311M

El sensor de respiración es sensible al estiramiento. Cuando está atado alrededor del pecho de un cliente o en el abdomen, convertirá la expansión y contracción de la caja torácica o área abdominal, a una elevación y caída de la señal. La señal de la respiración es una medida relativa de la expansión del pecho así que no hay unidades de medida estándar para la respiración. El sensor tiene un costo de \$ 250.00 USD más envío.

Sus principales características son:

- Tamaño: 132 cm
- Peso: 30 g
- Rango: 30% - 65%



Figura 90. Sensor de respiración SA9311M

b) Sensor de respiración Nexus NX-RSP1A

El sensor de respiración NeXus se utiliza para controlar la respiración abdominal, en aplicaciones tales como manejo del estrés y técnicas de relajación. Además de medir la

frecuencia respiratoria, este sensor también le da una indicación de la profundidad relativa de la respiración. El sensor de respiración NeXus puede ser usado sobre la ropa, normalmente se coloca en la zona abdominal.



Figura 91. Sensor de respiración NX-RSP1A

➤ Sensores de presión arterial

a) Sensor MPX2050

Los dispositivos de la serie MPX2050 son sensores de silicio piezorresistivo de presión proporcionan una salida de voltaje de alta precisión y lineal, directamente proporcional a la presión aplicada. El sensor es un solo diafragma de silicio monolítico con un medidor de tensiones y una red de resistencias de película delgada integrada en el chip. Este tipo de chips pueden ser usados en distintas aplicaciones como indicadores de Nivel, diagnóstico médico y Medición no invasiva la presión arterial. Características principales:

- Compensación de temperatura por encima de 0 ° C a +85 ° C
- Voltaje proporcional al de suministro
- Linealidad $\pm 0,25\%$



Figura 92. Chip MPX2050

➤ Sensores de glucosa

a) Sensor Enlite

El sensor de Enlite utilizado para la monitorización continuo de glucosa de Medtronic (CGM), combina un rendimiento mejorado con características diseñadas para

proporcionar un mayor confort y facilidad de uso. El CGM revela bajos y altos que la prueba de prueba de hemoglobina A1C y la punción en el dedo no lo hacen. Sus principales características son:

- 69% Más pequeño que otros sensores del mercado
- 6 días de uso
- Indicado para adultos y niños
- Alertas predictivas se pueden configurar para avisarle al paciente hasta 30 minutos antes de llegar a un límite preestablecido



Figura 93. Sensor Enlite

b) Sensor DEXCOM

El sensor es flexible, ovalado, y con un cable miniatura que va justo debajo de la piel para leer los niveles de glucosa, y se adhiere a la piel con un parche adhesivo. El sensor ultra sensible, sus principales características son:

- El sensor tiene un máximo de 7 días de uso para una mayor comodidad.
- Excelente rendimiento en el rango de hipoglucemia
- Cómodo diseño, amigable con el cuerpo y pequeño.

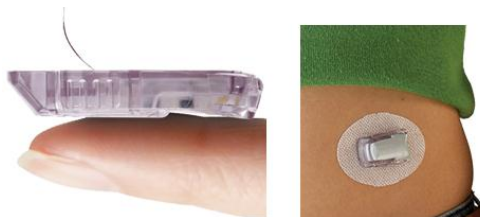


Figura 94. Sensor DEXCOM

CONCLUSIONES

Las redes de área corporal (BAN) son tecnologías emergentes que posibilitan una gran variedad de interesantes aplicaciones, principalmente en el campo de la monitorización de señales de origen corporal con fines médicos, deportivos y/o militares.

En términos del cuidado de la salud esta tecnología tiene un gran potencial, debido a que con ella es posible mantener informados a los médicos sobre el estado de salud de sus pacientes de manera remota, abaratando así muchos de los costos de los hospitales y centros de salud en cuanto al uso de las camas disponibles. Además con los elementos llamados nodos sensores-actuadores, es viable proporcionar algún medicamento necesario a los usuarios de manera automática, solamente con la activación de una alerta generada por el propio sensor, lo que puede ayudar a prevenir crisis causadas por enfermedades o desordenes de salud.

El estudio de estas redes por parte de la ingeniería es atractivo principalmente por que abren nuevos horizontes y oportunidades laborales en el ámbito de las telecomunicaciones, en áreas como el procesamiento de señales, la radiofrecuencia, las redes de datos y las redes inalámbricas de sensores.

Estas redes se sustentan en tecnologías desarrolladas para redes inalámbricas de sensores y se apoyan en estas, debido a que sus aplicaciones y procesos son similares, además de que muchos de los elementos que componen estas redes pueden ser utilizados en su totalidad por las redes de área corporal como los bloques de radiofrecuencia, de almacenamiento y generación de energía, de procesamiento, etc. Asimismo se aprovecha el software ya desarrollado para estas redes, con sus respectivas modificaciones debido a la naturaleza particular de las señales de origen corporal.

Sin embargo, no solamente es posible utilizar tecnologías basadas en redes inalámbricas de sensores, también se han propuesto tecnologías y bandas de frecuencias novedosas desarrolladas con fines propios de las redes de área corporal como la banda MICS (Medical Implant Communications System) que contiene

indicaciones para la comunicación de sensores médicos implantados y la tecnología de banda ultra ancha (UWB, Ultra Wide Band) que está aún en desarrollo y estandarización, pero que según los estudios preliminares que ha realizado el grupo de trabajo 6 de la IEEE 802.15 tiene muy buenas posibilidades de implementación en redes BAN y en otras comunicaciones de corto alcance y altas tasas de transmisión.

También es importante resaltar la complejidad de los escenarios (medios de propagación) en los que se desenvuelven las redes de área corporal que son dentro, sobre y fuera del cuerpo humano, unos escenarios novedosos en los cuales todavía hacen falta realizar algunos otros estudios y experimentos para la caracterización de la propagación de las ondas electromagnéticas en las bandas de frecuencias con opciones de utilización en redes BAN.

Actualmente existen unos pocos sistemas comerciales para implementar este tipo de redes, dentro de los cuales se encuentran sistemas ya integrados que contemplan todos los elementos que componen estas redes y por otro lado existe la posibilidad de realizar un diseño completamente propio eligiendo componente por componente con la complejidad que esto conlleva.

Es de suma importancia en el desarrollo de esta tecnología seguir tomando en cuenta los retos que las redes BAN suponen, especialmente en la protección y privacidad de los datos de los usuarios y pacientes, debido a que esta es información muy valiosa y personal, y por lo mismo puede ser utilizada con fines maliciosos o discriminatorios, como el encasillar a algún paciente con ciertas enfermedades o padecimientos al consumo de sustancias o medicamentos particulares o situaciones aún peores.

Es evidente que esta tecnología aún se encuentra en una fase temprana de su desarrollo, el más claro ejemplo de esto es la falta de un estándar que norme su interoperabilidad, sin embargo, al parecer existe una gran motivación en el ámbito académico, especialmente en algunas universidades y particularmente en la IEEE que recientemente ha creado un grupo de trabajo para su normalización, y en algunos fabricantes que siguen investigando para la continuación del desarrollo de esta tecnología, que por supuesto tiene un futuro muy prometedor en los ámbitos de la

telemedicina, la monitorización remota y los mercados que de ella emanen con su continuo avance y perfeccionamiento.

Finalmente es importante destacar el gran aprendizaje obtenido con este trabajo de investigación, especialmente en cuestiones que no se resaltaron durante la carrera, como el campo de los modelos de propagación de ondas electromagnéticas que nos ha parecido muy interesante en su caracterización, además del estudio de las redes de sensores en general, muy importante en ciertas aplicaciones como la monitorización de una gran variedad de señales de muy distintas fuentes.

APÉNDICE A. MODELOS DE PROPAGACIÓN DE ONDAS ELECTROMAGNÉTICAS

Un modelo de propagación es un conjunto de expresiones matemáticas, diagramas y algoritmos utilizados para representar las características de radio de un determinado entorno.

La señal emitida por una antena va a experimentar múltiples transformaciones en su señal y camino a lo largo de su trayectoria por el medio de propagación, llegando al receptor solo una pequeña parte. El camino entre receptor y emisor pueden variar en múltiples formas debido a la existencia de diferentes obstáculos. Esto hace muy difícil predecir la señal recibida en un determinado punto o analizar el canal de radio.

Los modelos de propagación se han enfocado tradicionalmente en predecir la potencia promedio de la señal recibida; así como la variación de la potencia en la proximidad espacial de un lugar en particular.

Existen varios tipos de modelos que se diferencian por la forma en que se han obtenido sus predicciones, entre los principales tipos de modelos se encuentran los modelos matemáticos o teóricos y los empíricos o estadísticos.

- Modelos empíricos o estadísticos. Se basan en la extrapolación estadística de resultados a partir de medidas del fenómeno realizadas sobre el terreno. La principal ventaja de este tipo de modelos es que se tienen en cuenta de forma implícita las influencias propias del entorno en su conjunto, sin ser reconocidas cada una de ellas de manera aislada. Por el contrario, su precisión depende no sólo de la precisión de las medidas, si no de la similitud entre el entorno donde fueron llevadas a cabo las medidas y el entorno a analizar.
- Modelos Teóricos. Se basan en los principios fundamentales del medio que se intenta modelar (por ejemplo los principios de la física, si se modelan fenómenos físicos). Pueden ser aplicados en diferentes entornos sin que se vea afectada su precisión. En la práctica la implementación de modelos teóricos requiere enormes bases de datos de características relativas al entorno, las cuales en la práctica son imposibles de obtener en muchos casos, o muy difíciles de obtener. Los algoritmos usados por los modelos teóricos son

generalmente muy complejos y computacionalmente poco eficientes. Por esta razón su implementación se restringe a pequeñas áreas. Por el contrario, si su implementación es correcta, proporcionan gran precisión en su predicción, en comparación con los modelos empíricos.

➤ **Modelos de grande y pequeña Escala**

Otra clasificación importante de los modelos de propagación de las ondas electromagnéticas es la de modelos de grande y pequeña escala, además de los modelos de propagación en interiores. Los modelos de gran escala se utilizan para predecir pérdidas para casos en los cuales el transmisor y el receptor se encuentran a distancias significativas. Los modelos de pequeña escala son útiles para distancias cortas y cuando se desea una predicción de rápidos cambios en la intensidad de potencia.

Los efectos más importantes a considerar en la propagación en grande y pequeña escala son: la multitrayectoria, los cambios rápidos en la intensidad de la señal en pequeñas distancias recorridas e intervalos de tiempo, el corrimiento en frecuencia de la señal por el efecto Doppler en diferentes trayectorias y la dispersión en tiempo causados por los retrasos en la propagación por multitrayectoria.

El otro tipo de modelos de propagación es la propagación en interiores que se basa en estudios que describen o predicen las pérdidas dentro de construcciones e interiores.

➤ **Modelos de propagación en espacios abiertos**

Este tipo de modelos está condicionado a la nula existencia de obstáculos para la propagación de ondas electromagnéticas, estos modelos surgen de la necesidad de modelar un terreno irregular, pero con el menor número de obstáculos para así lograr la predicción del nivel de la señal en el receptor, este tipo de modelos son los más sencillos que existen pero no dejan de tomar en cuenta ciertos parámetros para sus cálculos, como el modelado de la zona de cobertura y la consideración de ciertos obstáculos. Los principales métodos de predicción de campo en este sentido son:

- Longley-Rice
- Durkin

- Okomura
- Hata
- Hata con extensión PCS

➤ **Modelo de propagación en espacio libre (Friis)**

Para la utilización de este modelo se requiere tener una total línea de vista entre el transmisor y el receptor, así como las condiciones de espacio libre, las pérdidas de enlaces satelitales y de microondas se calculan con este modelo. Este método predice la caída de la potencia de la señal en relación con la distancia de separación entre el transmisor y el receptor y la frecuencia de operación. Este modelo se puede resumir con la fórmula de Friis:

$$\frac{P_r}{P_t} = G_t G_r \left(\frac{\lambda}{4\pi R} \right)^2$$

Donde P_r y P_t son las potencias recibida y transmitida, G_r y G_t son las ganancias de las antenas receptora y transmisora, λ es la longitud de onda de transmisión y R es la distancia entre las antenas. Esta fórmula solo es válida en la región de campo lejano, es decir, cuando R es mucho mayor a λ .

➤ **Modelo de dos Rayos de reflexión terrestre**

Este modelo es muy útil para conocer la reflexión que tienen las señales sobre la tierra, se basa en óptica geométrica, este modelo considera la transmisión de las señales en forma directa junto con la propagación de las ondas al reflejarse sobre la tierra, como se muestra en la Figura 94.

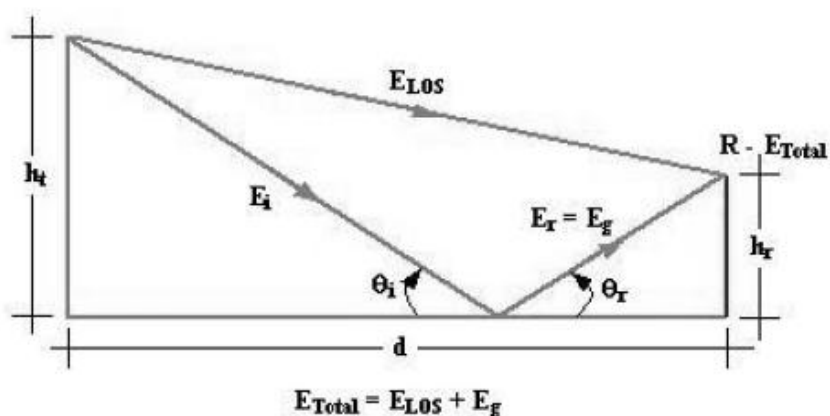


Figura 95. Modelo de dos rayos

Se puede decir que este modelo se acerca un poco más a la realidad y también es adecuado para predecir pérdidas en varios kilómetros. La ecuación que describe la potencia en Watts recibida para este modelo es la siguiente:

$$P_r = \frac{P_t G_t G_r h_r^2 h_t^2}{d^4}$$

Se asume que la distancia de separación entre el transmisor y el receptor es mucho mayor que la altura de las antenas.

➤ **Modelo Log-Normal de pérdidas de trayectoria por efecto sombra**

La mayor parte de los modelos empíricos se basan en el siguiente modelo, según el cual, las pérdidas en entornos cerrados se pueden expresar en una ecuación en función de la distancia entre transmisor y receptor como:

$$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log\left(\frac{d}{d_0}\right) + X_\sigma$$

Donde n es una variable de pérdida de trayecto, $PL(d_0)$ es una pérdida a una distancia cercana de referencia, y X_σ es una desviación típica.

Los valores de n dependen del tipo de entorno, X_σ es una variable aleatoria expresada en dB que indica una desviación típica de σ dB.

Este modelo es una técnica de estimación de pérdidas de propagación muy práctica y que tiene como principal ventaja que tiene en cuenta todos los factores que influyen en la propagación.

➤ **Modelos FDTD (Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo)**

Las características de propagación de radio de los modelos electromagnéticos pueden aproximarse mediante la solución numérica de las ecuaciones de Maxwell. El método de diferencias finitas en el dominio del tiempo es probablemente el más popular para una solución numérica de las ecuaciones de Maxwell. De esta manera las ecuaciones

son aproximadas por un sistema de ecuaciones de diferencia finita. Los modelos de diferencias finitas en el dominio del tiempo exigen procesos de cálculo de cómputo complicado y difícil de calcular puesto que cada característica física de la propagación debe ser considerada.

En este método las ecuaciones de Maxwell se aproximan por medio de un conjunto finito de ecuaciones diferenciales. Antes de realizar los cálculos es necesario definir una cuadrícula específica (regular o irregular) sobre el área de interés. Una vez que estas condiciones iniciales han sido definidas, el algoritmo FDTD emplea las diferencias centrales para aproximar las derivadas tanto en el espacio como en el tiempo. En los nodos de la cuadrícula la solución se determina iterativamente, resolviéndose de este modo las ecuaciones de Maxwell directamente.

Los modelos FDTD son muy exigentes computacionalmente. El tiempo de computación depende proporcionalmente del tamaño del área a ser analizada, pero no significativamente de los detalles incluidos en su descripción. Sin embargo el número de nodos de la cuadrícula está exponencialmente relacionado al tamaño del área y la frecuencia de operación.

Debido a su complejidad computacional, los modelos FDTD son aconsejables sólo en tareas de predicción de campo en pequeñas áreas. Para áreas de mayor tamaño los modelos de ray-tracing son más aconsejables.

➤ **Modelos de trazado de rayos**

El algoritmo de trazado de rayos calcula todos los posibles caminos desde el transmisor al receptor. En los modelos básicos de trazado de rayos, la predicción se basa en cálculos de transmisión en espacio abierto complementados con el efecto de reflexión de las paredes, teniendo en cuenta una única reflexión. Los algoritmos de trazado de rayos más complejos incluyen mecanismos de difracción, dispersión difusa y penetración a través de diversos materiales.

Hoy en día los modelos de trazado de rayos están considerados entre los más precisos de entre los modelos de predicción de potencia de campo; sin embargo, requieren una representación muy detallada del área a analizar. La precisión del modelo depende en

gran medida de la precisión y completitud/complejidad de la base de datos asociada a la representación. Por otro lado, el tiempo de computación depende en modo exponencial de estos detalles. Así, el tiempo de computación de un área reducida pero muy detallada puede ser mucho mayor que el de un área mayor pero con menor nivel de detalle.

APÉNDICE B. UWB (BANDA ULTRA ANCHA)

La comunicación inalámbrica basada en Ultra-Wideband (UWB) o banda ultra ancha es una tecnología revolucionaria para la transmisión de grandes cantidades de datos digitales a través de un amplio espectro de frecuencias con pulso corto y señales de radio de baja potencia. UWB comúnmente se refiere a una señal o sistema que tiene un ancho de banda relativamente grande (BW) que supera el 20% o un gran ancho de banda absoluto de más de 500 MHz.

➤ Tecnología

Las transmisiones en UWB constan de una serie de impulsos de energía modulados del orden de los picosegundos de duración, siendo la duración de los impulsos mucho menor que el intervalo de tiempo de un bit. Para la modulación o codificación de la información de los distintos impulsos se varía su amplitud, polarización, fase o temporización. Por esta razón se ha llamado a UWB transmisión en modo banda base sin portadora basada en impulsos o no sinusoidal, ya que los impulsos pueden alimentar directamente a la antena para su transmisión.

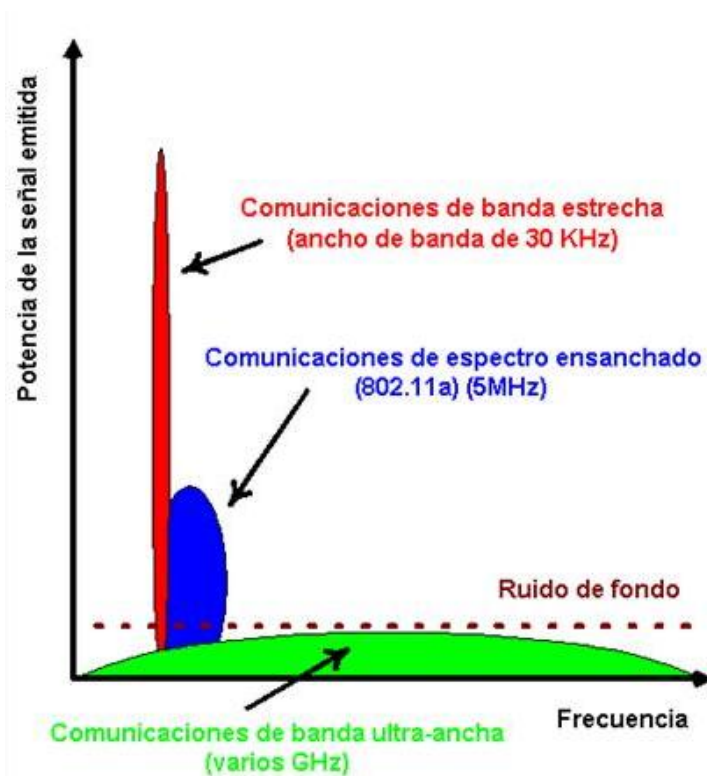


Figura 96. Espectro de frecuencias UWB

Debido a la extremadamente corta duración de los impulsos, el espectro de frecuencias de una señal UWB es de un ancho de banda de varios GHz. Puesto que UWB debe distribuir la energía sobre un ancho de banda tan grande, la densidad espectral de dicha energía es muy pequeña, lo que retraduce en una carencia casi absoluta de interferencias con otras señales que estén utilizando dicha porción del espectro.

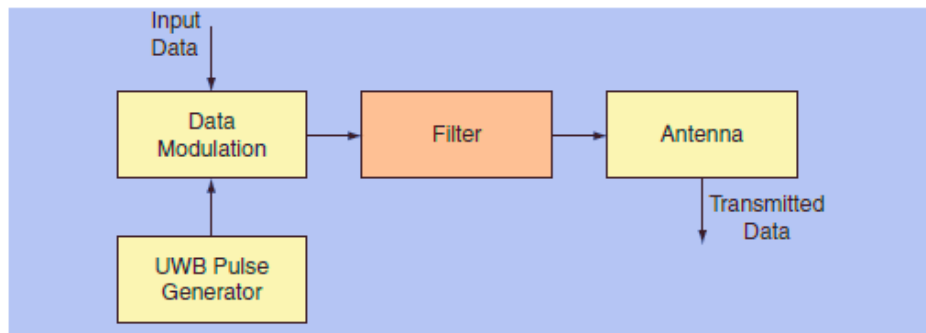


Figura 97. Diagrama a bloques de un transmisor de UWB

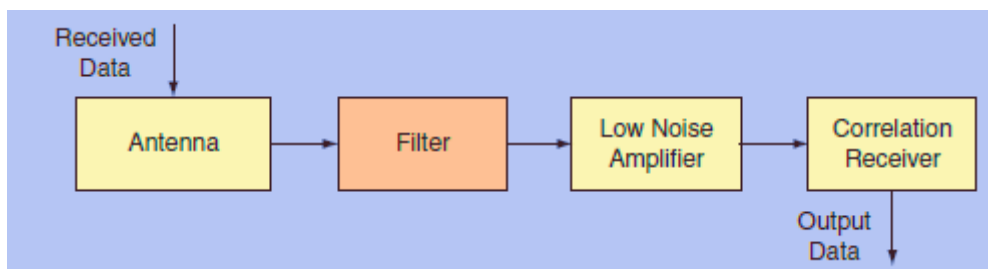


Figura 98. Diagrama a bloques de un receptor de UWB

Los emisores UWB transmiten secuencias de impulsos que son detectados por los receptores, estando ambos sincronizados con una precisión de trillones de segundos. Para que tenga lugar la recepción es necesario que los receptores tengan información previa de la temporización y secuencias de los impulsos de los emisores. Los amplificadores de entrada de los receptores están activados durante un periodo de tiempo extremadamente corto, lo que le permite al receptor rechazar la mayoría de las señales no deseadas. En UWB los pares emisor-receptor están activos durante periodos de tiempo muy cortos por lo que es posible la existencia de muchos de estos pares en un mismo entorno, ya que cada uno de ellos tendrá una temporización y secuencia de impulsos diferentes, característica muy importante en las redes inalámbricas de área local, lo que permite la existencia de gran número de transmisiones simultáneas.

Hay dos métodos básicos de explotar el ancho de banda UWB:

- Pulsed UWB: con señales tipo radar (impulse radio) en forma de monociclos de muy corta duración que atacan directamente la antena, sin usar portadora (carrieless). Se accede al medio con esquemas tipo: TH (Time-Hopping) o DS (Direct-Sequence) CDMA.
- Carrier-based UWB: utilización de portadoras como por ejemplo en forma de OFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing).

En cualquiera de los dos casos se transmite con una potencia muy baja.

➤ Estandarización

La tecnología de radiocomunicaciones UWB queda enmarcada en su uso comercial para comunicaciones en el espectro radioeléctrico de 3.1 GHz hasta 10.6 GHz, según la normativa de EEUU, Europa y de la mayoría de regiones del mundo [ETSI08], [FCC02.48]. Cabe destacar que en esta normativa una señal RF es considerada como de comunicaciones radio UWB cuando su ancho de banda fraccional a -10 dB es mayor del 20% de su frecuencia de trabajo, como mínimo 500 MHz de ancho de banda según la [FCC02.48], o mayor de 50 MHz de ancho de banda a -23 dB según la normativa europea [ETSI08]. Al ser considerado como un sistema de radiocomunicaciones sin licencia de banda ultra-ancha, los sistemas UWB deben coexistir en muchos casos con otros sistemas de comunicaciones de banda estrecha con licencia. Esta coexistencia obliga a regular las potencias de emisión y recepción de los sistemas UWB para evitar escenarios de interferencia no deseada. A este respecto los diferentes grupos de trabajo en los organismos regulatorios internacionales, como la FCC, la ETSI o la ARIB japonesa proponen un marco espectral para la regulación de la potencia de emisión UWB en la banda de 3.1 a 10.6 GHz para aplicaciones interiores o de corto alcance. Esta regulación define la densidad de potencia máxima transmitida (EIRP, Equivalent Isotropically Radiated Power) en la banda de interés en -41.3 dBm/MHz y también define el máximo valor de potencia de pico en la banda de trabajo como de 0 dBm/50 MHz.

BIBLIOGRAFÍA

Sohraby Kazem, et al., "Wireless Sensor Networks: Technology, Protocols and Applications", Wiley, USA, 2007, pp 307.

Eren, Halit, "Wireless Sensors and Instruments: Networks, Design and Applications", Taylor & Francis, USA, 2006, pp 291.

Sarangapani, Jagannathan, "Wireless Ad Hoc and Sensor Networks: Protocols, Performance and Control", Taylor & Francis, USA, 2007, pp 514.

Ananda A., et al, "Mobile, Wireless, and Sensor Networks: Technology, Applications, and Future Directions", Wiley, Canada, 2006, pp 430.

Verdone, Roberto, et al., "Wireless Sensor and Actuator Networks: Technology, Analysis and Design", AP, USA, pp 352.

Fernández Martínez, Roberto, et al., "Redes Inalámbricas De Sensores: Teoría Y Aplicación Práctica" Material didáctico, ingenierías No. 26. Universidad de la Rioja, Servicio de Publicaciones, España, 2009, pp. 95.

Hossein Fariborzi, et al., "The Design of an Intelligent Wireless Sensor Network for Ubiquitous Healthcare", International Conference on Intelligent and Advanced Systems 2007, pp 414-417, 2007.

Woogeun Rhee, et al., "Low Power, Non Invasive UWB Systems for WBAN and Biomedical Applications", ICTC 2010, pp 35-40, 2010.

Paul Honeine, et al., "Wireless Sensor Networks In Biomedical: Body Area Networks", 7th International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications (WOSSPA), pp 388-391, 2011.

Christian Bachmann, et al., "Low-Power Wireless Sensor Nodes for Ubiquitous Long-Term Biomedical Signal Monitoring", IEEE Communications Magazine, Enero 2012, pp 20-27.

Prem Chand Jain, "Wireless Body Area Network for Medical Healthcare", IETE Technical Review, vol 28, Julio-agosto 2011, pp 362-371.

Huan-Bang Li, et al., "Wireless Body Area Network Combined with Satellite Communication for Remote Medical and Healthcare Applications", Wireless PersCommun, Julio 2009, pp 697-709.

Sana Ullah, et al., "A Review of Wireless Body Area Networks for Medical Applications", Int. J. Communications, Network and System Sciences, 2009, 2, pp797-803.

Min Chen, et al., "Body Area Networks: A Survey", Mobile Netw Appl, Agosto 2010, pp 171-193.

Kamya Y. Yazdandoost, et al., "Channel Characterization for BAN Communications", March 2007, IEEE802.15-07-0641-00-0ban.

K. Y. Yazdandoost, K. Sayrafian, "Channel Model for Body Area Network (BAN)", April 2009, IEEE P802.15-08-0780-09-0006.

Leonardo Betancur, Ph.D. Universidad, "Redes de área corporal. Una perspectiva al futuro desde la investigación" Icesi (2011). Revista Sistemas y Telemática. Vol.9. No.16, 11-30

Hall Peter S., Hao, Yang, "Antennas and Propagation for Body Centric Wireless communications", Artech House, pp 291, 2006.

Abbasi, Q.H.; Khan, M.M.; Alomainy, A.; Yang Hao, "Characterisation of ultra wideband body-centric radio channel dependency on angular and spatial variations", Microwave Conference (EuMC), 2011 41st European Publication Year: 2011 , Page(s): 686 – 689

REFERENCIAS

<http://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html>

<http://www.ecse.monash.edu.au/staff/mehmety/WBSN.htm>

http://www2.imec.be/be_en/press/imec-news/archive-2008/body-area-network-monitors-arousal-level.html

http://altred.randomlab.net/altred/OlsrD_Protocolo?action=AttachFile&do=get&target=ECRI_Anteproyecto.pdf

http://guimi.net/monograficos/G-Redes_de_comunicaciones/G-RCnode29.html#SECTION00062600000000000000

http://www.upm.ro/InterIng2007/Papers/Section4/28-SUCIU_DORU_MURES_PAPER2.pdf

http://www.redsinfronteras.org/pdf/redes_wireless.pdf (FHSS DSSS)

<http://www.sensor-networks.org/index.php?page=0823123150>

http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/Design_Aspects_of_BSNs

http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/Privacy_%26_Security

http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/Eco:_Ultra-Wearable_and_Expandable_Wireless_Sensor_Platform

http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/Project_STELLA_-_Stretchable_Electronics_for_Large_Area_Applications

http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/CONTEXT_Project_-_Contactless_Sensors_for_Body_Monitoring_Incorporated_in_Textiles

http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/OFSETH_-_Optical_Fibre_Sensors_Embedded_in_to_technical_Textiles_for_Healthcare_monitoring

<http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/ALARM-NET>

<http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/CodeBlue>

<http://www.capsil.org/capsilwiki/index.php/IShoe>

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/campos_v_da/capitulo4.pdf

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/campos_v_da/capitulo3.pdf

http://arantxa.ii.uam.es/~tac/Documentacion/Tema_IV_Introduccion_UWB_ver0.pdf

<http://www.ramonmillan.com/tutoriales/ultrawideband.php>

http://www.rovingnetworks.com/products/RN_41

<http://www.5hz-electronica.com/mdulobluetooth-rovingnetworksrn-41.aspx>

http://www.rovingnetworks.com/products/RN_42

<http://www.digi.com/products/wireless-wired-embedded-solutions/zigbee-rf-modules/point-multipoint-rfmodules/xbee-series1-module#overview>

<http://www.robot-mexico.com/>

<http://www.cablesensores.com/products/sensor-bci-spo2-reusable-corto>

<http://www.biometricsltd.com/emg.htm>

<http://www.noraxon.com/downloads/documents/sensors/Pre-AmpLeadWires.pdf>

<http://www.biof.com/onlinestore/activeelectrodes.asp?redirect>

<http://bio-medical.com/products/thought-technology-ecgekg-sensorsa9306m.html>

<http://www.medlab-gmbh.de/english/modules/pulseoximetry/eg00352/index.html>

<http://www.medlab-gmbh.de/english/modules/ekgmodules/eg01000/index.html>

<http://www.nuubo.com/?q=es/node/176>

<http://www.saludnova.com/index.php/servicios/telemonitorizacion/carelinepro/carelinepro-que-es>

<http://www.lifewatch.com/wirelesshealthcare>

<http://www.dexcom.com/seven-plus/features>

<http://www.bmedical.com.au/shop/activity-heat-research/equivital-system-ID85.htm>

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

<http://www.medtronic-diabetes.co.uk/product-information/index/enlite-sensor.html>

<http://www.dexcom.com/seven-plus/features>