

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y DISEÑO



**“ARQUITECTURA DE E-SALUD BASADA EN REDES
INALÁMBRICAS DE SENSORES”**

T E S I S

**que presenta para obtener el grado de DOCTOR EN INGENIERÍA
ELECTRÓNICA**

HUMBERTO CERVANTES DE ÁVILA

**DIRECTOR DE TESIS:
DR. JUAN IVÁN NIETO HIPÓLITO**

Ensenada, B.C.

Febrero de 2014

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y DISEÑO

Arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores

TESIS

Que para obtener el grado de doctor en Ciencias presenta:

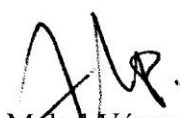
Humberto Cervantes De Ávila

Aprobada por:

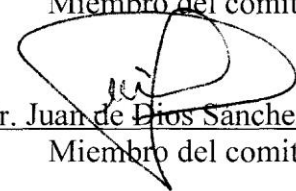


Dr. Juan Iván Nieto Hipólito

Director de tesis



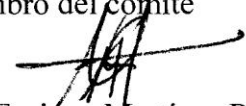
Dra. Mabel Vázquez Briseño
Miembro del comité



Dr. Juan de Dios Sánchez López
Miembro del comité



Dr. Roberto Conte Galván
Miembro del comité



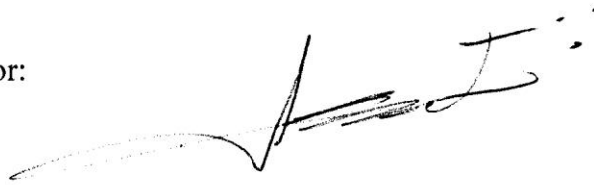
Dr. Miguel Enrique Martínez Rosas
Miembro del comité

Ensenada Baja California, México. febrero de 2014

RESUMEN de la Tesis de Humberto Cervantes de Ávila, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de DOCTOR EN CIENCIAS. Ensenada, Baja California. México. Febrero de 2014.

ARQUITECTURA DE E-SALUD BASADA EN REDES INALÁMBRICAS DE SENSORES

Resumen aprobado por:



Dr. Juan Iván Nieto Hipólito

En el presente trabajo de tesis se hace la propuesta de una arquitectura de e-Salud basada en seis componentes: nodos sensores (colocados en los pacientes), red inalámbrica de sensores (WSN), puente WSN/Wi-Fi, punto de acceso (AP), servidor local y servidor médico. Esta arquitectura permite monitorizar pacientes mientras realizan sus actividades cotidianas, ya sea en el hogar o en una casa de cuidado que cuente con la infraestructura propuesta. Los nodos sensores son vestidos (puestos en los pacientes) para medir las variables fisiológicas que se desean monitorizar. Los nodos sensores establecen la WSN con el nodo concentrador ubicado en el puente WSN/Wi-Fi. El puente WSN/Wi-Fi realiza la interfaz entre la WSN y la red Wi-Fi, este se conecta de manera inalámbrica al punto de acceso (AP) con el fin de tener acceso a Internet. El puente envía a través de TCP/IP la información generada en la WSN, tanto al servidor local como al servidor médico. El servidor local es utilizado para configurar los sensores, proporciona una interfaz gráfica y audible del estado de los pacientes. El servidor médico mantiene los archivos electrónicos de los pacientes y provee diferentes servicios a los usuarios, médicos y personal de salud, con el fin de que estos puedan observar el estado de los pacientes, configurar los nodos sensores, enviar notificaciones, activar alertas, entre otros. Las variables fisiológicas utilizadas para probar la arquitectura propuesta fueron: electrocardiograma y temperatura corporal, adicionalmente se miden variables de contexto como son: temperatura, humedad e iluminación ambiental. Se describe el desarrollo de los prototipos, las pruebas realizadas y los resultados obtenidos.

Palabras clave: Redes inalámbricas de sensores, e-Salud, monitorización de salud, redes inalámbricas de área personal, sistemas vestibles.

Dedicatoria

A Dios, por permitirme llegar hasta este punto, por todos los amaneceres que me ha regalado llenos de salud, por ser mí luz en las tinieblas, por ser un padre amoroso aunque como ser humano le haya fallado.

A María Elena Ceseña Ramírez, mi esposa amada, quien me ha dado su apoyo incondicional, física, emocional y espiritualmente durante todo este tiempo que Dios nos ha permitido vivir juntos, pero sobre todo durante el tiempo que me ha tomado el doctorado. Por todos los días que me ha compartido su amor, por aquellos momentos malos que hemos tenido y que hemos sabido salir adelante. Gracias por las fuerzas que me has dado, por ayudarme a perseguir mis objetivos, por animarme en los momentos difíciles, pero sobre todo por el amor que me has tenido. Te amo como el primer día que te conocí.

A mí papá (q.e.p.d), que siempre me enseñó lo valioso del trabajo honrado, la responsabilidad, el respeto, la justicia y el valor que tiene para uno la madre. A mí mamá, por haberme guiado desde niño, por enseñarme a servir a los demás, por siempre dar lo mejor de ella a los demás. A esa pareja que formó a gente de bien, con su ejemplo, con su fortaleza, con su mano dura en los momentos que se requería, pero sobre todo por su amor incondicional y su amistad.

A mis hermanos, por toda la confianza que han tenido en mí, por motivarme siempre y estar al pendiente de mí aunque la distancia nos tenga separados físicamente. En especial, quiero dar las gracias a mi hermana Lucía (q.e.p.d), que en su corta vida me enseñó a luchar, a amar a Dios y a la vida, aun en esos momentos de dolor y sufrimiento, hermana eres mi inspiración, espero que estés gozando con nuestro padre en ese lugar al cual espero ir algún día si Dios me lo permite.

A Pase y a mis tías, por todo el amor que me han dado, por su comprensión y amistad, por esos tiempos que hemos vivido juntos, sobre todo por esas vacaciones inolvidables.

A todos mis sobrinos, los amo aunque no estemos tan cerca como yo quisiera, pero que gracias a Dios tengo dos sobrinas aquí que me permite recordarlos constantemente.

Agradecimientos

Agradezco a la Universidad Autónoma de Baja California por el apoyo que me brindó durante la realización de mis estudios y del trabajo de tesis.

A mi director de tesis, Dr. Juan Iván Nieto Hipólito, quien aceptó dirigirme y puso la confianza en mí para la realización del presente trabajo, quién estuvo al pendiente del mismo, que me orientó y tuvo mucha paciencia hasta la culminación del mismo.

Al Dr. Óscar Roberto López Bonilla, por su apoyo inicial cuando fue director de la Facultad de Ingeniería y como vicerrector, estando al pendiente del desarrollo del presente trabajo y dándome todas las facilidades que en su momento requerí.

A mí comité de tesis, por su valioso tiempo, por sus observaciones y sugerencias al presente trabajo lo cual me ha permitido enriquecerlo.

A los diferentes maestros de cada una de las asignaturas cursadas, en especial al Dr. Ángel Fraga, quienes aportaron su conocimiento y experiencia.

A Sandra, Paco, Arturo, Mary, Eduardo, y a cada uno de los compañeros del Cuerpo Académico de Telemática gracias por sus apoyo.

A todos mis compañeros de la FIAD, en especial a todos mis compadres y amigos, con los cuales he pasado momentos muy agradables.

Al personal del Departamento de Formación Básica, incluyendo becarios, que me han apoyado en las funciones del departamento en los momentos que me he distraído de las actividades por el desarrollo de este trabajo, pero sobre todo por la amistad que me ha brindado.

A todos aquellos que directa o indirectamente han estado conmigo a lo largo de este proceso, muchas gracias por todo.

Contenido

Resumen.....	i
Dedicatoria.....	ii
Agradecimientos	iii
Índice de figuras	vii
Índice de tablas.....	x
1 Introducción	1
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Motivación y pregunta de investigación.....	4
1.3 Objetivos.....	7
1.3.1 Objetivo general.	7
1.3.2 Objetivos específicos.	7
1.4 Limitaciones	7
1.5 Estructura de la tesis	8
2 Estado del arte	10
2.1 MobiHealth.....	11
2.2 Advanced Health and Disaster Aid Network (AID-N)	11
2.3 CustoMed.....	12
2.4 Alarm-Net.....	12
2.5 CodeBlue	13
2.6 Wearable Health Monitoring Systems (WHMS).....	13
2.7 Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors	14
2.8 Advanced Care and Alert Portable Telemedical Monitor (AMON)	14
2.9 Otras propuestas	14
2.10Conclusiones.....	20

3	Marco teórico	21
3.1	Introducción.....	21
3.2	Tecnologías para redes inalámbricas de sensores.....	23
3.3	IEEE 802.15.4 [47].....	28
3.3.1	Componentes.....	28
3.3.2	Topologías de red.....	29
3.3.3	Arquitectura.....	30
3.3.4	Modos de transferencia de datos	35
3.3.5	Modificaciones a la norma IEEE 802.15.4	39
3.4	Requerimientos para aplicaciones médicas	41
3.4.1	Parámetros fisiológicos	41
3.4.2	Requerimientos de los nodos sensores	42
3.4.3	Requerimientos de la red [63].....	43
3.4.4	Requerimientos de la aplicación	44
3.5	Conclusiones.....	46
4	Arquitectura propuesta	47
4.1	Escenario de aplicación.	47
4.2	Arquitectura propuesta	49
4.3	Conclusiones.....	53
5	Implementación de prototipos.....	54
5.1	Componentes	54
5.1.1	PAN802154.....	54
5.1.2	Rabbit RCM5600W	56
5.1.3	Sensores.....	58
5.2	Prototipos.....	69

5.2.1	Diseño	69
5.2.2	Software	78
5.3	Conclusiones.....	97
6	Implementación y resultados.....	98
6.1	Implementación	98
6.1.1	ECG.....	98
6.1.2	Medidor de temperatura corporal	104
6.1.3	Medidores de variables de contexto	107
6.1.4	Puente IEEE802.15.4/Wi-Fi.....	110
6.2	Resultados.....	111
6.2.1	ECG.....	111
6.2.2	Medidor de temperatura corporal	114
6.2.3	Puente IEEE802.15.4/Wi-Fi.....	115
6.3	Conclusiones.....	118
7	Conclusiones	119
7.1	Cumplimiento de los objetivos	121
7.2	Aportaciones	123
7.3	Trabajo futuro	124
7.4	Publicaciones	125
7.4.1	Publicación en revistas	125
7.4.2	Publicaciones en capítulos de libro	125
7.4.3	Publicaciones en congresos.....	126
7.4.4	Citas a trabajos publicados	126
8	Acrónimos	127
9	Bibliografía	132

Índice de figuras

Figura 1.1 Costos de la asistencia médica	4
Figura 3.1 BER teórico en un canal AWGN para IEEE 802.15.4 [41]	25
Figura 3.2 Comparación del consumo de potencia para WSN [38]	26
Figura 3.3 Topologías IEEE 802.15.4 a). Estrella b). Entre pares.....	30
Figura 3.4 Arquitectura IEEE 802.15.4	31
Figura 3.5 Modelo de referencia de la capa física [47]	32
Figura 3.6 Modelo de referencia de la subcapa MAC [47]	34
Figura 3.7 Ejemplo de la estructura de supertrama [49].....	34
Figura 3.8 Comunicación al coordinador a). Red con baliza b). Red sin baliza.....	36
Figura 3.9 Comunicación desde el coordinador a). Red con baliza b). Red sin baliza .	37
Figura 3.10 Estructura de la trama de datos.....	39
Figura 4.1 Estructura básica del sistema vestible	49
Figura 4.2 Arquitectura del sistema de e-Salud.....	50
Figura 4.3 Ejemplo de implementación en una residencia de cuidados	52
Figura 5.1 Módulo PAN802154 a). Fotografía b). Localización de conectores [68]	55
Figura 5.2 Subsistemas del módulo RCM5600W	58
Figura 5.3 Exactitud del sensor IR [70].....	59
Figura 5.4 Diagrama a bloques del sensor MLX90614.....	60
Figura 5.5 Lectura de una palabra en SMBus para el sensor MLX90614 [70]	61
Figura 5.6 Escritura de una palabra en SMBus para el sensor MLX90614 [70].....	61
Figura 5.7 Señalización para salir del modo de bajo consumo del MLX90614.....	62
Figura 5.8 Diagrama a bloques del sensor SHT1x/SHT7x [72]	63
Figura 5.9 Secuencia de inicialización de transmisión sensor SHT1x / SHT7x [72]....	64
Figura 5.10 Ejemplo de medición de humedad relativa [72].....	65
Figura 5.11 Diagrama a bloques del sensor TSL2550 [73]	66
Figura 5.12 Comunicación SMBus del sensor TSL2550. a). Escritura b). Lectura	67
Figura 5.13 Forma de una señal ECG [74]	69
Figura 5.14 Sistema de conducción cardíaca [75]	70

Figura 5.15 Actividad eléctrica del Miocardio [75]	70
Figura 5.16 Diagrama a bloques del ECG	71
Figura 5.17 Etapa de entrada del ECG	73
Figura 5.18 Filtro rechaza banda	73
Figura 5.19 Filtro pasa bajas y amplificador de salida	74
Figura 5.20 Diagrama esquemático del sensor de temperatura corporal	75
Figura 5.21 Diagrama esquemático de variables ambientales	76
Figura 5.22 Modificación tarjeta PAN802154 del puente	77
Figura 5.23 Interconexión tarjeta PAN 802154 y Rabbit	78
Figura 5.24 Código para la inicialización del ADC.....	83
Figura 5.25 Formato del paquete de la arquitectura de e-Salud	84
Figura 5.26 Código para conversión del ADC y formación del paquete del ECG	85
Figura 5.27 Código para habilitación de pines y deshabilitación de interruptores.....	86
Figura 5.28 Código modificado para eliminar máscaras de interruptores SW2 a SW4	86
Figura 5.29 Código para deshabilitar la interrupción de teclado para SW2 a SW4	87
Figura 5.30 Código para lectura del sensor MLX90614	88
Figura 5.31 Rutina de interrupción del temporizador para sensor MLX90614.....	88
Figura 5.32 Código para la lectura del sensor TSL2550	90
Figura 5.33 Código para la inicialización del sensor SHT11	90
Figura 5.34 Código para la lectura del sensor SHT11	91
Figura 5.35 Rutina de interrupción del temporizador para los sensores TSL2550 y SHT11.....	93
Figura 5.36 Diagrama a bloques de la implementación del puente	94
Figura 5.37 Definiciones para el programa del puente	95
Figura 5.38 Código de la función main () del puente	95
Figura 5.39 Código para el envío de datos a los servidores	97
Figura 6.1 a).- Diagrama esquemático y b).- Tarjeta impresa del ECG	99
Figura 6.2 Colocación de los electrodos en el paciente	99
Figura 6.3 Señal de salida del ECG antes de ajustar el filtro notch.....	100
Figura 6.4 Diagrama esquemático final del ECG	101
Figura 6.5 Señal del ECG con electrodos de succión y filtro ajustado.....	102

Figura 6.6 a). Banda de pulsímetro b). Colocación de la banda en el paciente	102
Figura 6.7 Señal del ECG con banda de pulsímetro	103
Figura 6.8 Interconexión del ECG con el nodo sensor	103
Figura 6.9 Implementación final del ECG.....	104
Figura 6.10 Implementación del medidor de temperatura	105
Figura 6.11 Comunicación SMBus del sensor MLX90614.....	105
Figura 6.12 Error en la temperatura corporal debida a gradiente térmico	106
Figura 6.13 Sensor IR y su colocación en el paciente	107
Figura 6.14 Comunicación al sensor SHT11 a). Mando b). Lectura	108
Figura 6.15 Comunicación SMBus TSL2550. a). Escritura de comando b). Lectura de canal cero	109
Figura 6.16 Tarjeta de sensores ambientales	110
Figura 6.17 Integración del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi.....	110
Figura 6.18 Recepción de datos en la tarjeta Rabbit.....	111
Figura 6.19 Respuesta en frecuencia del ECG	112
Figura 6.20 Gráfica de ECG obtenida de la prueba de comunicación en la WSN	113
Figura 6.21. Colocación final del ECG en el paciente.....	113
Figura 6.22 Comparación de la temperatura corporal	115
Figura 6.23 Dirección IP del servidor médico	115
Figura 6.24 Infraestructura para prueba de funcionamiento de la arquitectura propuesta.....	116
Figura 6.25 Datos recibidos en el servidor médico	117
Figura 6.26 Señal de ECG recibida en el servidor médico	117

Índice de tablas

Tabla 2.1 Comparación del estado del arte en sistemas de e-Salud.	18
Tabla 3.1 Comparación de Bluetooth V1.0, UWB, ZigBee/802.15.4 y WI-FI	24
Tabla 3.2 Comparación de los protocolos Bluetooth y ZigBee/802.15.4 [46]	27
Tabla 3.3 Comparación de los dispositivos IEEE 802.15.4.....	29
Tabla 3.4 Parámetros capa física [33].....	32
Tabla 3.5 Especificaciones para varios parámetros fisiológicos	42
Tabla 3.6 Riesgos de seguridad en WBAN y requisitos de seguridad correspondientes	45
Tabla 4.1 Enfermedad asociada a los signos Vitales medidos y derivados	48
Tabla 4.2 Tasa de datos de diferentes dispositivos médicos.....	49
Tabla 5.1 Comandos del sensor MLX90614	61
Tabla 5.2 Dirección de los registro de la RAM del MLX90614	61
Tabla 5.3 Lista de comandos del sensor SHT11.....	65
Tabla 5.4 Comandos del sensor TSL2550	67
Tabla 5.5 Formato de datos del registro del ADC	68
Tabla 5.6 Parámetros de configuración de BeeKit	79
Tabla 5.7 Estados de la tarea aplicación para el coordinador y el nodo sensor	81
Tabla 6.1 Incrementos de frecuencia para obtener la respuesta del ECG.....	112

1 Introducción

1.1 Antecedentes

Los avances en la tecnología de sensores, sistemas inalámbricos y, tecnologías de la información y comunicación (TIC – por sus siglas en inglés), dan oportunidad a nuevos modelos de prestación de asistencia médica y herramientas de gestión de la enfermedad, que permiten a través del uso de las redes inalámbricas de sensores (WSN por sus siglas en inglés), extender los sistemas de cuidado médico al hogar, mejorando la calidad de vida de los pacientes [1]. Las WSN están constituidas por nodos sensores multifuncionales, de bajo consumo de energía, bajo costo y de tamaño pequeño que se comunican de manera inalámbrica en distancias cortas, estos nodos de sensores pequeños, consisten de un sensor, capacidad de procesamiento de datos y componentes de comunicación [2].

Las WSN pueden proporcionar capacidades valiosas para la vigilancia continua y la monitorización remota, ya que estas pueden integrarse con una amplia variedad de sensores ambientales y médicos. En aplicaciones de asistencia médica, las WSN son utilizadas para recopilar los datos de forma automática, lo que permite el cuidado diario, el seguimiento y el diagnóstico médico longitudinal¹ [3]. La posibilidad de almacenar variables fisiológicas en condiciones de vida cotidiana pueden ser especialmente útiles en la gestión de enfermedades crónicas o problemas de salud como los son: presión arterial alta, diabetes, anorexia, dolor crónico u obesidad severa. Por otra parte, el seguimiento de la salud a largo plazo puede ser útil para la medición de los efectos del tratamiento en situaciones en las que

¹ Estudio observacional que investiga al mismo grupo de personas de manera repetida a lo largo de un período de tiempo, normalmente años.

los sujetos realizan su vida cotidiana. La utilización de las WSN como parte de las TIC para aplicaciones en el cuidado de la salud posibilita la implementación de sistemas denominados de e-Salud.

E-Salud es un campo emergente en la intersección de la informática médica, la salud pública y los negocios [4]. El termino e-Salud se utiliza para hacer referencia a la aplicación de las tecnologías de la información y comunicación en la práctica de cuidados médicos, así como de las diversas herramientas y servicios orientados al sector salud [5]. Incluye redes de información, la transmisión electrónica de datos, portales de salud, servicios de telemedicina y dispositivos propiedad de los pacientes que apoyan la autogestión y la prevención de enfermedades, así como todos los sistemas de información automatizados para el soporte y gestión de las operaciones en la industria médica. Esta nueva área tiene la posibilidad de mejorar la accesibilidad a los servicios médicos y la rapidez en la atención, reducción de tiempos de respuesta, implementación de alertas, reducción de costos en el cuidado y monitorización médica, mejorar la efectividad del diagnóstico o terapia, pero sobre todo mejorar la calidad de vida de los pacientes con padecimientos crónicos.

La conferencia e-Health 2006, celebrada en Málaga, España, reunió a políticos y expertos de alto nivel en Tecnologías de la Información y la salud de toda Europa, incluidos algunos representantes de EUA y Canadá, en esta conferencia se reconoció que: *“La asistencia médica en todo el mundo se enfrenta a retos importantes que incluyen: una mayor demanda de asistencia sanitaria; envejecimiento de la población; mayor movilidad; reducción de la actual carga de enfermedades; inversión en tecnologías; gestión de grandes cantidades de información; economías industriales y comerciales mundiales competitivas; prestación de la mejor asistencia médica posible con presupuestos limitados”* [6]. Para hacer frente a estos retos, la e-Salud puede ofrecer una serie de oportunidades, motivo por el cual los participantes a esta conferencia hicieron un llamado para que se tomen medidas prácticas para:

- *Facilitar tecnologías de la información y la comunicación para garantizar una vida independiente (mejorar el estilo de vida y la asistencia médica; mejorar la asistencia médica primaria; tratar a la gente en su entorno individual apropiado).*

- *Fomentar las herramientas de e-Salud para mejorar la calidad y la puntualidad del control sanitario en Europa, incluido el sector de la atención primaria, haciendo que los datos sean comparables.*
- *Promover herramientas de información de salud digital para brindarles a los profesionales sanitarios en Europa acceso a información actualizada y herramientas de conocimiento.*
- *Mejorar el despliegue de Salud Digital.*

En su artículo Fortea [7] examina los beneficios potenciales de las TIC para la salud y su ventaja financiera en Estados Unidos (EU). Fortea menciona que los ahorros y costos potenciales de la puesta en práctica efectiva y el establecimiento de una red extensa de sistemas electrónicos de registro médico (SERM) podrían llegar eventualmente, a más de 81 mil millones de dólares al año, a la vez que mejora la eficiencia y seguridad del cuidado médico. Por otra parte, Monegain [8] menciona en su artículo, que de acuerdo al reporte de la Asociación del Sistema Global para las Comunicaciones Móviles (GSMA – por sus siglas en francés) el utilizar las soluciones de m-Salud (término que se utiliza para la práctica de la medicina y la salud pública, con el apoyo de los dispositivos móviles) a su máximo potencial en 2017 EU podría:

- Bajar el costo total anual per cápita en salud de EU en pacientes que se benefician de las soluciones m-salud en un 18 por ciento, o € 537.00.
- Reducir los costos de atención a las enfermedades crónicas en un 30 al 35 por ciento mediante la mejora en el cumplimiento del tratamiento y seguimiento a distancia de los pacientes.

Actualmente se han hecho esfuerzos substanciales para utilizar las TIC en entorno clínico, particularmente el ámbito hospitalario. El enfoque actual está centrado en el ámbito de tecnologías administrativas (sistemas de gestión para archivo de historias clínicas, sistemas de integración de información, etc.), y equipos de hospital de alta tecnología, pero poco se ha hecho para el despliegue de las TIC para el cuidado en el hogar, aun cuando estas tiene el potencial de reducir drásticamente la presión sobre los recursos hospitalarios como se muestra en la Figura 1.1, donde se destaca los beneficios en cuanto a costos de la atención médica en el hogar y la calidad de vida del paciente [9].

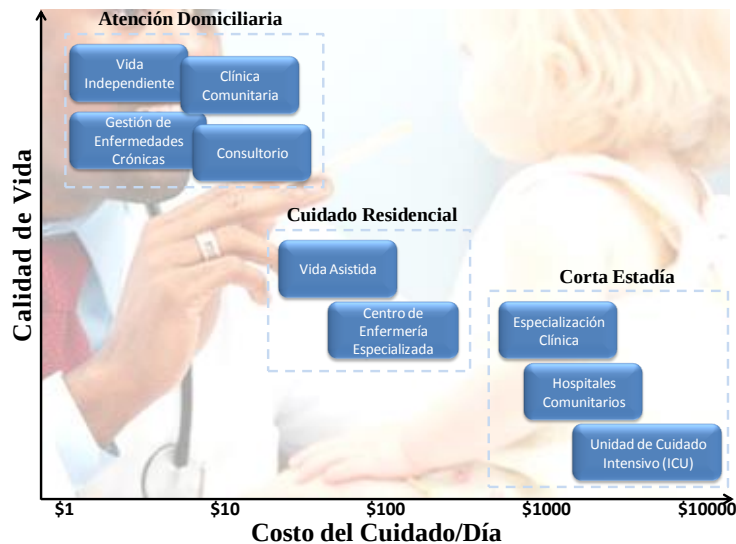


Figura 1.1 Costos de la asistencia médica

1.2 Motivación y pregunta de investigación

Los sistemas actuales de atención de la salud estructurados y optimizados para el manejo de la enfermedad y para reaccionar a las crisis, enfrentan a nuevos desafíos generados principalmente por una creciente población de adultos mayores y el aumento del gasto de salud derivado de esta condición. A continuación se presentan datos que sugieren que el cuidado de la salud necesitará un cambio importante hacia soluciones más escalables y más asequibles, requiriéndose la reestructuración de los sistemas de atención de salud hacia la gestión proactiva del bienestar y no a la enfermedad, centrándose por lo tanto en la prevención y detección temprana de la enfermedad.

Las Naciones Unidas, en su Informe de la Segunda Asamblea Mundial sobre el Envejecimiento celebrada en Madrid, España en abril del 2002, reconoce en el artículo 2 de la declaración política que *“el mundo está experimentando una transformación demográfica sin precedentes y que, de aquí a 2050, el número de personas de más 60 años aumentará de 600 millones a casi 2.000 millones, y se prevé que el porcentaje de personas de 60 años o más se duplique, pasando de un 10% a un 21%”* [10].

En Estados Unidos el número de adultos de entre 65 y 84 años se duplicará de 35 millones a casi 70 millones en 2025. Esta tendencia es mundial, y se espera que la población mundial de más de 65 años sea más del doble que en 1990 pasando de 357 millones a 761 millones en 2025 [11].

En México de acuerdo al INEGI [12], en 2005 había 7 millones de adultos mayores, lo que representaba aproximadamente el 7.5 % de la población, así mismo, el CONAPO [13] estima que para el año 2050 la población de adultos mayores pasará a ser un 28 % de la población total.

Por otra parte, en el artículo 6 del Informe de la Segunda Asamblea Mundial sobre el Envejecimiento [10], se señala que actualmente se cuenta con una riqueza y una capacidad tecnológica sin precedentes, las cuales brinda oportunidades extraordinarias para: *“habilitar a los hombres y a las mujeres para que lleguen a la vejez con mejor salud y disfrutando de un bienestar más pleno; procurar la inclusión y la participación cabales de las personas de edad en las sociedades; permitir que las personas de edad contribuyan más eficazmente a sus comunidades y al desarrollo de sus sociedades, y mejorar constantemente los cuidados y el apoyo prestados a las personas de edad que los necesitan”*.

Es aquí donde las TIC son consideradas una respuesta potencial a la demanda de un mejor cuidado de la salud, mejoras en resultados médicos, y el mantenimiento de una calidad de vida relativamente alta como se observó en la Figura 1.1. Entre las características de las TIC, se puede citar la actualización automática de la información y la adaptación y personalización de la misma [14]. De acuerdo a Farrel [15], con una inversión de más de 27 billones de dólares en investigación y desarrollo en salud a nivel global, la tecnología está jugando un papel cada vez más importante en la conformación de la manera en que se previene, diagnostica y tratar a los pacientes. Según Farrel los dispositivos de monitorización vestibles² están definiendo rápidamente la siguiente etapa de la evolución del cuidado de la salud.

Un sistema de e-Salud puede ayudar específicamente a:

- Apoyar a la prevención de forma individualizada.
- Tomar decisiones en base a evidencias.
- Evolucionar de una atención reactiva a una proactiva.
- Facilitar la atención integral y abierta.
- Apoyar el intercambio de información.

² Este término se utilizará en el presente trabajo para indicar que puede ser vestido (i.e. lo que se viste) por una persona. Se utiliza como traducción del término en inglés *wearable*.

En México un factor a considerar, es el desarrollo de tecnología de vanguardia en el ámbito de la salud que le permita afrontar los retos que en un futuro cercano impactarán a este sector (debido principalmente al envejecimiento natural de la población). Roberto Rodríguez [16] hace un recuento del número de proyectos registrados en América Latina hasta mayo de 2007 en la base de datos PROTIC (www.protic.org). En esta publicación, se indica que de los 1,491 proyectos registrados en la base de datos únicamente 88 son del sector salud, lo que representa el 5.9% y de este porcentaje, únicamente el 11.4% de los proyectos fueron enfocados en el establecimiento de la atención clínica directa, la epidemiología o en el establecimiento de atención de pacientes. Los países con un mayor número de proyectos fueron Colombia con 11 proyectos, lo que representa el 12.1%, Perú con 9 (9.9%) y Brasil con 8 (8.8%), en el caso de México se encontraba en décimo lugar con únicamente tres proyectos, representando el 3.3%.

México, si bien ha sido un pionero en Latinoamérica en el uso de las TIC en el sector salud, se percibe un desarrollo lento en este tema. La infraestructura de TIC en las unidades de atención médica en el sector privado es heterogénea. Existen hospitales con un uso intensivo de tecnología como es el Hospital Torre Médica, el Hospital ABC, el Hospital Médica Sur entre otros. Para el sector privado la oferta TIC está en el mercado internacional. En pocos casos la oferta es nacional [17], parte de esta oferta nacional se concentra en el expediente clínico electrónico, el cual es usado de manera limitada en las redes de clínicas privadas y consultorios privados. En el sector privado la telemedicina ha sido adoptada principalmente bajo la forma de teleradiología, telepatología y teleeducación. Estas son aplicaciones maduras de telemedicina, no son tan complejas y no necesitan de gran interacción entre profesionales y pacientes.

Es evidente la necesidad de que en México se realicen proyectos relacionados con e-Salud que permitan el desarrollo de tecnología de vanguardia en esta área, motivo por el cual se hace la presente propuesta de arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores. Bajo esta problemática se plantea las siguientes preguntas de investigación:

- ¿Qué elementos debe incluir una arquitectura de e-Salud que permita la monitorización de pacientes realizando actividades cotidianas?
- ¿Qué tecnología WSN es la más apropiada para la monitorización de pacientes en actividades cotidianas?

- ¿Cómo dar seguimiento al estado de salud de pacientes, mediante la recolección de sus signos vitales con una WSN, considerando los recursos limitados que los nodos ofrecen?
- ¿Cómo se integrarían diferentes sensores a una WSN para crear un sistema de e-Salud?

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general.

El objetivo general de esta tesis es el diseño y evaluación de una arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores para la monitorización de pacientes que realizan actividades cotidianas.

1.3.2 Objetivos específicos.

- Instrumentar sensores para la medición de signos vitales de temperatura y electrocardiograma.
- Instrumentar sensores de contexto para la medición de temperatura, humedad e iluminación ambiental.
- Instrumentar un puente IEEE 802.15.4/Wi-Fi.
- Instrumentar una red de monitorización a través del estándar IEEE 802.15.4
- Realizar el software para el servidor local requerido para la prueba de concepto.

1.4 Limitaciones

El sistema de e-Salud propuesto tendrá las siguientes limitaciones:

- Se utilizarán sensores comerciales.
- Se realizará la instrumentación de los sensores de temperatura corporal y electrocardiograma (ECG – por sus siglas en inglés), así como de los sensores de contexto: temperatura, humedad e iluminación ambiental.
- Los nodos sensores estarán basados en el módulo PAN802154.
- El tamaño de los nodos estará limitado por la tecnología de montaje superficial y por el módulo PAN802154.

- La WSN se basará en la plantilla generada por el programa BeeKit™ de Freescale con la pila IEEE 802.15.4.
- El puente IEEE 802.15.4/802.11 estará basado en el módulo PAN802154 y el módulo Rabitt RCM5600.
- Se realizará el software indispensable para la prueba de concepto; esto es, el software de configuración de los sensores, una base de datos simple y el despliegue de la información de manera tabular.
- No se realizará ninguna certificación del sistema (FCC, IEEE, médica, etc.).
- Las variables ambientales estarán en lazo abierto; esto es, no se controlará ningún actuador.
- La arquitectura propuesta será instalada en el edificio E45 de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño de la Universidad Autónoma de Baja California, teniendo un área de cobertura para la WSN de al menos el segundo piso.
- Se realizará la prueba de concepto mediante la monitorización de una persona sana.

1.5 Estructura de la tesis

Este trabajo de tesis está estructurado de la manera siguiente:

En el capítulo 1 se da una introducción a la investigación, se describen los antecedentes y la motivación para realizar este proyecto de investigación, los objetivos que persigue y las limitaciones que éste tiene.

El capítulo 2 se hace un análisis del estado del arte en redes de sensores aplicadas a la e-Salud, resaltando los proyectos más importantes en esta área, los cuales son comparados en una tabla.

En el capítulo 3 se describe el marco teórico que sustenta el presente trabajo. Se realiza una comparación de las diferentes tecnologías inalámbricas que pudiesen aplicarse en sistemas de e-Salud, seleccionando la más apropiada para el desarrollo de la arquitectura, que en este caso es el estándar IEEE 802.15.4. Se hace una descripción de los componentes, topología, arquitectura y modos de transferencia de datos. En este capítulo se describe también los requerimientos que tienen las aplicaciones médicas desde el punto de vista fisiológico, de los nodos, de la red y de la aplicación.

Dentro del capítulo 4 se hace la descripción de la arquitectura que se propone para el sistema de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores. Se especifica el escenario de aplicación y los componentes que conforman la arquitectura propuesta como es el sistema vestible, puente, servidor local y servidor médico.

En el capítulo 5 se hace la descripción de la implementación realizada. Se delinean los componentes utilizados para la implementación, la forma en que se implementó la WSN y los prototipos, concluyendo con la revisión de resultados obtenidos

Por último en el capítulo 6 se realiza la conclusión de la tesis realizando una evaluación del trabajo desarrollado y discutiendo el trabajo futuro del mismo.

2 Estado del arte

Las redes inalámbricas de sensores son una tecnología emergente que consiste de dispositivos pequeños, de bajo consumo de potencia y bajo costo, los cuales integran capacidades de medición, procesamiento y comunicación. Esta tecnología tiene un amplio potencial para impactar en muchas aplicaciones del cuidado médico, los nodos sensores pueden ser usados para capturar signos vitales de forma continua y en tiempo real de un gran número de pacientes, transmitir la información a un servidor médico; donde estos podrán ser accedidos a través de dispositivos manuales portados por técnicos médicos de emergencia, enfermeras y/o médicos. Los nodos de sensor pueden almacenar los datos del paciente como son: identificación, la historia clínica y los tratamientos actuales. En un evento con víctimas masivas, las redes inalámbricas de sensores pueden mejorar considerablemente la capacidad de respuesta de primera línea, al permitir clasificar y tratar a los múltiples pacientes equipados con monitores portátiles inalámbricos [4]. Los sistemas vestibles para la monitorización continua son una clave tecnológica en la transición a sistemas de salud proactivos y asequibles.

Existen comercialmente un gran número de monitores fisiológicos automáticos (baumanómetros, glucómetros y termómetros) que pueden ser utilizados por los usuarios para medir algún parámetro; sin embargo, estos generalmente miden una o máximo dos variables fisiológicas y sus resultados son conocidos de manera local únicamente; i.e. no existe la forma de poder acceder a la información de manera remota y mucho menos, que esta sea utilizada por el especialista de la salud con el propósito de análisis de tendencia en la salud del paciente. Un caso contrario, es el desarrollo de sistemas de e-Salud que utilicen

sensores vestibles para hacer el seguimiento continuo del estado de los pacientes; en este caso, si bien se pueden encontrar varias propuestas, los sistemas implementados están en etapas de desarrollo.

En general, los sistemas de e-Salud comúnmente miden los signos vitales de: ECG, pulsioximetría, temperatura corporal, frecuencia cardíaca y presión de la sangre. A continuación se presentan los sistemas más interesantes en el ámbito de la e-Salud.

2.1 MobiHealth

MobiHealth es un proyecto Europeo desarrollado para monitorizar signos vitales basados en una red de área corporal (BAN – por sus siglas en inglés) y una plataforma de servicios de m-salud. MobiHealth utiliza los servicios prestados por las redes Sistema Universal de Telecomunicaciones Móviles (UMTS – por sus siglas en inglés) y Servicio General de Paquetes vía Radio (GPRS – por sus siglas en inglés) para la comunicación a distancia. El prototipo utiliza Bluetooth para la comunicación entre los nodos sensores y el dispositivo central, el cual está basado en un asistente digital personal (PDA – por sus siglas en inglés). Los pacientes llevan un sistema de monitoreo llamado MobiHealth BAN, el cual está implementado a la medida de la necesidad de salud individual, mientras que la plataforma de servicios MobiHealth maneja la población de BAN desplegadas en diferentes lugares y se encarga de la comunicación de las BAN con las instalaciones de asistencia sanitaria [18]. <http://www.mobihealth.org>.

2.2 Advanced Health and Disaster Aid Network (AID-N)

AID-N fue desarrollado en el laboratorio de Física Aplicada de la Universidad Johns Hopkins, para explorar y mostrar cómo los avances en la tecnología pueden ser empleados para ayudar a las víctimas y personal, en respuesta a situaciones de emergencia. AID-N es un sistema de monitorización de pacientes en tiempo real que integra sensores de signos vitales, sensores de localización, redes ad-hoc, registros electrónicos de pacientes, y la tecnología de portal web para permitir el monitoreo remoto del estado del paciente. El sistema tiene como objetivo facilitar la comunicación entre los proveedores en el lugar del desastre, los profesionales médicos en los hospitales locales, y especialistas disponibles para consulta en instalaciones distantes [19] [20]. Los sensores están conectados a

dispositivos IEEE 802.15.4, lo cuales forman una red inalámbrica ad hoc con una computadora personal portátil tipo Tablet. La Tablet PC utiliza una tarjeta de banda ancha inalámbrica EVDO (*Evolution-Data Optimized*) que proporciona conectividad de red de alta velocidad desde casi cualquier lugar. <http://www.jhuapl.edu/aid-n/>.

2.3 CustoMed

CustoMed fue desarrollado en el Laboratorio de Embebidos y Reconfigurables del Departamento de Ciencias Computacionales de la Universidad de California en los Ángeles (UCLA – por sus siglas en inglés). Su arquitectura es un sistema basado en red que soporta diferentes sensores vestibles y que contiene capacidades generales de cómputo abordo para ejecutar individualmente la detección de eventos, alertas y la comunicación con diferentes servicios de información médica. El principal atributo señalado de CustoMed es su capacidad de una reconfiguración rápida y sencilla de acuerdo a las necesidades del paciente. La personalización puede ser realizada a través de la selección del dispositivo, su ubicación en el cuerpo y el nivel de interacción del dispositivo con el medio ambiente se adaptará a la persona y sus necesidades. Adicionalmente, el software descargado en el dispositivo también es personalizado dependiendo del género, edad, condición médica y otras variables [21]. <http://er.cs.ucla.edu/CustoMed/index.html>.

2.4 Alarm-Net

Alarm-Net fue desarrollado por el Departamento de Ciencias de la Computación en la Universidad de Virginia. Alarm-Net es una red de monitorización de vida asistida y residencial para la investigación sanitaria inteligente que permite un seguimiento continuo de los ancianos o de las personas que necesitan asistencia médica. Consiste en un ambiente no invasivo y sensores de área combinados con dispositivos interactivos vestibles, con el fin de evaluar la salud de las personas que habitan estos espacios. La red brinda una historia médica continua y especialistas de la salud autorizados pueden monitorizar la salud de residentes y patrones de actividad, tales como cambios de actividad diaria, lo que puede significar cambios en las necesidades de atención médica. El sistema ha sido implementado a través de una WSN y gateways (PDA y PC). Se emplean sensores infrarrojos de

movimiento y de polvo, así como sensores de temperatura, iluminación, pulso y oxigenación de la sangre [3]. <http://www.cs.virginia.edu/wsn/medical/>.

2.5 CodeBlue

La Universidad de Harvard, desarrolla el proyecto denominado CodeBlue. Este proyecto explora las aplicaciones de la tecnología WSN en una gama de aplicaciones médicas, incluyendo: pre-hospitalaria, atención hospitalaria de emergencia, respuesta a desastres, rehabilitación de pacientes, accidente cerebro vascular, y localización con RF [4]. Han desarrollado una gama de sensores médicos inalámbricos basados en plataformas de hardware que utilizan TinyOS y que cumplen el estándar IEEE 802.15.4. Un pulsioxímetro y un electrocardiógrafo de dos derivaciones, ambos inalámbricos miden la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno (SpO2) y el ECG, los datos son transmitidos sobre la red inalámbrica de corto alcance (100 m) a un número de dispositivos receptores, los cuales incluyen PDA, ordenadores portátiles o terminales de ambulancia. Los datos se pueden visualizar en tiempo real y son integrados en registro de atención del paciente. <http://fiji.eecs.harvard.edu/CodeBlue>.

2.6 Wearable Health Monitoring Systems (WHMS)

WHMS es la arquitectura de un sistema de red de sensores inalámbrica para la monitorización ambulatoria del estado de salud, desarrollado por el departamento de Ingeniería Eléctrica y Computacional de la Universidad de Alabama en Huntsville. El sistema utiliza una BAN que consta de un servidor personal, implementado en una PDA o PC, sensores fisiológicos, y tarjetas de sensor personalizados. La BAN incluye varios sensores de movimiento que supervisan la actividad global del usuario y un sensor de ECG para supervisar la actividad del corazón. El sistema expande la red integrada por los diferentes sistemas de vigilancia de la salud a través de una conexión de Internet a un servidor de médico que reside en la parte superior de la jerarquía [22]. <http://www.ece.uah.edu/~jovanov/whrms/>

2.7 Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors (UbiMon)

UbiMon, desarrollado en Imperial College London, está diseñado para abordar cuestiones generales relacionadas con el uso de sensores vestibles e implantados para la monitorización móvil distribuida. El valor de la investigación es demostrada en el manejo de pacientes con enfermedades del arritmia cardiaca. El sistema UbiMon consta de cinco componentes principales: nodo de BAN, la unidad de procesamiento local, el servidor central, la base de datos del paciente y la estación de trabajo [23].
<http://www.doc.ic.ac.uk/vip/ubimon/home/index.html>.

2.8 Advanced Care and Alert Portable Telemedical Monitor (AMON)

AMON es un sistema de monitorización y alerta médica con una orientación hacia pacientes de alto riesgo cardíaco/ respiratorio. El sistema incluye la recolección y evaluación permanente de signos vitales múltiples, la detección inteligente de parámetros médicos de emergencia y una conexión de teléfono móvil a un centro médico [24].
<http://www.ist-world.org/ProjectDetails.aspx?ProjectId=251068d954db46009111493e604179af>

2.9 Otras propuestas

Existen propuestas adicionales en esta misma área, las cuales no son tan “maduras” como las anteriormente señaladas; sin embargo, son propuestas interesantes y más actuales. Un análisis de artículos para la monitorización continua de la salud es realizado por Chan, et. al. [26], en este trabajo se hizo el análisis de 35 artículos publicados de 2006 a 2012, los cuales están enfocados en la monitorización de la salud de adultos mayores utilizando tecnologías inalámbricas, de los 35 artículos analizados por Chan et. al. se describirán a continuación cinco artículos más tres adicionales, estos artículos fueron seleccionados debido a que el objetivo es similar al del presente trabajo de tesis y a que presentan una descripción más completa del sistema propuesto.

Huang, et. al. [27] presentan una arquitectura de supervisión de la salud, junto con los sistemas de sensores vestibles y una red de sensores ambientales para el seguimiento de pacientes ancianos o crónicos en su residencia. El sistema de sensores vestibles está construido sobre un cinturón de tela, compuesto de sensores para pulso y temperatura que

miden un conjunto de variables fisiológicas las cuales son transmitidas vía Bluetooth a un PDA utilizando un encriptamiento adaptativo, mientras que las variables ambientales son transmitidas a través de Zigbee. Las mediciones son enviadas a través de Internet haciendo uso de GPRS o WI-Fi hacia servidores fijos donde se almacenan en una base de datos.

iCare [28]: es un sistema de monitorización móvil para el cuidado de personas de edad avanzada. Utilizan sensores inalámbricos comerciales (ECG/acelerómetro y presión sanguínea) los cuales se conectan vía Bluetooth a un teléfono celular inteligente, el celular envía la información recabada a un servidor vía GPRS, en el caso de alguna emergencia el celular enviará una alarma a una persona pre asignada. Adicionalmente, el celular sirve como un sistema de información de salud personal, el cual apoya a la persona de edad avanzada en su vida cotidiana a través del uso de recordatorios, alarmas y orientación médica.

En su artículo **Yang, et. al.** [29], presentan una terminal de monitorización multiparámetro en forma de pulsera. Los parámetros de temperatura corporal, ritmo cardiaco, ritmo y forma de onda respiratoria, presión sanguínea, ECG, electroencefalograma (EEG – por sus siglas en inglés) y nivel de glucosa en la sangre son desplegados en tiempo real en la terminal tipo pulsera. La terminal contiene un módulo Bluetooth con el fin de comunicarse de manera inalámbrica a un teléfono móvil. Funciones especiales como juzgar el estado de salud del paciente en base a la variación de los parámetros fisiológicos obtenidos son incluidas, de tal forma que en el caso de que aparezca un fenómeno fisiológico anormal, la terminal puede dar una alarma al centro de servicio de vigilancia mediante la comunicación inalámbrica, si la situación es grave, se enviará un mensaje o se llamará a los familiares o tutores del paciente por teléfono celular.

Por su parte **Rotario, et. al.** [30], hacen una propuesta de un sistema capaz de medir, procesar y transmitir a un servidor médico central señales fisiológicas (electrocardiograma, ritmo respiratorio, saturación de oxígeno, presión arterial y temperatura corporal) de pacientes. Para la implementación del sistema inalámbrico utilizan una BAN inalámbrica (WBAN – por sus siglas en inglés) construida a partir de dispositivos comerciales y dispositivos de desarrollo propietario, la WBAN se comunica a un servidor personal basado en un PDA, el cual contiene la aplicación de monitorización que despliega

la información localmente, activa alarmas cuando se exceden los umbrales y se comunica, a su vez, con el servidor central usando Wi-Fi o GPRS.

Wang, et. al. [31] hacen la propuesta de un WBAN distribuida para la supervisión médica. El sistema está constituido por una arquitectura jerárquica de tres niveles: capa de red de sensores, capa de red de cómputo móvil y capa de monitorización remota. La red de sensores tiene una arquitectura estrella, compuesta de un nodo concentrador y varios nodos “*normales*”, el nodo concentrador actúa como puente entre la capa de red de sensores y la capa de red de cómputo móvil, éste recibe mensajes de los nodos médicos y los envía al teléfono inteligente vía serie. La red de cómputo móvil contiene un teléfono inteligente con un sistema operativo Android, el cual es responsable de integrar la WSN y la red celular CDMA, proporcionando una solución móvil para el cuidado de la salud, adicionalmente, el celular actúa como una terminal de monitorización para el usuario. La información vital es mostrada en la pantalla del teléfono y enviada a la capa de monitorización remota a intervalos específicos de tiempo.

En el artículo de **Pérez, et. al.** [32] se presenta una plataforma de hardware y software basada en circuitos integrados de bajo consumo y, componentes de procesamiento de señal y comunicaciones en un chip. La estructura de la arquitectura se compone de nodos miniatura ligeros, colocados estratégicamente en los pacientes con el fin de permitir la monitorización no invasiva, continua y ambulatoria, para proporcionar lecturas médicas en dispositivos locales así como la solicitud de antecedentes clínicos a través de navegadores web y dispositivos móviles. Las variables medidas por los sensores son enviadas en tiempo real a una estación central de monitorización, la cual está construida a partir de una interfaz gráfica táctil y un visualizador mini-OLED.

Khazraee, et. al. [33], describen en su artículo la implementación de un sistema embebido para el procesamiento en tiempo real y el análisis de señales del ECG, el tipo de marcha (paso) y la detección de la tasa de respiración a partir de la señal de ECG. El sistema propuesto utiliza sensores pequeños y comunicación inalámbrica, éste está basado en una configuración estrella con un módulo Shimmer como concentrador y dos módulos TelosB comunicados a través de ZigBee. El nodo central recibe los datos de los sensores y los transmite a un módulo TelosB que se encuentra conectado a una computadora. Las

señales médicas de ritmo cardíaco, ritmo de respiración y tipo de marcha son muestreados, procesados y recabados en el nodo central.

En el artículo publicado por **Touati, et. al** [34], se describe una plataforma de comunicación para un sistema de salud ubicuo basada 6LoWPAN. El sistema está integrado por tres nodos que envían sus datos a un enrutador con el fin de proporcionar una monitorización en tiempo real del ECG, la temperatura y la aceleración del paciente. Una PC conectada al enrutador actúa como una pasarela (Gateway) bidireccional entre 6LoWPAN e Internet. La aplicación de la pasarela escucha los paquetes enviados desde los nodos 6LoWPAN al enrutador a través del Protocolo de Datagrama de Usuario (UDP – por sus siglas en inglés), al mismo tiempo que cualquier solicitud de cliente enviada a través de Internet utilizando el Protocolo de Control de Transmisión (TCP– por sus siglas en inglés). De este modo, cualquier PC remota puede conectarse al enrutador a través de TCP/IP (Protocolo de Internet – por sus siglas en inglés) con sólo conectarse a la dirección IP y el puerto dedicado en la pasarela, esto permite la ubicuidad, así como el Internet de las Cosas.

En la Tabla 2.1 [25] se muestra una comparación de las características tecnológicas usadas en los diferentes proyectos descritos anteriormente y su estado de implementación. En la tabla se observa que cada uno de los proyectos mencionados se encuentra en sus etapas iniciales, requiriendo mucho más trabajo para que estos puedan pasar a una etapa de uso cotidiano. También se puede observar, que el tiempo de vida de la batería sigue siendo un problema aun no resuelto ya que su duración; en la mayoría de los casos, es menor a una semana.

Tabla 2.1 Comparación del estado del arte en sistemas de e-Salud.

	MobiHealth	AID-N	CustoMed	AlarmNet	CodeBlue	WHMS	UbiMon	AMON
Tecnología de Red	Bluetooth	IEEE 802.15.4	IEEE 802.15.4	IEEE 802.15.4 y Bluetooth	IEEE 802.15.4	Zigbee	IEEE 802.15.4	ND
Hardware	PDA	MicaZ y Tablet PC	Mica2dot, Pocket PC y Server	MicaZ, stargate gateways, PDAs, y PCs	MicaZ y Telos	Tmote sky y Pocket-PC.	Mica2dot, PDA y Teléfono móvil	Propietario
Software	Pocket PC y Java	TinyOS y Michaels	TinyOS, Embedded Visual C++	TinyOS y Java	TinyOS, Windows CE y .NET	TinyOS y Windows CE	TinyOS	JAVA server
LAN/WAN Tecnología	GPRS y UMTS	EVDO (CDMA)	Wi-Fi	IP Network	Ad-hoc Wi-Fi	Wi-Fi	Wi-Fi o GPRS	GSM/UMTS
Tasa de Transmisión	115 Kbps	76.8 Kbps	38.4 Kbps	ND	80 Kbps	250 Kbps	250 Kbps	ND
Frecuencia	2,4 GHz	2,4 GHz	433MHz.	2,4 GHz	2,4 GHz	2,4 GHz	2,4 GHz	ND
Baterías	ND	2 AA	DL2450	2 AA	2 AA	2 AA	ND	ND
Duración Baterías	<2 horas	5–6 días	9 horas	ND	5–6 días	30 días	ND	2 días
Capacidad de medición*	ECG, SaO ₂ , NIBP y movimiento	HR, SpO ₂ , Presión Sanguínea y GPS	Presión, GSR, flexión y temperatura.	HR, ritmo cardiaco, temperatura, SpO ₂ , GPS, acelerómetro	HR, SpO ₂ y ECG	ECG y acelerómetro	ECG	HR, ritmo cardiaco, ECG, presión, SpO ₂ , sudor en piel y temperatura
Estado de Desarrollo	Prototipo	Prototipo	Prototipo	Desarrollo	Desarrollo	Prototipo	Prototipo	Prototipo

* GSR – Respuesta galvánica de la piel, ECG – Electrocardiograma, SaO₂ – Nivel de oxigenación en la sangre, NIBP – Presión arterial no invasivo, HR – Ritmo cardiaco, GPS - Sistema de posicionamiento global, ND – No disponible

Tabla 2.1 (continuación) Comparación del estado del arte en sistemas de e-Salud.

	Huang, et. al.	iCare	Yang, et. al.	Rotariu, et. al.	Wang, et. al.	Pérez, et. al.	Khazraee, et. al.	Touati, et. al.
Tecnología de Red	Bluetooth y Zigbee	Bluetooth	Bluetooth	IEEE 802.15.4	ZigBee	ZigBee	ZigBee	
Hardware	Propietario, MicaZ, PDA y laptop	Teléfono inteligente y dispositivos comerciales	Propietario, PDA y teléfono móvil	eZ430-RF2500, Propietario, PDA	Genomote, dispositivos comerciales, teléfono inteligente	XBee- PRO ZB, Wi-Fly GSX	TelosB, Shimmer y PC	Z1 motes y PC
Software	Java 2, ASP.NET	Java ME, JSP	Windows mobil 6.0	Windows Mobile 5, C#, SimpliciTi	Tiny OS y Android 2.1	C/C++, CMSIS	Tiny OS	Contiki
LAN/WAN Tecnología	GPRS y Wi-Fi	GPRS	GPRS	Wi-Fi y GPRS	GPRS	Wi-Fi	ND	Wi-Fi y LAN
Tasa de Transmisión	250 Kbps	ND	ND	250 Kbps	250 Kbps	250 Kbps	250 Kbps	250 Kbps
Frecuencia	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz
Baterías	Litio	ND	ND	ND	2 AA	ND	ND	ND
Duración Baterías	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
Capacidad de medición*	HR y temperatura	ECG, acelerómetro y Presión Sanguínea	ECG, BT, HR, RR y forma de onda, BP, ECG, EEG y glucosa	ECG, HR, RR, SpO ₂ , BP, BT y GPS	ECG, HR, BT, RR y SpO ₂	BT, ECG y SpO ₂	ECG, RR, HR, giróscopo y presión al caminar	ECG, temperatura y acelerómetro
Estado de Desarrollo	Prototipo	Prototipo	Prototipo	Prototipo	Prototipo	Prototipo	Prototipo	Prototipo

* ECG – Electrocardiograma, SaO₂ – Nivel de oxigenación en la sangre, BP – Presión arterial, HR – Ritmo cardiaco, RR – ritmo respiratorio, BT – Temperatura Corporal, GPS - Sistema de posicionamiento global, ND – No disponible, JSP – Páginas servidor de Java.

2.10 Conclusiones

En este capítulo se presentó el estado del arte en los sistemas de e-Salud. Se mostró que, si bien, existen varios sistemas en este ámbito todos están en etapas de desarrollo. La gran mayoría de ellos utiliza como tecnología de comunicación de largo alcance la telefonía celular, en donde los nodos sensores transmiten la información a un concentrador que envía la información al servidor a través de GSM, UMTS o GPRS. Esto implica el tener contratado un servicio de este tipo, lo cual actualmente limita su implementación en México debido principalmente a los costos del servicio.

Los sistemas que utilizan Wi-Fi para la comunicación a gran distancia a través de Internet, utilizan también una PocketPC o PDA como concentrador de la información incrementando con ello el costo del sistema. El utilizar Wi-Fi como medio de enlace a Internet es una decisión acertada; sin embargo, se debe utilizar otro método más económico para hacer la interfaz WSN/Wi-Fi, es aquí donde el presente trabajo de tesis tiene su importancia, ya que en él se propone una arquitectura que hace uso de un puente IEEE802.15.4/Wi-Fi como interfaz entre la WSN e Internet.

3 Marco teórico

3.1 Introducción

Tradicionalmente, los sistemas personales de monitorización médica, han sido usados únicamente para coleccionar datos, tal como el monitor Holter, el cual es un dispositivo electrónico para la monitorización ambulatoria que registra y almacena el electrocardiograma de un paciente durante al menos 24 horas [36]. El procesamiento y análisis de los mismos se realiza de posteriormente, lo que los hace imprácticos para la monitorización continua y temprana de desórdenes médicos [22]. Por su parte, sistemas de monitorización con múltiples sensores generalmente utilizan cables entre los sensores y el equipo de monitorización, lo que limita la movilidad y el nivel de confort del paciente. Adicionalmente, los equipos de monitorización individuales operan como sistemas autónomos y usualmente no ofrecen flexibilidad e integración con dispositivos de terceros.

Hasta hace algunos años el uso de tecnologías inalámbricas para aplicaciones médicas era a través de redes de área local inalámbricas (WLAN – por sus siglas en inglés) con el fin de acceder a Internet para compartir archivos clínicos. Sin embargo, conforme el tiempo y la tecnología avanzan, también lo hace la adopción de la tecnología inalámbrica en otras áreas y aplicaciones médicas. Inicialmente, la sustitución de los cables para retirar la sujeción de dispositivos o para evitar los riesgos de caídas, fue una buena razón para la aplicación de tecnologías inalámbricas en aplicaciones médicas. Sin embargo, el beneficio de utilizar sistemas inalámbricos para la asistencia médica va mucho más allá, permitiendo que los pacientes puedan realizar sus actividades cotidianas mientras están siendo supervisados por especialistas del área de la salud, mejorando con ello su calidad de vida,

sobre todo en enfermedades crónicas, como por ejemplo la diabetes o enfermedades cardiovasculares. Permiten recabar y extraer información sobre la evolución del paciente, lo que posibilita al médico a realizar un diagnóstico más informado, además de que los datos son recopilados de manera automática, reduciendo el costo y la inconveniencia de las visitas regulares al médico. Por último, la medición continua permite detectar cambios pequeños en los signos vitales que los humanos pueden pasar por alto, posibilitando un sistema de salud proactivo que anticipe a los problemas.

Entre las características que deben tener los dispositivos inalámbricos para posibilitar su utilización en aplicaciones de cuidado médico se puede mencionar: que sean pequeños con el fin de que puedan ser camuflados fácilmente para que sea difícil distinguirlos y el paciente no se sienta invadido en su intimidad, y que sean de bajo consumo, ya que deberán funcionar con baterías por el mayor tiempo posible evitando cambios frecuentes de las mismas. La tecnología inalámbrica que ofrece estas características, entre otras, son las redes inalámbricas de sensores. Las WSN son una tecnología emergente que consiste en dispositivos pequeños, de bajo consumo de potencia y bajo costo, los cuales integran capacidades de medición, procesamiento y comunicación. Esta tecnología tiene un amplio potencial para impactar en muchas aplicaciones del cuidado médico. Los nodos sensores pueden ser usados para capturar signos vitales de forma continua y en tiempo real de un gran número de pacientes, transmitir la información a un servidor médico, donde estos pueden ser accedidos por dispositivos manuales portados por técnicos médicos de emergencia, enfermeras y/o médicos. Los nodos de sensor vestibles pueden almacenar datos del paciente como su identificación, la historia clínica y los tratamientos actuales, complementando los historiales médicos típicos en papel o en bases de datos centrales. En percances con muchas víctimas, las redes de sensores pueden mejorar considerablemente la capacidad de respuesta de primera línea al permitir clasificar y tratar a los múltiples pacientes equipados con monitores portátiles inalámbricos [4].

En este capítulo se hace una descripción de las tecnologías que actualmente existen para la implementación de redes inalámbricas de sensores, se hace una comparación de las mismas y se realiza la selección del protocolo más apropiado para aplicaciones médicas. Se describe brevemente la norma IEEE 802.15.4 y los requerimientos que tienen las aplicaciones médicas a través de redes inalámbricas de sensores.

3.2 Tecnologías para redes inalámbricas de sensores

El desarrollo y la estandarización de nuevas tecnologías inalámbricas de bajo consumo de potencia y corto alcance han permitido el concepto de redes inalámbricas de sensores. Actualmente hay varias opciones para el desarrollo de las WSN, estas tecnologías especifican los niveles Físico y de Control de Acceso al Medio (MAC – por sus siglas en inglés) (e.g. IEEE802.15.4), el nivel de Red (e.g. Zigbee) o los tres niveles en la misma especificación (e.g. Bluetooth) [37]. Hablando en forma general, el escenario inalámbrico de corto alcance está actualmente en manos de cuatro protocolos: Bluetooth V1.2, UWB (Banda Ultra Ancha – por sus siglas en inglés), ZigBee/802.15.4 y Wi-Fi, los cuales corresponden a los estándares IEEE 802.15.1, 802.15.3, 802.15.4 y 802.11 respectivamente.

La Tabla 3.1 [38] resume las principales diferencias entre los cuatro protocolos. Cada protocolo se basa en un estándar IEEE. Se puede observar que UWB y Wi-Fi proporcionan una mayor velocidad de datos, mientras que el Bluetooth y ZigBee/802.15.4 tienen una velocidad más baja. En general, el Bluetooth V1.2, UWB, y ZigBee/802.15.4 están destinados a la comunicación en una red inalámbrica de área personal (WPAN) de aproximadamente 10 metros de radio, mientras que Wi-Fi está orientada a WLAN con un radio de 100 metros; sin embargo, en algunas aplicaciones ZigBee/802.15.4 también puede llegar a 100m. En términos de potencia de transmisión, la FCC (Federal Communications Commission) limita la densidad potencia espectral de emisores UWB a -41,3 dBm/MHz, mientras que la potencia de transmisión nominal para Bluetooth y ZigBee/802.15.4 es de 0 dBm y 20 dBm para Wi-Fi. Bluetooth V1.2 cuenta con 79 canales de 1 MHz, ZigBee/802.15.4 tiene 16 canales de 2 MHz en la banda de 2.4 GHz, Wi-Fi utiliza 14 canales (11 disponibles en EU, 13 en Europa y únicamente 1 en Japón) con un ancho de banda de 22 MHz, mientras que UWB utiliza la banda de 3.1 a 10.6 GHz dividida en 14 canales con un ancho de banda de 500 MHz.

Tabla 3.1 Comparación de Bluetooth V1.0, UWB, ZigBee/802.15.4 y WI-FI

Estándar Parámetro	Bluetooth V1.2	UWB	ZigBee/802.15.4	WI-FI
Especificación IEEE	802.15.1	802.15.3a	802.15.4	802.11 a/b/g
Banda de Frecuencia	2.4 GHz	3.1-10.6 GHz	868/915 MHz; 2.4 GHz	2.4 GHz; 5 GHz
Tasa máxima	1 Mb/s	110 Mb/s	250 Kb/s	54 Mb/s
Alcance nominal	10m	10 m	10 - 100 m	100 m
Potencia Tx nominal	0 a 10 dBm	-41.3 dBm/MHz	-25 a - 0 dBm	15 a 20 dBm
Número de canales	79	14	1/10; 16	14 (2.4 GHz)
Ancho de banda/canal	1 MHz	500 MHz - 7.5 GHz	0.3/0.6 MHz; 2 MHz	22 MHz
Tipo de modulación	GFSK	BPSK, QPSK	BPSK (+ ASK), O-QPSK	BPSK, QPSK
Esparcimiento	FHSS	DS-UWB, MB-OFDM	DSSS	COFDM, CCK, M-QAM
Celda básica	Piconet	Piconet	Estrella	BSS
Extensión de la celda básica	Scatternet	Peer-to-peer	Cluster tree, Mesh	ESS
Máximo número de nodos	8	8	> 65000	2007
Encriptamiento	EQ stream cipher	AES block cipher (CTR, counter mode)	AES block cipher (CTR, counter mode)	RC4 stream cipher (WEP), AES block cipher
Autenticación	Shared secret	CBC-MAC (CCM)	CBC-MAC (ext. of CCM)	WPA2 (802.11i)
Protección de datos	16-bit CRC	32-bit CRC	16-bit CRC	32-bit CRC

* ASK – modulación por corrimiento de amplitud, GFSK – modulación por corrimiento de frecuencia gaussiana, BPSK/QPSK – modulación por corrimiento de fase binaria/cuadratura, O-QPSK – QPSK desplazada, OFDM – Multicanalización por división de frecuencia ortogonal, COFDM – OFDM codificada, MB-OFDM – OFDM multibanda, M-QAM – modulación por amplitud en cuadratura M-aria, CCK – modulación por código complementario, FHSS/DSSS – espectro esparcido salto en frecuencia/secuencia directa, BSS/ESS – juego de servicios básico/extendido, AES – estándar de encriptamiento avanzado, WEP – privacidad equivalente a cableado, WPA – acceso Wi-Fi protegido, CBC-MAC – código de autenticación de mensaje de encadenamiento de bloque cifrado, CCM – CBC-MAC con contador, CRC – comprobación de redundancia cíclica.

En la Tabla 3.1, se puede observar que Bluetooth V1.2, ZigBee/802.15.4 y Wi-Fi utilizan la técnica de espectro esparcido trabajando en la banda de 2.4 GHz, por lo que la coexistencia de estas tecnologías debe ser tratada. Básicamente, Bluetooth utiliza salto de frecuencia adaptable para evitar la colisión de canal, mientras que ZigBee/802.15.4 y Wi-Fi utilizan selección dinámica de frecuencias y el control de potencia de transmisión para seleccionar el canal. Shuaib, et. al. [39] analizan la coexistencia de ZigBee/802.15.4 y Wi-Fi; sin embargo, se hace un experimento para comparar el efecto de Bluetooth sobre Wi-Fi.

Los resultados muestran que el efecto de la interferencia de ZigBee/802.15.4 tiene más efecto en enlace de subida del IEEE802.11 que en el de bajada, también se muestra que IEEE802.11 es más afectado por Bluetooth que por ZigBee/802.15.4 y además que IEEE 802.11 afecta al rendimiento de Zigebee/802.15.4 cuando el espectro de los canales elegidos está dentro del mismo ancho de banda; sin embargo, si los canales son seleccionados de manera apropiada (máxima separación entre las frecuencias centrales) no existe interferencia Wi-Fi sobre ZigBee/802.15.4.

En su artículo Petrova, et. al. [40] hacen el análisis del desempeño de los esquemas de modulación IEEE 802.15.1, 802.15.4 y 802.15.11 en términos de la tasa bit de error (BER), en el artículo se menciona que la modulación 802.15.4 es de 7 a 18 dB mejor que las modulaciones 802.15.11 y 802.15.1 (ver Figura 3.1), lo que representa un incremento en alcance de 2 a 8 veces para la misma energía por bit o un incremento en la confiabilidad para cualquier rango dado. La Figura 3.1 compara el desempeño de 802.15.4 contra Wi-Fi y Bluetooth en un canal con ruido aditivo blanco gaussiano (AWGN).

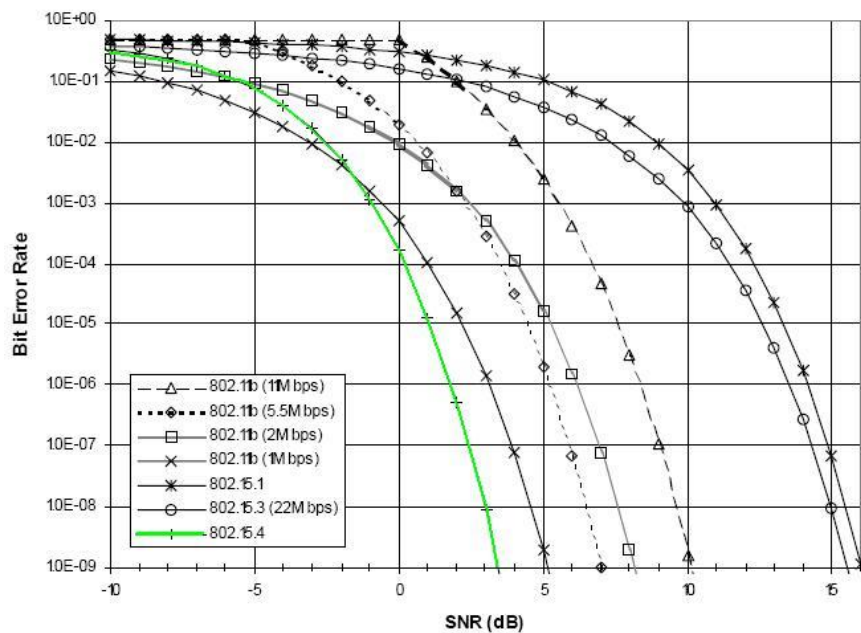


Figura 3.1 BER teórico en un canal AWGN para IEEE 802.15.4 [41]

En Lee, et. al. [38] se muestra que respecto a la eficiencia de codificación de datos (definida esta como “la razón entre el tamaño de datos y el tamaño del mensaje”) para datos menores a 339 octetos Bluetooth es la mejor solución; sin embargo, ZigBee/802.15.4 tiene una buena eficiencia para datos menores a 102 octetos. Para tamaños de datos grandes

(mayores a 10,000 octetos), Bluetooth, UWB y Wi-Fi tienen una eficiencia arriba del 94%, mientras que para ZigBee/802.15.4 es de 76.52%. Adicionalmente Lee [42] indica que para aplicaciones de baja tasa de datos “802.15.4 muestra una clara ventaja sobre 802.11 considerando el sobre encabezado y la latencia”. En este sentido, hay que mencionar que en aplicaciones de monitorización de variables físicas o fisiológicas la tasa de información es muy baja, siendo preferible utilizar protocolos que sean eficientes a tamaños de datos pequeños, por lo cual, la elección en este sentido sería el utilizar Bluetooth o ZigBee/802.15.4. Una variable más importante que debe considerarse para la elección del estándar a utilizar para el caso de monitorización remota a través de WSN, es el consumo de energía, ya que el utilizar un sistema que tenga un alto consumo de energía implicaría el cambio frecuente de baterías. En este sentido, Lee muestra en su artículo que el consumo de energía para UWB y Wi-Fi es mucho mayor (≈ 800 veces) que el de Bluetooth y ZigBee/802.15.4 tal como se muestra en la Figura 3.2. Los dos motivos anteriormente señalados son importantes al seleccionar una tecnología para WSN que tengan como característica tamaño de datos pequeño y bajo consumo de energía (alimentación por baterías), por lo cual las tecnologías UWB y Wi-Fi quedan descartadas para el enfoque de este trabajo, permaneciendo como posibles opciones Bluetooth y ZigBee/802.15.4.

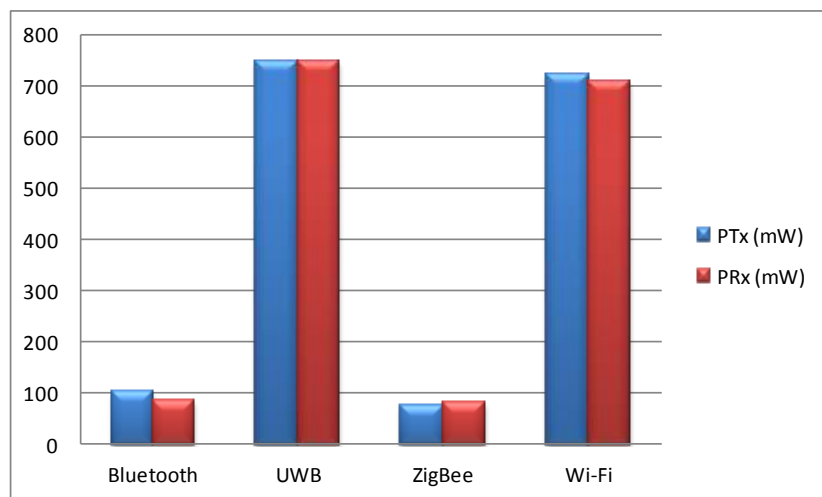


Figura 3.2 Comparación del consumo de potencia para WSN [38]

Hasta el momento, se ha mostrado que ZigBee/802.15.4 y Bluetooth V1.0 son los protocolos más apropiados para el caso de WSN con baja tasa de datos y bajo consumo de energía; sin embargo, es necesario hacer una comparación de ambos protocolos con el fin

de seleccionar la tecnología más apropiada. Ambos protocolos tienen objetivos distintos, por un lado el Grupo Especial de Interés (SIG) Bluetooth declaró dentro de su misión que el grupo trabajaría “... con el fin de superar las expectativas personales de conectividad y satisfacer las necesidades de un mundo cambiante” [43]; por otro lado, la misión de la alianza ZigBee fue definir un estándar global abierto para el desarrollo de productos para la monitorización y el control, confiables, de costo efectivo, de baja potencia y en red. En este sentido las palabras “conectividad personal” vinculan a la tecnología Bluetooth a una disposición ad-hoc entre dispositivos utilizados por los seres humanos, mientras que las palabras “en red” dan un sentido más amplio, la de escalabilidad. Si se analiza la Tabla 3.1 respecto al parámetro denominado “extensión de celda básica”, se observa que ZigBee/802.15.4 presenta una topología malla, la cual elimina la posibilidad de falla central y proporciona auto-regeneración y auto-organización, proporcionando una mayor robustez a la red. Otra desventaja importante para la utilización de Bluetooth V1.0 es que *solamente un número limitado de nodos se comunican a un tiempo* [44], mientras que el límite máximo de nodos en ZigBee/802.15.4 es 65,536.

Adicionalmente, para el caso de ZigBee/802.15.4 y Bluetooth V1.0, en Baker [45] se estudiaron las fortalezas y debilidades en aplicaciones industriales, concluyendo que los protocolos ZigBee/802.15.4 pueden satisfacer una variedad más amplia de necesidades reales que Bluetooth. Las razones principales son una operación “desatendida” con baterías a largo plazo, mayor alcance útil, menor complejidad de la pila (stack) (ver Tabla 3.2), mayor número de dispositivos y, finalmente, la flexibilidad y escalabilidad inherente. Una ventaja de Bluetooth V1.0 sobre ZigBee/802.15.4 es su arquitectura altamente sincronizada, lo cual hace que Bluetooth tenga una baja latencia y sea mucho más confiable que ZigBee/802.15.4; sin embargo, su sobre encabezado y el tiempo que toma en salir de modo dormido a activo son muy altos para los requerimientos de aplicaciones médicas.

Tabla 3.2 Comparación de los protocolos Bluetooth y ZigBee/802.15.4 [46]

Protocolo Característica	Bluetooth V1.0	ZigBee/802.15.4
Tamaño de pila	250 Koctetos	4 a 64 Koctetos
Tasa de datos	1 Mbit/s	250 Kb/s
Tasa de información	≈ 720 Kbit/s	≈ 128 Kbit/s
Tamaño de paquete	2870 octetos	127 octetos

Como se mencionó anteriormente la mejor opción para una WSN en aplicaciones médicas es el protocolo ZigBee/IEEE802.15.4, por lo que este será descrito más ampliamente en la siguiente sección.

3.3 IEEE 802.15.4 [47]

IEEE 802.15.4 es un estándar el cual especifica la Capa Física (PHY) y la subcapa de Control de Acceso al Medio (MAC) para redes inalámbricas de área personal de baja velocidad (LR/WPAN). Las WPAN se utilizan para transmitir información a distancias relativamente cortas. A diferencia de WLAN, las conexiones realizadas a través de WPAN implican poca o ninguna infraestructura. Esta característica permite soluciones pequeñas, energéticamente eficientes y de bajo costo que se utilizan para una amplia gama de dispositivos. Algunas de las características de una LR/WPAN son:

- Tasa de transmisión de 250 Kbps, 40 Kbps, y 20 Kbps
- Operación en estrella o entre pares
- Asignación de dirección corta de 16 bit o extendida de 64 bit
- Asignación de ranuras de tiempo garantizadas (GTS – por sus siglas en inglés)
- Acceso al canal a través de acceso múltiple por detección de portadora y prevención de colisiones (CSMA-CA – por sus siglas en inglés)
- Protocolo con acuse de recibido para transferencia fiable
- Bajo consumo de energía
- Detección de energía (ED – por sus siglas en inglés)
- Indicación de calidad de enlace (LQI – por sus siglas en inglés)
- 16 canales en la banda de 2.450 MHz, 10 canales en la banda de 915 MHz, y en el canal 1 868 MHz

3.3.1 Componentes

Dos tipos diferentes de dispositivos pueden participar en la red; dispositivos de funcionalidad completa (FFD – por sus siglas en inglés) y dispositivos con funcionalidad reducida (RFD – por sus siglas en inglés). El FFD puede operar en tres modos: coordinador de red de área personal (PAN – por sus siglas en inglés), coordinador y dispositivo. Un RFD es utilizado para tareas simples, no envían grandes cantidades de información y

únicamente pueden asociarse a un FFD en un instante de tiempo. En la Tabla 3.3 se muestran las características de ambos dispositivos.

Un sistema conforme a IEEE 802.15.4 se compone de varios elementos. El más básico es el dispositivo. Un dispositivo puede ser un RFD o un FFD. Dos o más dispositivos dentro de un espacio de operación personal (POS – por sus siglas en inglés) comunicándose en el mismo canal físico constituyen una WPAN; sin embargo, una red deberá incluir al menos un FFD que opera como coordinador de PAN.

Tabla 3.3 Comparación de los dispositivos IEEE 802.15.4

Dispositivos de funcionalidad completa (FFD)	Dispositivos con funcionalidad reducida (RFD)
Cualquier Topología	Limitado a topología estrella o dispositivo final en topología entre pares
Capacidad de ser coordinador PAN	No puede ser coordinador
Puede ser un nodo ordinario	Únicamente se comunica con un FFD
Comunicación con cualquier dispositivo	Implementa un protocolo reducido
Implementa el protocolo completo	Capacidad limitada de cómputo

3.3.2 Topologías de red

Dependiendo de los requerimientos de la aplicación, la LR/WPAN puede operar en cualquiera de dos topologías: estrella o entre pares (P2P – peer to peer), ambas se muestran en la Figura 3.3. En la topología estrella la comunicación es establecida entre los dispositivos y un controlador central, llamado coordinador de red. Un dispositivo tiene una aplicación asociada y es el punto de iniciación o terminación de la comunicación en la red. Un coordinador PAN también puede tener una aplicación específica, pero este puede ser usado para iniciar, terminar o enrutar la comunicación a través de la red. Todos los dispositivos operando en la red en cualquiera de las topologías tienen una dirección extendida única de 64 bit, esta dirección puede ser usada para comunicación directa dentro de la PAN o puede ser intercambiada por una dirección corta asignada por el coordinador cuando el dispositivo es asociado a la red. El coordinador PAN puede ser alimentado a través de una fuente continua, mientras que los dispositivos es más probable que sean alimentados con baterías.

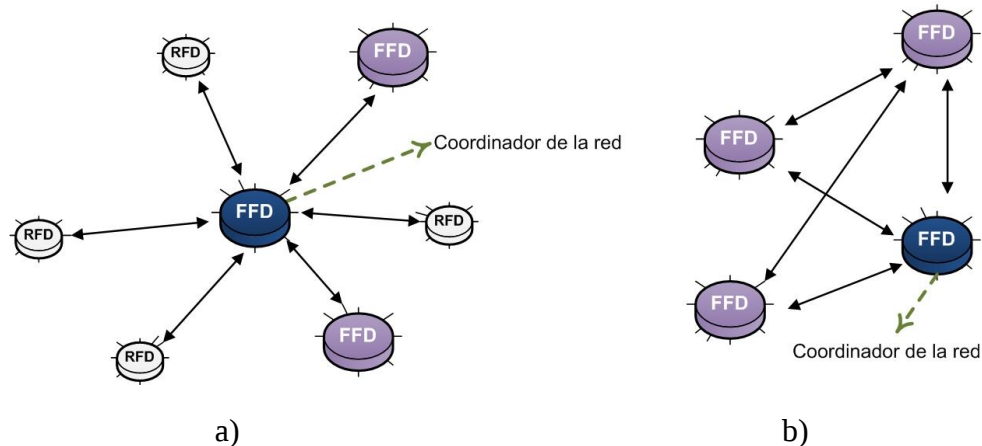


Figura 3.3 Topologías IEEE 802.15.4 a). Estrella b). Entre pares

La topología P2P también tiene un coordinador PAN; sin embargo, ésta difiere de la topología estrella en que cada dispositivo puede comunicarse con cualquier otro, mientras estén en el rango. La topología P2P permite que sean implementadas formaciones de red más complejas, tal como la topología malla. La red P2P puede ser ad hoc auto-reconfigurable, también puede permitir múltiples saltos para enrutar los mensajes de un dispositivo a cualquier otro dentro de la red. Estas funciones pueden ser añadidas en la capa de red, pero no forman parte de la norma.

Para este trabajo se seleccionó una topología estrella, debido principalmente a que la topología entre pares incrementa la carga de tráfico de la red según lo demuestra en su artículo Fernández [48].

3.3.3 Arquitectura

El estándar IEEE802.15.4 [47] describe dos capas, las cuales deben estar implementadas en cualquier dispositivo, estas capas son denominadas: capa PHY y subcapa MAC. La capa PHY contiene el transceptor de radio frecuencia (RF – por sus siglas en inglés) junto con un mecanismo de control de bajo nivel, y la subcapa MAC que se encarga de proporcionar acceso al canal físico para todos los tipos de transferencia. La Figura 3.4 muestra las capas como una representación gráfica. Las capas superiores, consisten en la capa de red, la cual provee la configuración de la red, manipulación del mensaje y enrutamiento, y la capa de aplicación, la cual provee la función prevista para el dispositivo. Estas capas superiores no están definidas en el estándar, quedando en los desarrolladores la

responsabilidad de construirlas; sin embargo, una capa de red está definida por la alianza ZigBee. El control de enlace lógico (LLC – por sus siglas en inglés) tipo 1 IEEE 802.2™ puede acceder a la subcapa MAC a través de la subcapa de servicios específicos de convergencia (SSCS – por sus siglas en inglés), definido en el estándar en el apéndice A.

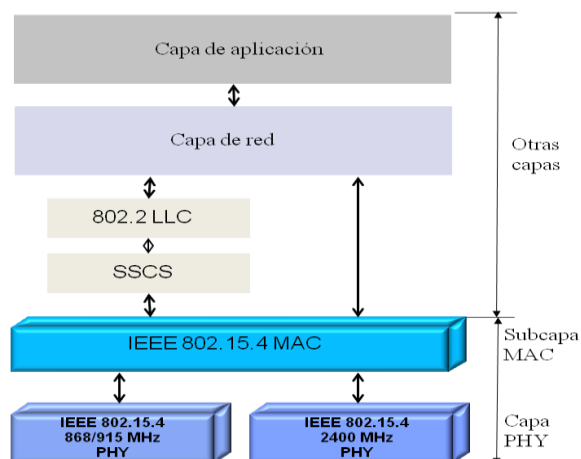


Figura 3.4 Arquitectura IEEE 802.15.4

3.3.3.1 Capa PHY

La capa PHY proporciona una interfaz entre la subcapa MAC y el canal de radio físico. Esta capa proporciona dos servicios, los cuales son utilizados a través de dos puntos de acceso de servicio (SAP – por sus siglas en inglés), estos servicios son el servicio de datos PHY (PD – por sus siglas en inglés) y la entidad de gestión de la capa PHY (PLME – por sus siglas en inglés). Los servicios que ofrece la capa PHY son:

- *Servicio de datos:* Hace posible la transmisión y recepción del Protocolo de Unidad de Datos de la capa Física (PPDU – por sus siglas en inglés) mediante el Punto de Acceso al Servicio de Datos de la capa Física (PD-SAP– por sus siglas en inglés).
- *Servicio de administración:* Hace posible la interacción con la PLME mediante el Punto de Acceso al Servicio (PLME-SAP – por sus siglas en inglés). La PLME proporciona la interfaz de servicio de gestión de capa a través de la cual se pueden invocar las funciones de gestión de capa. La PLME también es responsable de mantener una base de datos de objetos gestionados que pertenecen a la PHY. Esta base de datos se conoce como la información de base PAN (PIB – por sus siglas en inglés).

La Figura 3.5 muestra los componentes y las interfaces de la capa PHY.

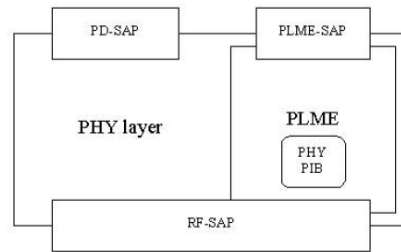


Figura 3.5 Modelo de referencia de la capa física [47]

La capa física tiene dos variantes: 868/915 MHz y 2.4 GHz (ver **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), el estándar define que la banda 868 MHz tiene un solo canal con una tasa de 20 Kbps, la banda de 915 MHz tiene 10 canales de 40 Kbps y la banda de 2.4 GHz está dividida en 16 canales de 250 Kbps.

Tabla 3.4 Parámetros capa física [33]

Banda de Frecuencia	Tasa de bit	Tasa de símbolo	Parámetros del esparcimiento DSSS	
			Modulación	Tasa de chip
868 -868.6 MHz	20 Kbps	20 ksps	BPSK	300 Kcps
902 -928 MHz	40 Kbps	40 ksps	BPSK	600 Kcps
2400 -2483.5 MHz	250 Kbps	62.5 Kbps	O-QPSK	2 Mcps

La capa PHY es responsable de las siguientes tareas [42]:

- *Activación y desactivación del transceptor de radio:* cambia el transceptor a los modos de transmisión, recepción o apagado (dormido) de acuerdo a la petición de la subcapa MAC, el cambio deberá realizarse cuando mucho en 12 periodos de símbolos.
- *Detección de energía (ED– por sus siglas en inglés):* realiza la estimación de la potencia recibida en un canal. El resultado de la ED puede ser usado por la capa de red como parte del algoritmo de selección de canal.
- *Indicación de calidad de enlace (LQI – por sus siglas en inglés):* hace la medición de la potencia con que fue recibido cada paquete. La PHY usa la ED, la razón señal a ruido o una combinación de ambas para medir la calidad de enlace de un paquete recibido. El uso del resultado LQI no es especificado en el estándar. Esta característica permite la implementación de un algoritmo de hand-off/hand-on para

que los nodos móviles puedan cambiar de celda asociándose a aquella que presenta mayor potencia en un instante determinado.

- *Evaluación del canal más despejado (CCA – por sus siglas en inglés) para el acceso múltiple por detección de portadora con prevención de colisiones (CSMA-CA):* la capa PHY realiza la CCA usando ED, detección de portadora o ambas. En el modo ED. El medio se considera ocupado si el nivel de umbral predefinido es detectado. En la detección de portadora, el medio está ocupado si una señal con las características de modulación y esparcimiento IEEE 802.15.4 es detectada. En el modo combinado ambas condiciones deberán cumplirse para determinar que el medio está ocupado.
- *Selección de la frecuencia del canal:* sintoniza el transceptor en uno de los 27 canales disponibles a petición de la capa MAC.
- *Transmisión y recepción de datos:* transmite al medio los datos recibidos de las capas superiores y envía a las capas superiores los datos recibidos en el medio.

El presente trabajo utiliza la frecuencia de 2.4 GHz debido a que esta frecuencia presenta la mayor tasa de datos, permitiendo manejar un mayor número de sensores. Se hace uso también de la ED para la selección del canal a utilizar en el momento de la conformación de la red.

3.3.3.2 Subcapa MAC

La subcapa MAC proporciona una interfaz entre la SSCS y la capa PHY. Igual que la capa PHY, la subcapa MAC también proporciona dos servicios nombrados, servicio de datos (PD) MAC y gestión de la capa MAC. La gestión de la capa MAC se realiza a través del punto de acceso de la entidad de gestión de la subcapa MAC (MLME-SAP – por sus siglas en inglés) y el servicio de datos es proporcionado por el punto de acceso de la parte común de la subcapa MAC (MCPS-SAP). Estos dos servicios proporcionan la interfaz entre la SSCS y la PHY, vía el PD-SAP y PLME-SAP (ver Figura 3.6), la MLME también es responsable de mantener la base de datos de los objetos gestionados que pertenecen a la subcapa MAC, la cual es referida como PIB.

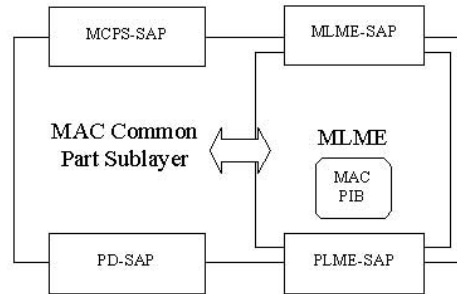


Figura 3.6 Modelo de referencia de la subcapa MAC [47]

La subcapa MAC es responsable por las siguientes tareas:

- *Generación de balizas (beacons) de red si el dispositivo es un coordinador:* si el coordinador debe trabajar en un modo de habilitación de baliza, utilizará una estructura de supertrama. La supertrama está dividida en n (por defecto 16) ranuras de tiempo de igual tamaño y está delimitada por balizas de red (ver Figura 3.7). Un coordinador envía balizas periódicamente para sincronizar los dispositivos conectados.

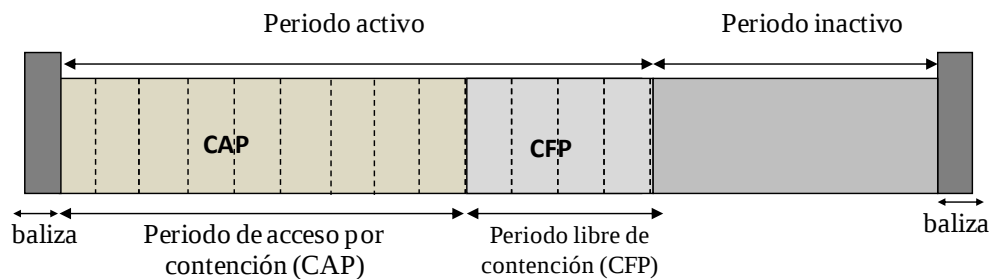


Figura 3.7 Ejemplo de la estructura de supertrama [49]

- *Sincronización con las balizas:* un dispositivo conectado a un coordinador operando en un modo de baliza debe de localizar las balizas para sincronizarse con el coordinador. Esta sincronización es importante para la encuesta (polling) de datos, el ahorro de energía, y la detección de nodos huérfanos.
- *Apoyar en la asociación y la disociación de la PAN:* Apoyar la auto-configuración; esto es, la asociación y disociación de la PAN. Esto permite configuración automática de una estrella o una red P2P.
- *El empleo del acceso múltiple por detección de portadora con prevención de colisiones (CSMA-CA) para el acceso a los canales:* al igual que la mayoría de los

protocolos para redes inalámbricas el 802.15.4 utiliza CSMA-CA como mecanismo para el acceso al canal; sin embargo, esta norma no incluye el mecanismo de solicitud de envío (RTS – por sus siglas en inglés) y listo para enviar (CTS – por sus siglas en inglés), teniendo en cuenta la baja velocidad de datos utilizada en LR-WPAN.

- *El manejo y el mantenimiento del mecanismo de ranura de tiempo garantizada (GTS):* cuando se trabaja en un modo de habilitación de baliza, un coordinador puede asignar partes de la supertrama a un dispositivo. Estas partes se llaman GTS y están comprendidas dentro del período libre de contención (CFP – por sus siglas en inglés) de la supertrama.
- *Proporcionar un enlace fiable entre dos entidades MAC pares:* la subcapa MAC emplea varios mecanismos para mejorar la fiabilidad de la conexión entre dos pares, entre ellos están el reconocimiento y retransmisión de trama, la verificación de datos mediante el uso de una verificación cíclica de redundancia (CRC – por sus siglas en inglés) de 16 bits y el mecanismo CSMA -CA.

3.3.4 Modos de transferencia de datos

Hay dos métodos de comunicación: modo de baliza y modo sin baliza.

- *Modo de baliza:* la comunicación es controlada por el coordinador de red, el cual transmite balizas regulares para la sincronización de dispositivos y el control de asociación de la red. El coordinador de la red define el inicio y el final de una supertrama mediante la transmisión de una baliza periódica. La longitud del periodo de baliza y por lo tanto el ciclo de trabajo del sistema pueden ser definidos por el usuario entre ciertos límites como se especifica en la norma. La ventaja de este modo es que el coordinador puede comunicarse a voluntad con los nodos, logrando por lo tanto una baja latencia. La desventaja es que los nodos deben estar activos para recibir la baliza.
- *Modo sin baliza:* un nodo de red puede si es necesario, enviar datos al coordinador utilizando CSMA/CA. Sin embargo, para recibir datos del coordinador el nodo debe encenderse y ser encuestado por el coordinador. Para lograr la duración de la batería deseada la frecuencia de encuesta debe estar pre-determinada por la capacidad de

energía y la cantidad de datos prevista. La ventaja del “modo de sin baliza” es que el nodo receptor no tiene que estar regularmente encendido para poder recibir la baliza. La desventaja es que el coordinador no puede comunicarse a voluntad con el nodo, sino que debe esperar a ser invitado por el nodo para comunicarse.

Existen tres tipos de transacciones para la transferencia de datos. La primera de ellas es la transferencia de datos al coordinador, en el cual un dispositivo transmite los datos. La segunda operación es la transferencia de datos desde el coordinador, en el que el dispositivo recibe los datos. La tercera operación es la transferencia de datos entre dispositivos pares. En topología estrella sólo dos de estas operaciones se utilizan, ya que los datos sólo podrán ser transmitidos entre el coordinador y un dispositivo. En una topología entre pares los datos pueden ser intercambiados entre dos dispositivos en la red y en consecuencia las tres operaciones pueden ser utilizadas en esta topología.

El mecanismo para cada tipo de transferencia depende de si la red soporta la transmisión de balizas.

- *Transferencia de datos al coordinador*: cuando un dispositivo desea transferir datos al coordinador en una red con baliza, primero espera la baliza. Cuando se encuentra la baliza, el dispositivo se sincroniza con la estructura de supertrama; en el momento apropiado, el dispositivo transmite la trama de datos al coordinador, utilizando CSMA-CA ranurado. Cuando un dispositivo desea transmitir datos en una red sin baliza, simplemente transmite la trama de datos al coordinador utilizando CSMA-CA no ranurado. En ambos casos el coordinador reconoce la recepción correcta de los datos mediante la transmisión de una trama de confirmación opcional. La Figura 3.8 muestra gráficamente estas secuencias.

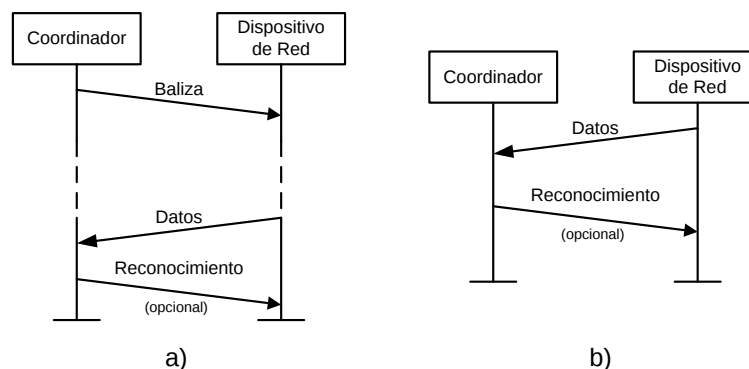


Figura 3.8 Comunicación al coordinador a). Red con baliza b). Red sin baliza

- *Transferencia de datos desde el coordinador:* Cuando el coordinador desea transferir los datos a un dispositivo en una red con baliza, indicará en la baliza que hay un mensaje de datos pendiente. El dispositivo; que escucha periódicamente la baliza, se entera del mensaje en espera y transmite un comando MAC solicitando los datos. El coordinador reconoce la recepción exitosa de la petición de datos mediante la transmisión opcional de una trama de confirmación. La trama de datos en espera se envía a continuación, utilizando CSMA-CA ranurado. El dispositivo reconoce la recepción correcta de los datos mediante la transmisión de una trama de confirmación, al recibir el acuse de recibido, el mensaje se elimina de la lista de mensajes pendientes en la baliza. Cuando el coordinador desea transferir datos a un dispositivo en una red sin baliza, almacena los datos del dispositivo. El dispositivo se pone en contacto con el coordinador a un ritmo definido por la aplicación, mediante la transmisión de un comando MAC de solicitud de datos, a través de CSMA-CA no ranurado. El coordinador reconoce la recepción exitosa de la petición de datos mediante la transmisión de una trama de confirmación. Si hay datos pendientes, el coordinador transmite los datos al dispositivo usando CSMA-CA no ranurado. Si no hay datos pendientes, el coordinador envía una trama de datos con una carga útil de longitud cero para indicar que no hay datos pendientes. El dispositivo reconoce la recepción correcta de los datos mediante la transmisión de una trama de confirmación. Estas secuencias son mostradas en la Figura 3.9.

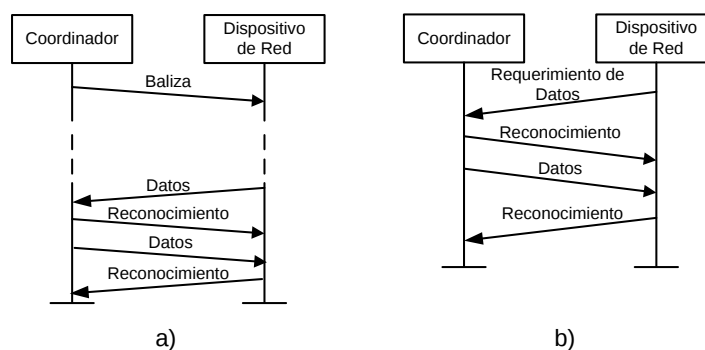


Figura 3.9 Comunicación desde el coordinador a). Red con baliza b). Red sin baliza

- *Transferencia de datos entre dispositivos pares:* En una PAN entre pares, cada dispositivo puede comunicarse con cualquier otro en su esfera de alcance de radio. Con el fin de hacer esto de manera efectiva, los dispositivos que deseen

comunicarse tendrán que recibir datos constantemente o sincronizarse entre sí. En el primer caso, el dispositivo simplemente transmite sus datos utilizando CSMA-CA no ranurado. En el último caso, se deben tomar otras medidas con el fin de lograr la sincronización. Estas medidas están fuera del alcance de la norma.

Para el presente trabajo, el modo de transferencia de información seleccionado fue el modo sin baliza, debido a que los nodos sensores deberán estar alimentados con baterías, de tal forma que estos deberán permanecer el mayor tiempo apagados, reduciendo con ello el ciclo de trabajo y aumentando la duración de las baterías. En el modo con baliza el ciclo de trabajo es mayor, ya que se requiere garantizar que los nodos estén activos para recibir la baliza. Adicionalmente, el uso de baliza incrementa el sobre encabezado requerido para la transmisión de un paquete [50] y el desempeño para tráfico asimétrico es menor que en el modo sin baliza [51].

3.3.4.1 Trama de datos

La Figura 3.10 muestra la estructura de la trama de datos, esta es originada en las capas superiores. La carga útil de datos se pasa a la subcapa MAC y se conoce como la unidad de datos de servicio MAC (MSDU – por sus siglas en inglés). El MSDU es precedido con un encabezado MAC (MHR – por sus siglas en inglés) y finalizado con un MAC *footer* (MFR). El MHR contiene el control de trama, número de secuencia y el campo de información de direccionamiento. El MFR está compuesto de una secuencia de verificación de trama (FCS – por sus siglas en inglés) de 16 bits. El MHR, MSDU y MFR juntos forman la trama de datos MAC, conocida como unidad de datos del protocolo MAC (MPDU – por sus siglas en inglés).

El MPDU se pasa a la PHY como la carga útil de trama de datos PHY, denominada unidad de servicios de datos PHY (PSDU – por sus siglas en inglés). La longitud de la PSDU debe ser menor a 127 octetos y es precedida por un encabezado de sincronización (SHR – por sus siglas en inglés); que contiene los campos de secuencia de preámbulo y el delimitador de inicio de trama (SFD – por sus siglas en inglés), y por un encabezado PHY (PHR – por sus siglas en inglés) que contiene la longitud de la PSDU en octetos. La secuencia de preámbulo y los datos SFD habilitan al receptor para que este pueda lograr la

sincronización de símbolo. El SHR, PHR, y PSDU juntos forman la unidad de paquete de datos PHY conocida como (PPDU – por sus siglas en inglés).

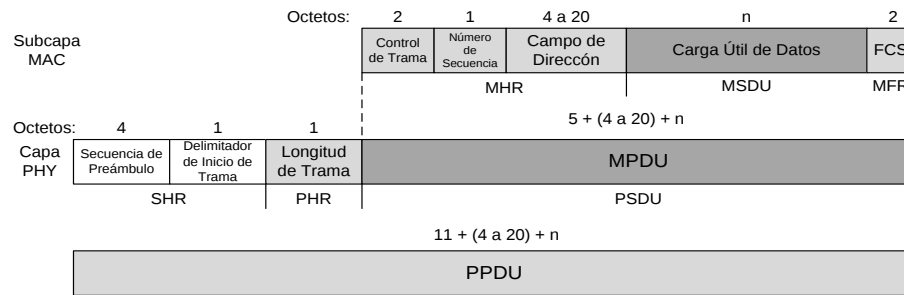


Figura 3.10 Estructura de la trama de datos

3.3.5 Modificaciones a la norma IEEE 802.15.4

Desde el principio, el objetivo de 802.15.4 era producir una norma que permitiera las comunicaciones de muy bajo costo y bajo consumo de energía. El estándar inicial, IEEE 802.15.4-2003, definió dos opciones de capa PHY, las cuales operan en diferentes bandas de frecuencia (915/968 MHz y 2.4 GHz) con un MAC muy simple, pero eficaz.

En 2006 [41], el estándar fue revisado con el fin de incorporar características y mejoras adicionales, así como simplificaciones a la norma 2003. Se le agregaron dos opciones más de capa PHY que permiten tasas de datos más altas, ambas en la frecuencia 915/968 MHz, por una parte una modulación por conmutación de amplitud (ASK – por sus siglas en inglés) que ofrece tasas de 250 Kbps y una modulación por conmutación de fase en cuadratura desplazada (O-QPSK – por sus siglas en inglés), que ofrece 250 Kbps en la banda de 915 MHz y 100 Kbps en la banda de 868 MHz. La MAC de esta versión es compatible con la versión anterior, pero añade a las tramas MAC un campo para el número de versión, nuevas características de seguridad y una variedad de mejoras, las cuales incluyen:

- Soporte para una base de tiempo compartido con la adición de un mecanismo de estampado de tiempo
- Apoyo para la calendarización de la baliza
- Sincronización de mensajes de radiodifusión en PAN con baliza habilitada

En 2007 se realizó una enmienda a la norma 802.15.4-2006 [52], en esta enmienda se agregaron dos nuevas capas PHY, las cuales son:

- Banda ultra ancha (UWB – por sus siglas en inglés) la cual opera a frecuencias de 3 a 5 GHz, de 6 a 10 GHz y menor a 1 GHz
- Espectro esparcido *chirp* (CSS – por sus siglas en inglés) a 2450 MHz

La PHY de UWB soporta una velocidad de datos obligatoria de 851 Kbps con una tasas opcionales de 110 Kbps, 6.81 Mbps y 27.24 Mbps, mientras que la PHY de CSS tiene una tasa de 1000 Kbps.

En 2009 hubo dos nuevas enmiendas [53] y [54], la primera adiciona una nueva capa PHY para China que opera en la banda 780 MHz y la segunda adiciona una nueva capa PHY para Japón operando en la banda de 950 MHz.

En 2011 se realizó una segunda revisión a la norma IEEE 802.15.4 [55] con el propósito de incluir las tres enmiendas anteriores en un solo documento. Los principales cambios en esta revisión no fueron técnicos sino únicamente editoriales. La organización de la norma se modificó de tal forma que cada capa PHY tiene ahora un inciso separado. El inciso MAC se dividió en: descripción funcional, especificación de la interfaz, y especificación de seguridad.

En 2012 se generaron tres nuevas enmiendas, dos para la PHY y una para la MAC, esto debido a que el estándar ha sido muy popular y a que la norma original es inadecuada para una variedad de aplicaciones. La enmienda [56] especifica nuevos comportamientos y formatos MAC que permiten a los dispositivos 802.15.4 soportar un amplio abanico de aplicaciones industriales y comerciales que no eran adecuadamente soportadas antes de la publicación de esta enmienda. Los cambios específicos a la subcapa MAC facilitan las aplicaciones industriales como control de procesos y automatización, y soportan la norma China de redes inalámbricas de área personal (CW PAN – por sus siglas en inglés). La enmienda [57], cuyo propósito es describir la capa física del sistema de identificación por radio frecuencia (RFID – por sus siglas en inglés) activo, especifica dos PHY alternativas, definiendo además las modificaciones necesarias para soportar su implementación.

Las PHY adicionales apoyan principalmente aplicaciones de bajo costo, bajo consumo de energía, duración de la batería de varios años, comunicación confiable, ubicación de precisión y aplicaciones de sensores. Las dos PHY nuevas son las siguientes: conmutación por corrimiento mínimo (MSK – por sus siglas en inglés) y frecuencia de repetición de pulso (PRF – por sus siglas en inglés) de baja tasa para UWB. La enmienda

[58] describe las especificaciones de la capa PHY para redes inalámbricas inteligentes en medición de servicios públicos a baja tasa de datos y las modificaciones de la MAC necesarias para soportar su implementación. Las PHY nuevas son: conmutación por corrimiento de frecuencia (FSK – por sus siglas en inglés), Multicanalización por corrimiento de frecuencia ortogonal multiregional y multitasa (MR-O-QFSK – por sus siglas en inglés) y Conmutación por corrimiento de fase en cuadratura multiregional y multitasa (MR-O-QPSK – por sus siglas en inglés), trabajando en bandas en el intervalo de 169 MHz a 2450 MHz.

3.4 Requerimientos para aplicaciones médicas

El entorno médico tiene implicaciones de vida o muerte de pacientes cuando los datos son perdidos, dañados o demorados. Ejemplos de estas aplicaciones críticas son la entrega del medicamento correcto en la dosis correcta en el momento correcto, la entrega de información crítica de la monitorización en tiempo real para el cálculo de la tendencia en la determinación de las situaciones de alarma y la distribución de la información de un paciente. En aplicaciones de cuidado de la salud, un sistema en tiempo real es un sistema en tiempo real “relajado” (soft), en el cual algo de latencia es permitida [59], ya que identificar las situaciones de emergencia como en ataque cardíaco o una desvanecimiento súbito en pocos segundos será suficiente para salvar vidas.

Para su aplicación en e-Salud se deben considerar varios aspectos como son: parámetros fisiológicos, requerimientos de los nodos sensores, de la red y de la aplicación. Estos son descritos en las siguientes secciones.

3.4.1 Parámetros fisiológicos

Los parámetros fisiológicos más comúnmente monitorizados en sistemas de cuidado médico son: Electrocardiograma (ECG), ritmo cardíaco, presión sanguínea, temperatura corporal, respuesta galvánica de la piel (GSR – por sus siglas en inglés), saturación de oxígeno en la sangre (SaO₂), frecuencia respiratoria, electromiografía (EMG – por sus siglas en inglés), EEG y glucosa en la sangre. La Tabla 3.5 muestra los requerimientos de medición para cada uno de estos parámetros fisiológicos.

Tabla 3.5 Especificaciones para varios parámetros fisiológicos

Parámetro fisiológico	Especificación
Electrocardiograma (ECG) [60]	Frecuencia : 0.05 a 150Hz Amplitud: ± 0.25 a ± 2 mV Offset: ± 300 mV
Electromiografía (EMG) [61]	Frecuencia : 7 a 500 Hz Amplitud: $\pm 20\mu\text{V}$ a ± 20 mV
Electroencefalograma (EEG) [62]	Frecuencia : 0.5 a 100 Hz Amplitud: 1 a 100 μV
Presión sanguínea (BP)	Sistólica: 60 a 220 mm Hg Diastólica: 50 a 110mm Hg
Temperatura corporal	32° a 42° C
Respuesta Galvánica de la Piel (GSR)	0 a 100 K Ω Frecuencia: 0 a 5 Hz
Frecuencia respiratoria (RR)	2 a 50 respiraciones/min
Saturación de oxígeno en la sangre (SaO2)	0 a 100 %
Ritmo cardíaco (HR)	40 a 220 latidos/min
Glucosa en la sangre	64–140mg/dL

3.4.2 Requerimientos de los nodos sensores

Estos requerimientos son necesarios desde el punto de vista del usuario (paciente), ya que será él quien portará dichos dispositivos. Mientras más y más sensores se integren al entorno de la vida diaria de usuarios ordinarios, se tienen que considerar cuidadosamente requisitos tales como [1]:

- *Discreto*: el sensor estará integrado a la vida diaria del usuario, por lo que este deberá ser tan discreto como sea posible o en su defecto deberá satisfacer el gusto del usuario.
- *Identificación segura del usuario*: los dispositivos vestibles pueden ser portados por diferentes usuarios en diferentes momentos, por lo que se requiere un método de identificación del usuario para asociar las mediciones con la persona correcta.
- *Fiabilidad, robustez y durabilidad*: el ambiente en el cual los sensores deben operar es variable y los usuarios no necesariamente están conscientes de los límites de uso. El sensor deberá proporcionar resultados fiables bajo un amplio rango de ambientes de operación, deberán ser robustos frente a perturbaciones exteriores (físicas, eléctricas, electromagnéticas, etc.) y no deberán romperse fácilmente.
- *Libre de mantenimiento y recuperación de fallos*: puesto que más y más sensores y dispositivos se están empotrando al ambiente, un mantenimiento sencillo es esencial. Un aspecto importante en la monitorización de la salud es la auto

calibración; i.e., encontrar la forma de garantizar que el desempeño del sensor no se deteriore con el tiempo. El tiempo de vida de la batería deberá ser lo suficientemente grande de tal forma que el usuario no esté preocupado de un cambio constante de baterías. El sistema deberá asegurar una forma apropiada para sobreponerse a fallos sin la necesidad de procedimientos y/o reinstalaciones complejas.

- *Compatibilidad electromagnética:* debido a que los sensores y dispositivos de medición estarán en un ambiente de vida cotidiana se debe garantizar que el uso de estos no interfiera a otros dispositivos tales como televisiones, radios, teléfonos inalámbricos, etc.

3.4.3 Requerimientos de la red [63]

Una propiedad inherente de los sensores vestibles es su movilidad, por lo tanto, estos deben ser capaces de enviar sus datos de forma inalámbrica. La utilización de diferentes sensores portados por varios usuarios impone a la red requisitos que se tienen que cubrir si se quiere desarrollar un sistema funcional para aplicaciones de monitorización médica, estos requerimientos son expuestos en los siguientes párrafos.

- *Interoperabilidad:* la integración de varios dispositivos sensores operando a diferentes frecuencias plantea un problema de interoperabilidad. La comunicación entre diferentes dispositivos ocupando múltiples bandas y el uso de diferentes protocolos, puede provocar interferencias entre los dispositivos, especialmente en la banda de radio industrial, científica y médica (ISM – por sus siglas en inglés), la cual no requiere licencia para operar.
- *Ancho de banda:* el ancho de banda para WBAN es relativamente bajo. Aunque los sensores pueden operar a 250 Kbps, principalmente por el ciclo de trabajo que permite reducir el consumo de energía y al mismo tiempo reducir el ancho de banda requerido, ya que un ciclo de trabajo del 10% utilizará el canal únicamente un 10% del tiempo. Sin embargo, en situaciones de alta cantidad de datos, como en el caso de transmisión de imágenes de diagnóstico médico el ancho de banda podría ser insuficiente requiriéndose algoritmos eficientes de compresión. Estos algoritmos de

compresión deberán ser lo suficientemente ligeros para correr en un nodo sensor el cual no tiene alto desempeño y gran cantidad de memoria.

- *Resistencia y fiabilidad de error:* la potencia de transmisión baja y antenas pequeñas en los dispositivos sensores inalámbricos causan una baja relación señal a ruido (SNR – por sus siglas en inglés) aumentando con ello la BER y reduciendo el área de cobertura. Sin embargo, la transmisión segura de datos en los sistemas de monitoreo médico es vital. Por lo tanto, se debe contar con esquemas de codificación de error flexibles para la transmisión de datos médicos aumentando la confiabilidad de la red.
- *Facilidad de implementación y escalabilidad:* cuando el número de pacientes y cuidadores aumenta, sistemas que son escalables y fácilmente desplegable son muy importantes. El sistema debe permitir la adición de nuevos componentes “al vuelo”, con el fin de adaptar el sistema a cambios en el tiempo.

3.4.4 Requerimientos de la aplicación

La aplicación se encuentra en el corazón del sistema, en ésta se interpretan los datos recogidos y las acciones requeridas se activan, por ello tiene una parte de procesamiento y una parte de la interfaz gráfica de usuario. La parte de procesamiento lleva a cabo el razonamiento con algoritmos de procesamiento de señales para comprender; por ejemplo, una señal cardiaca distorsionada y algoritmos de aprendizaje de máquina para identificar una situación inesperada de una imagen o de vídeo. La interfaz gráfica de usuario se utiliza para la monitorización en tiempo real de la información de signos vitales junto con un mecanismo de alerta en caso de una emergencia, contando además con una interfaz para la definición y configuración general del sistema. Ejemplos de esta configuración son el tipo de alarmas que se generarán, la tasa de muestreo de cada variable y quiénes son los usuarios previstos de la información. Estos requerimientos deben considerar lo siguiente [63]:

- *Seguridad:* los requisitos fundamentales de seguridad del sistema en su conjunto son la confidencialidad, integridad de datos, responsabilidad, disponibilidad y control de acceso. Para garantizar estos requisitos de seguridad se pueden utilizar métodos de cifrado, lo que plantea el reto de desarrollar protocolos de gestión de claves

eficientes. La Tabla 3.6 muestra los riesgos de y requerimientos correspondientes de seguridad de una WBAN [64].

Tabla 3.6 Riesgos de seguridad en WBAN y requisitos de seguridad correspondientes

Supuestos de ataque	Riesgos para WBAN	Requisitos de Seguridad
Capacidad computacional	Modificación de datos	Integridad de datos
Capacidad de escucha	Suplantación	Autenticación
Capacidad de radiodifusión	Escucha secreta	Encriptamiento
	Reproducción	“Frescura” de datos

- *Privacidad:* Los datos relacionados con la salud son siempre de naturaleza privada, las razones pueden derivarse de creencias personales, el entorno social y cultural, o por alguna otra razón. La aplicación de normas relativas a la privacidad es una necesidad, por lo que la autorización de los usuarios del sistema no debe ser pasado por alto. En circunstancias normales, hay pocos tipos de usuarios de los datos: los médicos, enfermeras y otro personal clínico que limita el número de usuarios en el sistema. Directrices bien definidas y firmes con respecto a la utilización de datos de estos usuarios pueden limitar los problemas de privacidad [64].
- *Fiabilidad:* este es un parámetro crítico en sistemas de monitorización médico, ya que este tienen que reportar los datos correctos en el momento oportuno a un médico o algún responsable del estado de salud de los pacientes. Los problemas de fiabilidad se pueden clasificar en tres categorías principales: la medición, la comunicación y el análisis de datos.
- *Diseño del middleware:* el middleware para la vigilancia de la salud comprende el hardware y el software, su objetivo es proporcionar una plataforma para que los sensores envíen sus datos, que estos sean procesados, almacenados y presentados, o aún más que sean enviados a un almacenamiento central independientemente de la combinación de sensores que se utilicen.
- *Conocimiento del contexto:* mediante la información recabada por varios sensores, se puede tener una comprensión más clara del contexto. La información de contexto ayuda a identificar mejor de los patrones inusuales y hacer inferencias más precisas sobre una situación determinada. Si se puede identificar la localización de la persona y realizar un seguimiento de la actividad que desarrolla junto con sus signos

vitales, se puede deducir información útil de los mismos. Por ejemplo, durante la noche, estar en el dormitorio en posición horizontal no indica algo serio, mientras que estar acostado en el dormitorio a medio día, puede indicar una situación de alarma.

3.5 Conclusiones

En este capítulo se hace una revisión del marco teórico requerido para la realización del presente trabajo. Inicialmente se describió como las WSN son la tecnología más apropiada para la monitorización de pacientes que desarrollan actividades cotidianas. Se presentaron cuatro tecnologías para la implementación de WSN, descartándose inicialmente las tecnologías UWB y Wi-Fi principalmente debido al consumo de energía, el cual es 800 veces mayor que Bluetooth y ZigBee/802.15.4; adicionalmente, UWB y Wi-Fi tienen poca eficiencia de codificación de datos con paquetes menores a 102 octetos.

Para la realización de este trabajo se seleccionó ZigBee/802.15.4 sobre Bluetooth, debido a sus mejores características entre las cuales se tiene: menor requerimiento de memoria para la implementación del protocolo, mayor duración de baterías, alcance útil y número de dispositivos, y la flexibilidad y escalabilidad inherente, aunado a una mejor relación S/N.

En lo que respecta al protocolo IEEE802.15.4, el presente trabajo se basó en la norma IEEE802.15.4 2003. Se seleccionó la frecuencia de operación de 2.4 GHz debido a que presenta la velocidad más alta de transmisión y la topología estrella, debido principalmente a que la topología entre pares incrementa la carga de tráfico de la red, limitando el número de dispositivos que pueden integrarse a la misma. Así mismo, se seleccionó como modo de transferencia de información el modo sin baliza, debido a que presenta mayor eficiencia en cuanto a consumo de energía y mejor desempeño con tráfico asimétrico.

4 Arquitectura propuesta

Los sistemas de e-Salud basados en WSN pueden ofrecer mejoras en la calidad de la atención. Es un hecho que debido, al efecto psicológico de estar en un ambiente familiar, los pacientes de largo plazo en atención domiciliaria tienen una mejor posibilidad de recuperación que un paciente de largo plazo atendido en un hospital. Adicionalmente, el costo por día de cuidado en el hogar es una fracción de la de una estadía en el hospital [65]. Para poder obtener estos beneficios, es necesario instalar una infraestructura apropiada en el hogar del paciente, entendido este como su casa particular o un centro de cuidados.

En este capítulo se presenta la arquitectura de e-Salud basada en WSN propuesta, la cual consta de una red de área personal bajo la norma IEEE802.15.4, un puente IEEE802.15.4/802.11, un punto de acceso (AP – por sus siglas en inglés) Wi-Fi, un servidor local y un servidor médico. Se presenta primero el escenario de aplicación con el fin de ejemplificar la utilidad de la arquitectura propuesta en la atención de un paciente cardíaco ficticio, posteriormente se describe la arquitectura de e-Salud propuesta, explicando cada uno de los elementos que la integran.

4.1 Escenario de aplicación.

El siguiente escenario de aplicación ilustra la utilidad del sistema propuesto. El paciente es ficticio, pero es un caso común en pacientes con insuficiencia cardíaca. La cadena de atención inicia cuando a Juan Pérez, paciente de 65 años, se le diagnostica insuficiencia cardíaca crónica clase funcional III de la escala NYHA (Asociación del Corazón de Nueva York – por sus siglas en inglés) [66], originada por una insuficiencia

mitral grave³ y un bloqueo de rama izquierda del haz de His⁴, por lo que su médico decide intervenirlo quirúrgicamente para colocarle un marcapasos.

Sus exámenes prequirúrgicos no mostraron anormalidades, durante la cirugía todo salió como se tenía programado; sin embargo, durante el examen posquirúrgico, Juan mostró un leve aumento de temperatura, que su médico remitió con medicamento. Su médico decide darlo de alta, pero aún le queda la sospecha de que pueda desarrollar una infección por la cirugía o desarrollar alguna otra complicación.

A través del sistema propuesto, el médico podrá vigilar el estado de salud de Juan y el adecuado funcionamiento del marcapasos mientras Juan desarrolla su vida “cotidiana” dentro de su hogar. Por medio de la temperatura corporal, el doctor podrá darse cuenta si Juan desarrolla una infección y el ECG le permitirá medir la frecuencia cardíaca, verificar el funcionamiento adecuado del marcapasos y del corazón de Juan. Cualquier anormalidad podrá ser detectada por el médico, permitiéndole tomar las medidas apropiadas, que pueden ir desde recetarle antibiótico o cambiar las dosis de los medicamentos hasta enviarle una unidad de emergencia en caso que esto fuera necesario.

Adicionalmente, la medición de estos signos vitales como un primer conjunto de parámetros permite, a través del análisis médico que un segundo y tercer juego de parámetros puedan ser derivados. La Tabla 4.1 [67] muestra los signos vitales medidos y los derivados asociados a una condición de enfermedad relacionada con los mismos.

Tabla 4.1 Enfermedad asociada a los signos Vitales medidos y derivados

	Signos vitales						
1°	ECG				Temperatura		
2°	QRS	HR				BBT	Grasa corporal
3°			HRV	RR		Ovulación	
Enfermedad relativa	Alteración de conducción	Arritmia	Disautonomía ⁵	Obstrucción Respiratoria	Golpe Calor	Esterilidad	Obesidad

* QRS - gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón, HR – ritmo cardiaco, HRV - Variabilidad de la frecuencia cardíaca, RR – intervalo entre latidos, BBT - temperatura corporal basal⁶.

³ Cierre defectuoso de la válvula mitral que genera una fuga [93]

⁴ Grupo de fibras que transportan impulsos eléctricos a través del centro del corazón [95]

⁵ Falta del funcionamiento del sistema nervioso autónomo, que es el encargado de regular todas las funciones vitales involuntarias del cuerpo [92]

⁶ Temperatura tomada durante el reposo o el ayuno

4.2 Arquitectura propuesta

La arquitectura propuesta en este trabajo está soportada principalmente por el sistema vestible que deberá llevar el paciente que se desee monitorizar (ver Figura 4.1). Éste estará compuesto por un conjunto de nodos sensores que se encargarán de medir las variables fisiológicas deseadas. La información recabada por cada nodo sensor deberá ser transmitida al puente IEEE802.15.4/802.11 con el fin de poder acceder a Internet para el envío de la información al servidor local y de ahí al servidor médico.

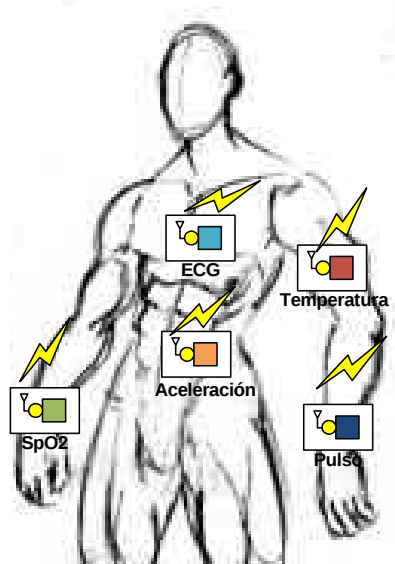


Figura 4.1 Estructura básica del sistema vestible

Tabla 4.2 Tasa de datos de diferentes dispositivos médicos

Señal	Tasa de muestreo (Hz)	No. de bits	Tasa de datos (bps)
Temperatura	1	10	10
Movimiento	20	10	200
Respiración	20	10	200
Señal de pulso	30 a 100	10	300 a 1000
ECG de tres puntas	100 a 400	10 a 16	1000 a 6400

Cada nodo sensor tendrá una tasa de muestro y de datos diferente, dependiendo del signo vital que esté midiendo (ver Tabla 4.2 [46]). Los nodos sensores podrán ser programados a través del aire para cambiar el periodo de actualización de la información, de acuerdo a los requerimientos que haga el médico o especialista de salud utilizando para ello el servidor médico. Los nodos deberán de asociarse con el puente que presente la mayor potencia de enlace, para lo cual al activarse un nodo, éste debe hacer una solicitud de

asociación al nodo coordinador (nodo IEEE802.15.4 localizado en el puente). Todos los coordinadores que reciban el requisito de asociación contestarán con un reconocimiento, el nodo sensor recibirá estos reconocimientos y procederá a la confirmación de asociación con el coordinador que tenga la mejor LQI. Una vez asociado, el nodo sensor podrá transmitir la información necesaria al servidor médico.

La arquitectura general del sistema se muestra en la Figura 4.2. El sistema de e-Salud establece una red que consiste de los sistemas de monitorización (nodos sensores) que se conectan a través de Internet a un servidor médico. Cada usuario lleva un número de sensores que se colocan de forma estratégica en su cuerpo. Estos sensores tienen la función de medir los signos vitales y de transferir los datos de forma inalámbrica al servidor local a través del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi y de ahí al servidor médico.

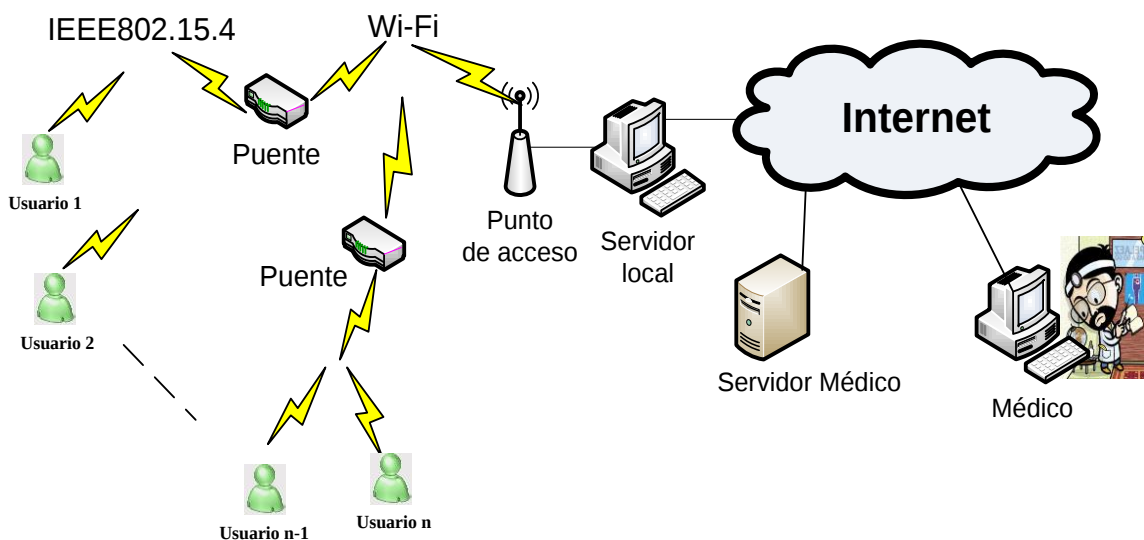


Figura 4.2 Arquitectura del sistema de e-Salud

El puente es el encargado de hacer la interfaz de comunicación entre la WSN (bajo la norma IEEE802.15.4 2003) y el enlace Wi-Fi. Por el lado de la WSN, el puente recibe la información de los nodos sensores y transmite la información de configuración del servidor médico a los nodos sensores. Por el lado Wi-Fi, el puente se conecta al AP con el fin de enviar la información al servidor local a través de TCP/IP.

El servidor local permite configurar los sensores, proporciona una interfaz gráfica y audible del estado del paciente y transferir la información generada en la WSN al servidor médico a través de Internet. En el caso de que la conexión a Internet se pierda, el servidor

local servirá como un almacenaje temporal, con el fin de no perder información relativa a la monitorización. Cuando la conexión a Internet se restablezca, el servidor local enviará toda la información que previamente no pudo transmitirse al servidor médico. El servidor local servirá para que los familiares o cuidadores puedan estar supervisando el estado del paciente, recibir información por parte del médico responsable sobre cambio de medicación o instrucciones relativas al paciente.

El servidor médico mantendrá los archivos electrónicos de los pacientes y proveerá diferentes servicios a los usuarios, médicos y personal de salud. El servidor médico es responsable de autenticar pacientes, aceptar los datos provenientes del sistema de monitorización, dar formato e insertar la información en el registro médico correspondiente, analizar patrones y reconocer anormalidades. Así mismo, el servidor médico permitirá al médico o especialista de la salud supervisar la evolución del paciente, accediendo a su historia clínica u observando los signos vitales en tiempo real, hacer indicaciones a los familiares o cuidadores respecto a cambios en los medicamentos, modificar los periodos en que los sensores deberán realizar su medición, y asociar un sensor a un paciente en particular. El médico podrá acceder a los datos del paciente asignados a él desde su oficina o cualquier otro lugar que tenga acceso a Internet.

Como se mencionó en el capítulo anterior, la monitorización de variables de contexto es importante, ya que éstas permiten detectar patrones inusuales y hacer inferencias más precisas sobre una situación determinada. Por ejemplo, una temperatura ambiental excesiva puede producir agotamiento por el calor, lo cual puede resultar en un incremento de la temperatura corporal y en los casos más graves, en la pérdida de conciencia, que en este caso no tendrían que ver con la patología del paciente. Otro ejemplo de la importancia de la medición de las variables de contexto es el nivel de iluminación, en el día una iluminación alta no representa problema; sin embargo, en la noche a pacientes que se les ha recomendado reposo, la iluminación indicará que tienen la luz encendida, probablemente porque el paciente está realizando alguna actividad, lo cual puede ser confirmado a través de otra variable de contexto, como la aceleración. Las variables de contextos que se implementaran son: la temperatura, humedad e iluminación ambiental, estas variables son medidas en el coordinador colocado en puente, con el fin de poder conocer las variables ambientales en las que los pacientes desarrollan su actividad.

La arquitectura propuesta deberá ser instalada en el hogar o casa de cuidados donde el paciente desarrolla su vida cotidiana. La Figura 4.3 ilustra la arquitectura propuesta instalada en una residencia de cuidados. En esta figura se muestra a un conjunto de pacientes (representados en color rojo), los cuales desarrollan actividades cotidianas dentro o en los jardines del edificio, los visitantes son representados en color gris. La supervisión de los pacientes en el hogar está a cargo de cuidadores. Los pacientes pueden deambular libremente en el edificio, por lo cual se deberá tener un mecanismo de hand-off/hand-on, con el fin de que cuando el paciente salga de cobertura del puente al cual originalmente estaba asociado, los nodos cambien de celda de forma automática sin perder la comunicación con el servidor local.

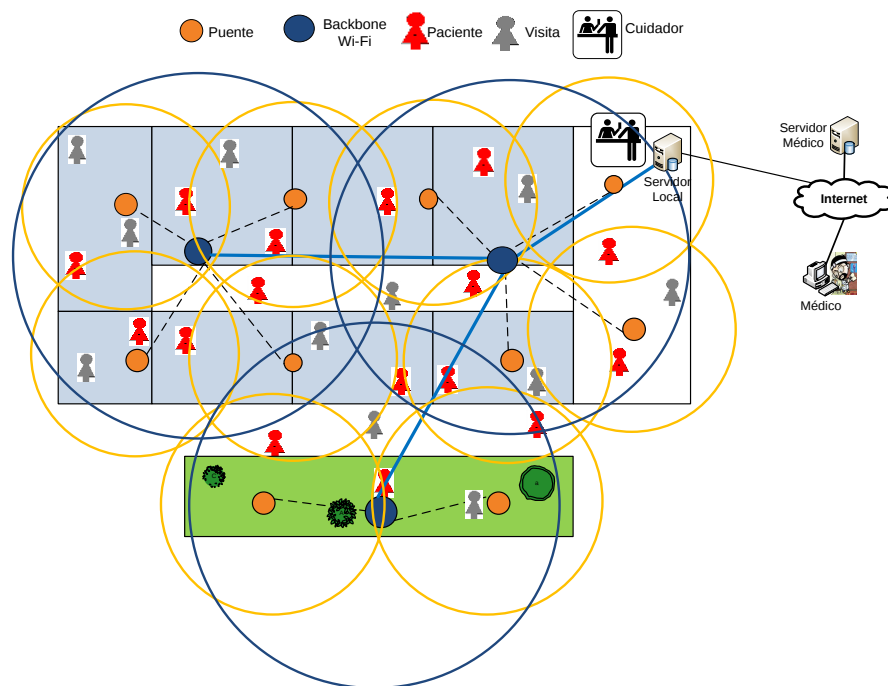


Figura 4.3 Ejemplo de implementación en una residencia de cuidados

Se tienen diez puentes (círculo sólido color naranja, cuya cobertura es indicada por la circunferencia color naranja), los cuales están distribuidos apropiadamente en el edificio con la finalidad de tener cobertura total. Los puentes se conectan con los AP (círculo sólido color azul, cuya cobertura es indicada por la circunferencia color azul), la conexión entre los puentes y el AP al cual se asocia es indicado a través de la línea punteada. Los AP son conectados a través de una red cableada indicada por las líneas azules al servidor local. El acceso a Internet puede ser proporcionado a través de cualquier proveedor (compañía

telefónica, de cable, satelital, etc.), con el fin de poder conectarse a Internet y por lo tanto al servidor médico.

Como se mencionó en los objetivos específicos el alcance del presente trabajo incluirá la instrumentación de los sensores de signos vitales de ECG y temperatura, el desarrollo e implementación de la WSN, el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, el software indispensable para la prueba de concepto y el despliegue de la información de manera tabular en el servidor local, así como, la utilización de mecanismos de seguridad de información proporcionados por los estándares IEEE802.15.4 e IEEE802.11.

4.3 Conclusiones

En este capítulo se presentó la arquitectura de e-Salud, la cual consiste en nodos sensores, puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, AP, servidor local y servidor médico. Los nodos sensores serán colocados en los pacientes a monitorizar, éstos conforman una WSN con el nodo coordinador localizado en lado IEEE802.15.4 del puente. El puente se conecta a un AP a través de un enlace inalámbrico Wi-Fi con el fin de tener acceso a Internet. Los datos de los sensores serán desplegados y almacenados temporalmente en el servidor local, este enviará los datos recabados al servidor médico con el fin de que sean almacenados en el expediente clínico de cada paciente. Los familiares o cuidadores podrán verificar el estado del paciente en el servidor local, el cual contará con alarmas que se habilitarán cuando se genere un estado crítico en algún signo vital, así mismo, podrán ver en este servidor los mensajes enviados por el médico. Los médicos podrán acceder en tiempo real al servidor médico desde cualquier lugar con servicio de Internet, con el fin de consultar el expediente clínico y variables que se estén monitorizando del paciente, así mismo, podrán modificar a través del aire el periodo de muestreo de los sensores de acuerdo a las necesidades de supervisión del paciente.

5 Implementación de prototipos

En este capítulo se describe la implementación de los prototipos que conforman la arquitectura de e-Salud basado en WSN. Primero se hace una descripción de los componentes utilizados: la tarjeta PAN802154 utilizada para la implementación de la WSN, el módulo RCM5600W utilizado para la implementación del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, y los sensores utilizados para la medición de la temperatura corporal y de las variables ambientales. Posteriormente, se presentan los prototipos propuestos para probar la arquitectura de e-Salud, iniciando con la descripción del diseño de los mismos, el cual parte de los requerimientos que cada uno tiene, se muestra el diagrama esquemático y se continúa con la descripción del software requerido para la implementación de la WSN. Se describe *grosso modo* el funcionamiento de la máquina de estados de la aplicación para el coordinador y nodos sensores, el funcionamiento del temporizador utilizado para habilitar la medición de los sensores y el software desarrollado dentro de la aplicación para poder realizar cada una de las mediciones propuestas.

5.1 Componentes

En este apartado, se hace la descripción de los diferentes elementos utilizados para la implementación de la arquitectura de e-Salud como son: nodos, sensores y puente.

5.1.1 PAN802154

Para la implementación de la WSN y el puente se utilizaron los módulos PAN802154HARx0 de Panasonic [68] los cuales son mostrados en la Figura 5.1. Estos están diseñados con componentes necesarios para funcionar como dispositivos LR/WPAN

Estos módulos están equipados con el microcontrolador MC9S08GT60CFBE y el transceptor MC13192 de Freescale®. El microcontrolador de 8 bits, con 60 Koctetos de memoria FLASH, 4 Koctetos de memoria de lectura/escritura, convertidor analógico/digital (ADC – por sus siglas en inglés) de 10 bits y 8 canales, comunicación serie a través de La interfaz de comunicación serie (SCI – por sus siglas en inglés) y periférica serie (SPI – por sus siglas en inglés), así como con la interfaz Inter-Circuitos Integrados (I²C) y 39 líneas de entrada/salida (I/O – por sus siglas en inglés) de propósito general. El transceptor MC13192 contiene la capa física completa 802.15.4 diseñada para la norma IEEE 802.15.4 2003. Los módulos PAN802154 soportan tres plataformas de comunicación: MAC simple (SMAC, propietaria de Freescale®), IEEE802.15.4 y Zigbee.

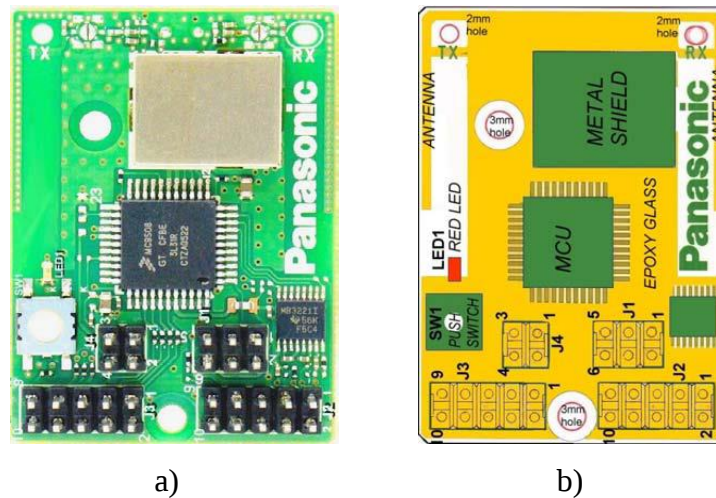


Figura 5.1 Módulo PAN802154 a). Fotografía b). Localización de conectores [68]

Las principales características con las que cuentan los módulos PAN802154 son:

- Soporte completo a aplicaciones MAC Simple, 802.15.4 y ZigBee.
- Banda de trabajo de 2.4 GHz.
- 16 canales de con 5 MHz de espacio entre cada canal.
- Transmisión a 250 Kbps.
- Puerto RS-232, convertidor A/D de 10 bits con dos entradas analógicas y 8 puertos digitales I/O.
- Potencia de salida típica de 0dBm (1 mW)
- Sensitividad del receptor típica de -92 dBm al 1 % de tasa de paquetes erróneos.
- Antena impresa en la tarjeta con posibilidad de conectar una antena externa.

- Rango de energía de 2.2 a 3.4 VDC sin RS-232, y de 3 a 3.4 VDC con RS-232.
- Corriente DC en Rx/Tx típica de 35 mA y 5 μ A en bajo consumo.

La tarjeta PAN802154 cuenta con cuatro conectores machos denominados J1 a J4, un LED y un interruptor de presión (ver Figura 5.1). El conector J1 es utilizado para conectar el programador/depurador, en el conector J2 se puede conectar un puerto serie bajo la norma RS-232 utilizando únicamente las líneas de transmisión (J2-3), recepción (J2-5) y tierra (J2-9), el conector J3 contiene 6 líneas de I/O (J3-1 a J3-6, correspondientes a los pines del microcontrolador PTA0, PTA1 y PTA4 al PTA7 respectivamente), dos canales del ADC (J3-9 y J3-10, correspondientes a los pines PTB0 y PTB1) y, voltaje de alimentación (VCC) y tierra (GND) (pines J3-7 y J3-8 respectivamente). Por su parte el conector J4 es el conector de energía, en el cual se conecta GND (J4-1), VCC (J4-2 y J4-3) y la referencia del ADC (J4-4); esta referencia debe ser el voltaje máximo que habrá en la entrada al ADC.

El interruptor denominado SW1 es un interruptor de propósito general conectado al pin PTA2 del microcontrolador, al presionar este interruptor la entrada es enviada a tierra, es importante mencionar que para que este interruptor funcione se debe habilitar la resistencia interna de “pull-up” del microcontrolador. El LED está conectado al pin PTD0 a través de una resistencia de 330 Ω , configurando el pin PTD0 como salida y colocando un valor BAJO en el registro correspondiente hará que el LED se encienda y colocando un valor ALTO apagará al LED.

Con el fin de permitir el modo de bajo consumo de la tarjeta PAN802154, el manejador RS-232 se puede apagar (o en su defecto encender, para poder utilizar esta interfaz). Para apagar el manejador RS-232 se envía un nivel BAJO por el pin PTC6 previamente configurado como salida, mientras que un nivel ALTO en este pin encenderá la interfaz aumentando el consumo de energía.

5.1.2 Rabbit RCM5600W

Para la implementación del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi se utilizó un sistema empotrado de bajo costo, que integra una solución de hardware y software para implementar sistemas con conectividad de red. La solución seleccionada es de la línea MiniCore® de Rabbit® con número de parte RCM5600W. Este módulo tiene integradas

funcionalidades Wi-Fi 802.11b/g, que permiten crear soluciones de comunicación y control en sistemas empotrados de bajo costo, baja potencia, basadas en Wi-Fi. Las características principales de este módulo son [69]:

- Tamaño 30mm x 51mm x 10mm
- Microprocesador Rabbit 5000 funcionando a 73.73 MHz
- Hasta 35 líneas de I/O configurables independientemente y seis puertos serie
- Transceptor 802.11b/g en solo chip
- 1Mocteto de SRAM (Memoria Estática de Acceso Aleatorio – por sus siglas en inglés) y 1Mocteto de memoria flash serie
- Supervisor “*Watch dog*”
- Certificado para cumplir las normas de la FCC (Comisión Federal de Comunicaciones – por sus siglas en inglés) y otros requerimientos internacionales

El módulo RCM5600 proporciona conectividad inalámbrica Wi-Fi 802.11b/g con seguridad WPA y WPA2. Tiene un conector mini PCI (Interconexión de Componentes Periféricos – por sus siglas en inglés) Express de 52 patas a través del cual se puede interactuar con otros dispositivos digitales compatibles Metal Oxido Semiconductor (MOS – por sus siglas en inglés).

La Figura 5.2 [69] muestra los subsistemas que componen el módulo RCM5600W. El microprocesador Rabbit5000® controla la transmisión Wi-Fi a través de la MAC Wi-Fi contenida en él, la cual implementa la funcionalidad MAC en banda base y se encarga además de controlar el transceptor integrado Airoha 802.11b/g. El código del programa es almacenado en la memoria Flash serie y cargado a la SRAM para su ejecución cuando se aplica energía al módulo. A través del conector mini PCI el usuario puede interconectar la aplicación desarrollada, en este caso el módulo se conectó a través de la tarjeta de interfaz con conexión USB para poder programar e interconectar la tarjeta PAN802154 que permite la interfaz a la WSN para la implementación del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi.

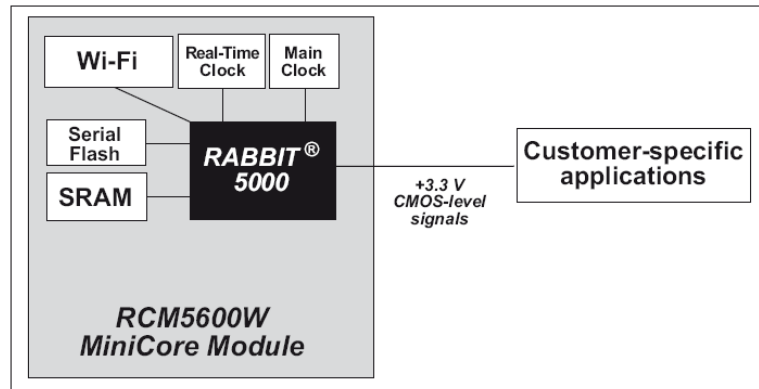


Figura 5.2 Subsistemas del módulo RCM5600W

Para la programación del módulo se utiliza el software denominado Dynamic C®, el cual es un sistema de desarrollo integrado para aplicaciones empotradas que corre en Windows. La aplicación debe ser cargada, ya sea a la SRAM o la memoria Flash; sin embargo, para que esta quede grabada al eliminar la alimentación debe ser grabada en la memoria Flash.

5.1.3 Sensores

5.1.3.1 Sensor de temperatura corporal

Para la medición de temperatura corporal, se decidió utilizar un termómetro infrarrojo (IR) para aplicaciones médicas. La selección de este tipo de medición, se basó en que la medición de la temperatura en el oído externo, a través de un dispositivo que se coloca en el mismo, presenta una mayor comodidad para el paciente sometido a una monitorización continua que la medición rectal, oral o axilar. Así mismo, presenta una mayor exactitud que la medición directa en piel, ya que la temperatura en la piel presenta mucha variación porque ésta está relacionada a la temperatura ambiental, mientras que el termómetro IR mide la radiación IR de la membrana timpánica, la cual comparte el mismo suministro de sangre que el hipotálamo y el canal auditivo.

El sensor seleccionado es de la compañía Melexis con número de parte MLX90614. Las características principales de este sensor son: encapsulado TO-39, calibrado de fábrica, exactitud ± 0.1 °C (ver Figura 5.3), resolución 0.02 °C, interfaz a través del ducto de administración de sistema (SMBus – por sus siglas en inglés) o modulación de ancho de pulsos (PWM – por sus siglas en inglés), voltaje de operación de 3V y, consumo de

corriente de 2 mA máximo en operación y 6 μ A en reposo. Este sensor tiene integrado una termopila, un amplificador de bajo ruido, un ADC de 17 bits y un Procesador Digital de Señales (DSP por sus siglas en inglés), lo que permite obtener exactitud y resolución alta sin necesidad de circuitería externa compleja. Las temperaturas objeto (temperatura deseada) y ambiental (del circuito interno) están disponibles en la RAM y pueden ser accedidas a través del ducto serie de dos alambres SMBus o vía el PWM de 10 bits. El sensor está calibrado de fábrica para un intervalo de temperatura de -40 a 125 °C para la temperatura ambiente y -70 a 382.2 °C para la temperatura objeto.

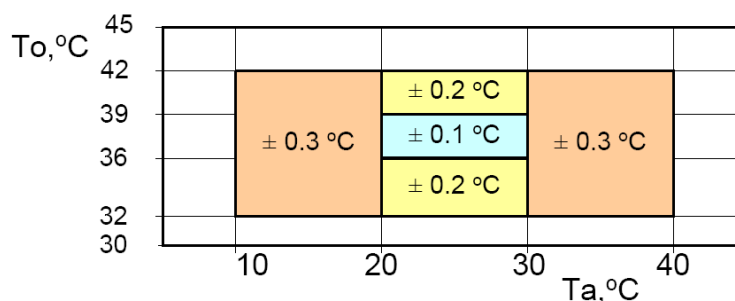


Figura 5.3 Exactitud del sensor IR [70]

El sensor está constituido por dos integrados desarrollados y fabricados por Melexis: el detector termopila IR (MLX81101) y el de acondicionamiento de la señal (MLX90302) tal como se observa en la Figura 5.4 [70]. La operación del sensor es controlada por la máquina de estados, ésta controla las mediciones y cálculos de las temperaturas objeto (T_o) y ambiente (T_a) y hace el post procesamiento de las temperaturas para que puedan ser leídas a través de la interfaz PWM o SMBus. La salida del sensor IR es amplificada a través de un amplificador troceador de bajo ruido con ganancia programable, convertidas a un flujo de datos de un solo bit por un modulador Sigma Delta y alimentadas al DSP para su procesamiento. La señal es tratada por filtros pasa bajos programables de respuesta finita al impulso (FIR – por sus siglas en inglés) y respuesta infinita al impulso (IIR – por sus siglas en inglés) con el fin de reducir el ancho de banda de la señal de entrada. La salida del filtro IIR da el resultado de la medición, la cual está disponible en la RAM interna para su lectura a través, ya sea del ducto SMBus o PWM. Para el desarrollo de este trabajo se seleccionó la interfaz SMBus, ya que la estructura para la medición es muy similar a la de los otros sensores utilizados.

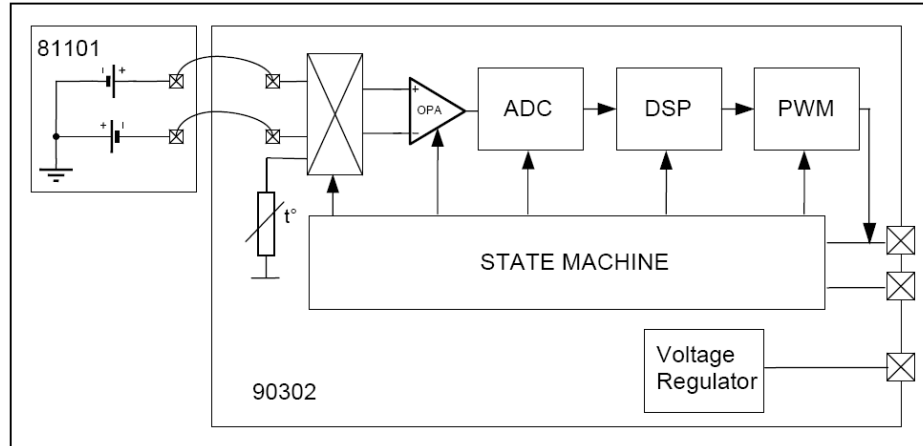


Figura 5.4 Diagrama a bloques del sensor MLX90614

La interfaz SMBus es un protocolo de dos alambres, el cual permite la comunicación entre un dispositivo amo (MD – por sus siglas en inglés) y uno o más dispositivos esclavos (SD – por sus siglas en inglés) [71], el sistema permite únicamente un amo. El MLX90614 funciona únicamente como esclavo. Generalmente el MD es el que inicia la transferencia de datos seleccionando a un SD a través de la dirección esclavo (SA – por sus siglas en inglés). Existen 11 comandos para interfaz SMBus; sin embargo, el sensor únicamente soporta los comandos de lectura y escritura. El MD puede leer la RAM y la EEPROM y escribir a 9 celdas de la EEPROM del sensor. Si el acceso al sensor es de lectura, este responderá con 16 bits de datos y 8 bits de código de error de paquete (PEC – por sus siglas en inglés). Después de 8 bit recibidos por el SD un reconocimiento/no reconocimiento (ACK/NACK – por sus siglas en inglés) debe ser enviado al MD. Cuando el MD inicia comunicación, primero envía la dirección de un esclavo y únicamente el SD que reconoce su dirección enviará el ACK, el resto permanecen inactivos. En el caso de un NACK en uno de los octetos, el MD deberá parar la comunicación y repetir el mensaje. La Figura 5.5 y Figura 5.6, muestran la estructura de intercambio de información para lectura y escritura respectivamente. La letra S significa inicio, Wr escritura (bit con valor de 0), A es reconocimiento (0 para ACK y 1 para NACK), Sr repetir condición de inicio, Rd lectura de un octeto (bit con valor de 1), P condición de paro, si el área está sombreada significa comunicación SD a MD y sin sombrear comunicación MD a SD.

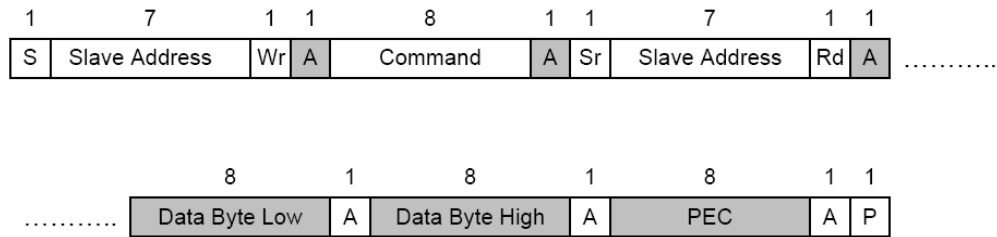


Figura 5.5 Lectura de una palabra en SMBus para el sensor MLX90614 [70]

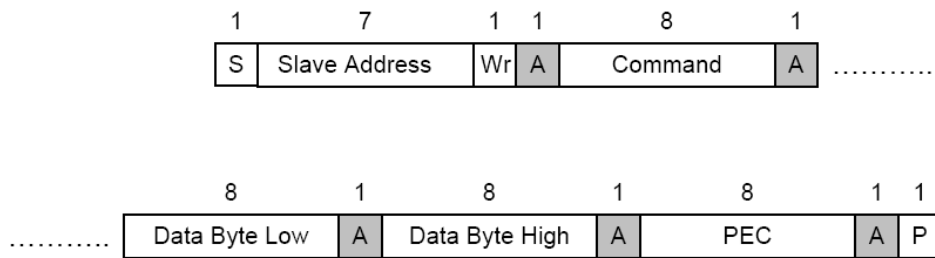


Figura 5.6 Escritura de una palabra en SMBus para el sensor MLX90614 [70]

La Tabla 5.1 muestra los comandos que se pueden enviar al MLX90614 y la Tabla 5.2 las direcciones más importantes de la RAM. La SA por omisión es 0x5Ah, la cual puede ser modificada escribiendo la SA deseada a la dirección 0x0Eh en la EEPROM.

Tabla 5.1 Comandos del sensor MLX90614

Comando	Descripción
0b000x xxxx*	Acceso a RAM
0b001x xxxx*	Acceso a EEPROM
0b1111 0000	Lectura de banderas
0b1111 1111	Entrar modo dormido

* x xxxx es la dirección de la celda a la que se desea acceder

Tabla 5.2 Dirección de los registro de la RAM del MLX90614

Nombre	Dirección
Datos sensor Ambiente	0x03h
Datos sensor IR	0x04h
Temperatura ambiente linealizada (T_A)	0x06h
Temperatura objeto linealizada (T_{obj})	0x07h

Para poder leer el sensor MLX90614 (ver Figura 5.5) se requiere enviar el bit de INICIO (S), lo cual se logra con la transición de ALTO a BAJO de la línea de datos serie (SDA) mientras la línea de reloj (SLC) es mantenida en ALTO, posteriormente se envía la SA del sensor (0x0Eh) con el bit Wr (BAJO), se envía el comando de acceso a la celda

específica de la RAM que se quiere leer; para el caso de la temperatura objeto sería 0x07h (0b000x xxxx + 0b0000 0111), se repite el bit de INICIO y se vuelve enviar la SA pero ahora con el bit de Rd (ALTO), con esto se logra indicarle al sensor que se quiere leer la temperatura objeto. El sensor enviará el octeto de datos menos significativo primero, seguido del octeto de datos más significativo y el PEC, para terminar la comunicación el MD deberá enviar el bit de PARO, el cual está definido como la transición de BAJO a ALTO de la línea SDA mientras el SCL está en ALTO. Cada 8 bits se deberá enviar un ACK para poder continuar con la comunicación, si se recibe un NACK el MD deberá iniciar la comunicación nuevamente.

El sensor MLX puede ser puesto en modo de bajo consumo, escribiendo el comando “entrar a modo dormido” (ver Tabla 5.1) a través del SMBus, para limitar el consumo de corriente a 2.5 μ A, se debe mantener la línea SCL a BAJO por el tiempo que el dispositivo este en bajo consumo. Para salir de bajo consumo se requiere colocar la línea SCL a ALTO y posteriormente la línea SDA a BAJO por al menos 33 ms como se muestra en la Figura 5.7.

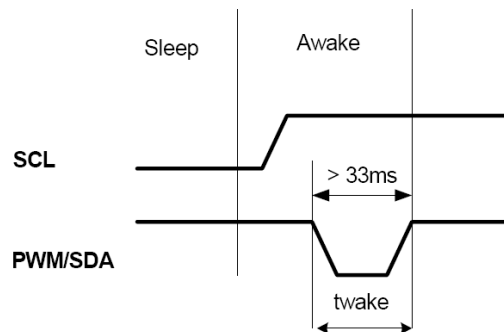


Figura 5.7 Señalización para salir del modo de bajo consumo del MLX90614

Para el cálculo de la temperatura en grados centígrados se tiene que utilizar la ecuación 5.1.

$$T_o[^\circ\text{C}] = T_{oreg} * 0.02 - 273.15 \quad 5.1$$

donde: $T_o \rightarrow$ temperatura del objeto en $^\circ\text{C}$

$T_{oreg} \rightarrow$ temperatura leída de la RAM

5.1.3.2 Sensor de humedad y temperatura ambiental

Para la medición de las variables de humedad y temperatura ambiental se utilizó el sensor digital SHT1x/SHT7x [72] de la compañía Sensirion. El sensor presenta una resolución de 8 o 12 bit para la humedad relativa y de 12 o 14 bit para la temperatura; estas resoluciones pueden ser elegidas por el usuario a través de comandos enviados al sensor. El tiempo de conversión es de 11, 55 y 210 ms para las resoluciones de 8, 12 y 14 bits respectivamente. El sensor puede trabajar con voltajes de 2.4 a 5.5 VCD ya que cuenta con un regulador interno. Otras características del sensor son: salida digital totalmente calibrada de forma individual para cada sensor (los coeficientes de calibración son almacenados en una memoria programada en la fábrica), ultra bajo consumo (550 μ A en medición y 1 μ A máximo en reposo), exactitud de ± 1.8 a $\pm 4.5\%$ para humedad y ± 0.3 a $\pm 0.5\%$ para temperatura (dependiendo del modelo específico de sensor), interfaz serie de 2 alambres y apagado automático. El sensor SHT1x/SHT7x no requiere componentes externos para su funcionamiento; sin embargo, la interfaz serie es propietaria, por lo cual no es compatible con ningún estándar, utiliza una línea de entrada para proveerle el reloj y una línea de datos serie de tercer estado para transferir datos de forma bidireccional. La Figura 5.8 muestra el diagrama a bloques del sensor.

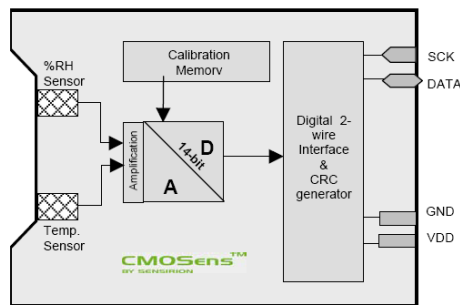


Figura 5.8 Diagrama a bloques del sensor SHT1x/SHT7x [72]

El sensor SHTxx requiere de un voltaje de 2.4 a 5.5 VDC, después de encender el sensor se requieren 11 ms para alcanzar el estado “dormido”, ningún comando puede ser enviado antes de este tiempo. Para trabajar con el sensor se requiere implementar un protocolo definido, este protocolo es muy parecido SMBus. Al encender el sensor, y con el fin de garantizar la comunicación con el microcontrolador, se requiere enviar una secuencia de “inicialización de conexión” (ver Figura 5.9). Esta secuencia consiste en mantener la

salida de datos en nivel alto por al menos nueve periodos de reloj, seguidos por la secuencia de “inicialización de transmisión”, la cual consiste en colocar a nivel bajo la línea de datos mientras que el reloj está en alto, seguido por un pulso bajo del reloj y mandado un nivel alto por la línea de datos mientras el reloj permanece en alto (ver Figura 5.9). Una vez realizada esta secuencia se puede trabajar con el sensor.

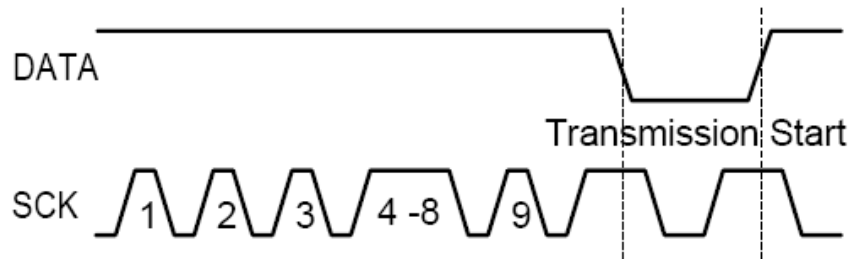


Figura 5.9 Secuencia de inicialización de transmisión sensor SHT1x / SHT7x [72]

Para realizar una medición se inicia con la secuencia de “inicio de transmisión” (ver Figura 5.10). Después de la secuencia de “inicio de transmisión” se envía el comando consistente de tres bit de dirección (000) y los cinco bits del comando deseado (ver Tabla 5.3). El sensor indicará la recepción apropiada del comando a través de un ACK enviando por la línea de datos un nivel BAJO; para poder recibir el reconocimiento el pin de datos del microcontrolador deberá ser configurado como entrada. Una vez que se envió el comando al microcontrolador y que se recibió el ACK, se requiere de un tiempo de espera necesario para que el sensor complete la medición, debiéndose mantener la señal de reloj en BAJO hasta que esto suceda. El sensor indica que la medición se completó forzando nuevamente la línea de datos a BAJO, en este momento se debe restablecer la señal de reloj para poder leer la medición. La medición consiste de dos octetos de datos y un octeto de comprobación de redundancia cíclica (CRC – por sus siglas en inglés) los cuales son enviados al microcontrolador por el sensor. El microcontrolador debe reconocer cada octeto colocando la línea de datos a BAJO. El sensor envía primero el octeto más significativo justificado a la derecha (para una medición de 8 bits el resultado del primer octeto no es utilizado). La comunicación termina después del octeto de reconocimiento del CRC. Si no se desea utilizar el CRC, el microcontrolador puede terminar la comunicación después de medir el octeto menos significativo manteniendo el ACK en alto. El sensor regresa automáticamente al modo de bajo consumo 11 ms después.

Tabla 5.3 Lista de comandos del sensor SHT11

Comando	Código
Reservado	0000x, 0101x – 1110x
Medición Temperatura	00011
Medición Humedad	00101
Lectura Registro de Estado	00111
Escritura Registro de Estado	00110
Reset (Inicializa la interfaz y limpia el registro de estado. Esperar al menos 11ms antes del siguiente comando)	11110

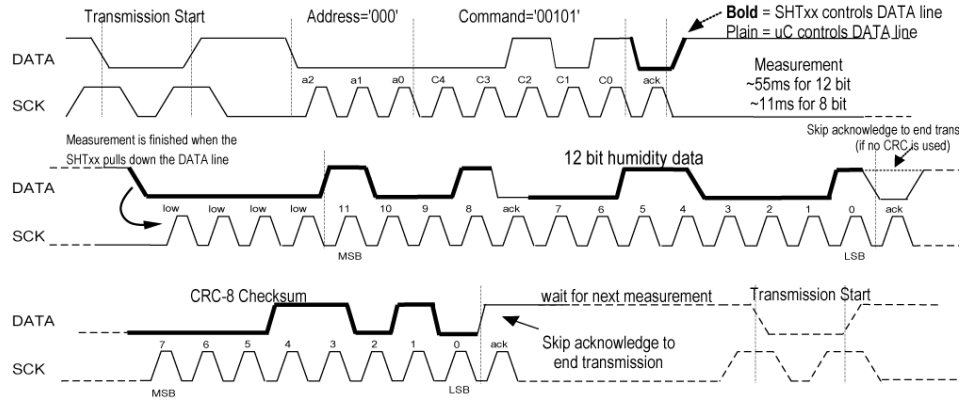


Figura 5.10 Ejemplo de medición de humedad relativa [72]

Para el cálculo de la temperatura ambiente en grados centígrados se utiliza la ecuación 5.2.

$$T_a [^{\circ}\text{C}] = -39.6 + 0.01 * T_{reg} \quad 5.2$$

donde: $T_a \rightarrow$ temperatura ambiental en $^{\circ}\text{C}$

$T_{reg} \rightarrow$ temperatura leída

Para el cálculo de la humedad relativa se debe linealizar la lectura del sensor a través de la ecuación 5.3, para posteriormente calcular la humedad ambiental relativa a través de la ecuación 5.4.

$$RH_{lin} = -4 + 0.0405 * RH_{reg} - 2.8 \times 10^{-6} * RH_{reg}^2 \quad 5.3$$

$$RH = (T_a - 25) * 0.01008 * RH_{reg} + RH_{lin} \quad 5.4$$

donde: $RH_{lin} \rightarrow$ humedad relativa lineal

$RH_{reg} \rightarrow$ humedad relativa leída

$RH \rightarrow$ humedad relativa

$T_a \rightarrow$ temperatura ambiente en $^{\circ}\text{C}$

5.1.3.3 Sensor de iluminación ambiental

Para la medición de iluminación ambiental se seleccionó un sensor de la compañía TAOS® ya que es un sensor digital que trabaja con el ducto SMBus. Este sensor trabaja con un rango de voltaje de alimentación de 2.7 a 5.5 VDC, tiene un consumo de corriente de 6mA en funcionamiento y 10 μ A en reposo y la resolución es de 12 bits, la respuesta que presenta el sensor es similar al del ojo humano.

El sensor de iluminación TSL2550 combina dos fotodiodos y una ADC de 12 bit en un solo circuito integrado de metal oxido semiconductor (CMOS – por sus siglas en inglés) como se observa en la Figura 5.11. El sensor está diseñado para trabajar en un amplio rango de longitud de onda de luz. Uno de los fotodiodos (canal 0) es sensible a la luz visible e infrarroja, mientras que el segundo fotodiodo (canal 1) es sensible sobre todo a la luz infrarroja. El ADC integrador convierte las corrientes de los fotodiodos en salidas digitales. La salida digital del canal 1 se utiliza para compensar el efecto de la componente infrarroja de la luz ambiental medida en el canal 0. Las salidas digitales de los dos canales del ADC se utilizan para obtener un valor que se aproxima a la respuesta del ojo humano en la unidad de uso común denominada Lux. La técnica de integración utilizada para conversión elimina el efecto del parpadeo de las lámparas alimentadas con corriente alterna, incrementando la estabilidad de la medición [73].

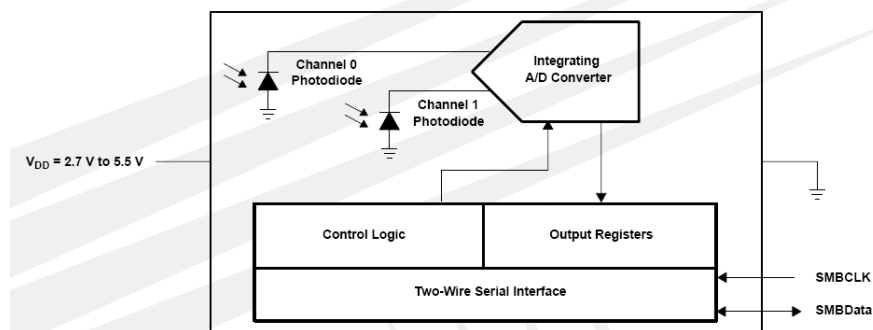


Figura 5.11 Diagrama a bloques del sensor TSL2550 [73]

El ADC tiene dos modos de operación: estándar y extendido. En el modo estándar, el tiempo de integración es de 400 ms para cada canal (800 ms por ambos). En el modo extendido el tiempo de integración es más corto en un factor de cinco, lo que decrementa la responsividad por un factor de 5. El rango extendido permite operar el dispositivo a niveles de luz más elevados, extendiendo el intervalo dinámico por un factor de cinco.

El TSL2550 contiene un registro de comando de 8 bit que puede ser leído o escrito vía el SMBus, el registro de comando controla el funcionamiento del dispositivo. El registro de comando es utilizado principalmente para seleccionar el canal del ADC que será leído, cambiar el rango dinámico de modo estándar a extendido y encender el sensor o apagarlo para habilitar el bajo consumo. La Tabla 5.4 muestra los comandos usados para controlar al sensor de iluminación.

Tabla 5.4 Comandos del sensor TSL2550

Comando	Función
0x00h	Bajo consumo
0x03h	Encendido/Lectura del registro de comando
0x1Dh	Modo de rango extendido
0x18h	Inicialización o regreso modo estándar
0x43h	Lectura del canal 0 del ADC
0x83h	Lectura del canal 1 del ADC

La SA del TSL2550 es 0x39h, esta dirección no puede ser modificada puesto que es configurada al momento de fabricación del dispositivo. De los 11 comandos válidos en SMBus, el sensor únicamente utiliza dos: envío de un octeto y lectura de un octeto. El protocolo de envío de un octeto, permite escribir al dispositivo (ver Figura 5.12 a), en este caso el octeto de datos es llamado octeto de comando. El protocolo de recepción de octeto permite leer un solo octeto de datos (ver Figura 5.12 b), el dato recibido puede ser el comando previamente enviado o uno de los canales del ADC.

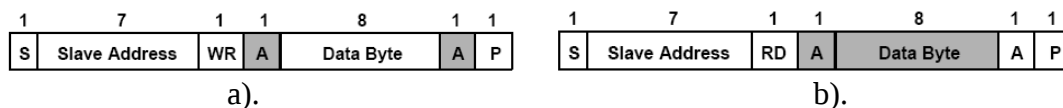


Figura 5.12 Comunicación SMBus del sensor TSL2550. a). Escritura b). Lectura

Cuando se aplica voltaje al sensor de iluminación, iniciará en modo de bajo consumo. Para trabajar con el sensor, se deberá utilizar el protocolo SMBus de envío de datos (ver Figura 5.12 a) con la SA del sensor (0x39h) y el comando apropiado de lectura del canal 0 o canal 1 del ADC (ver Tabla 5.4), los datos recibidos corresponderán al valor del registro del ADC (0 o 1) especificado por el comando previo. Si una conversión no ha sido completada el bit de validez tendrá un valor BAJO y el dato no será válido. Si hay un dato válido disponible resultado de la conversión, el bit de validez contendrá un ALTO y los 7 bits restantes representarán datos válidos del registro del ADC previamente

seleccionado. El registro de comando puede también ser leído con el fin de verificar la apropiada comunicación del sensor. Para entrar a modo de bajo consumo se deberá enviar la SA seguida por un valor de 0x00h (ver Tabla 5.4).

Cada uno de los canales del ADC contienen un registro, cada registro tiene dos campos que son utilizados para determinar el valor logarítmico del ADC, estos campos son: bits de segmento de línea y bits de paso. Los bits de segmento de línea corresponden a la porción más significativa del valor del ADC y representa un segmento de la aproximación lineal por tramos. Los bits de paso corresponden a la porción menos significativa del valor del ADC y especifica el valor lineal dentro de un segmento. Cada uno de los registro del ADC contiene siete bits de datos y un bit de validez como se observa en la Tabla 5.5.

Tabla 5.5 Formato de datos del registro del ADC

Validez	Segmento			Paso			
B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0
Validez	C2	C1	C0	S3	S2	S1	S0

El valor del ADC depende del valor del segmento y el valor de paso (el cual es función del número de segmento) y puede ser obtenido a través de la ecuación 5.5

$$ADC_{val} = INT[16.5 * (2^C - 1)] + S * 2^C \quad 5.5$$

donde: $ADC_{val} \rightarrow$ valor del ADC

$C \rightarrow$ valor del segmento (0 a 7)

$S \rightarrow$ valor del paso (0 a 15)

Las salidas digitales del ADC de ambos canales son usadas para obtener un valor que se aproxima a la respuesta del ojo humano en la unidad comúnmente usada denominada Lux, este valor es obtenido a través de la ecuación 5.6 para el modo de funcionamiento estándar.

$$L_l[lux] = ADC_0 * 0.46 * e^{-3.13 * \frac{ADC_1}{ADC_0}} \quad 5.6$$

donde: $L_l \rightarrow$ Iluminación

$ADC_0 \rightarrow$ valor del ADC canal 0

$ADC_1 \rightarrow$ valor del ADC canal 1

5.2 Prototipos

En este apartado se describe el diseño de los prototipos propuestos para validar el funcionamiento de la arquitectura de e-Salud. Se describe primero el diseño del ECG, medidor de temperatura corporal y medidor de variables de contexto, posteriormente se hace una descripción del software desarrollado para la implementación de la WSN y para la medición del ECG, temperatura corporal y variables de contexto.

5.2.1 Diseño

5.2.1.1 ECG

Un ECG es usado para medir la actividad eléctrica en la superficie del cuerpo generada por el corazón. El potencial creado por la contracción de la pared del corazón propaga corrientes eléctricas desde el corazón a través del cuerpo. Las corrientes eléctricas que se propagan crean diferentes potenciales en diferentes puntos del cuerpo. Los electrodos son colocados en ubicaciones predeterminadas en el cuerpo. La señal de ECG está caracterizada por 6 picos y valles etiquetados con las letras sucesivas del alfabeto P, Q, R, S, T y U (ver figura siguiente)

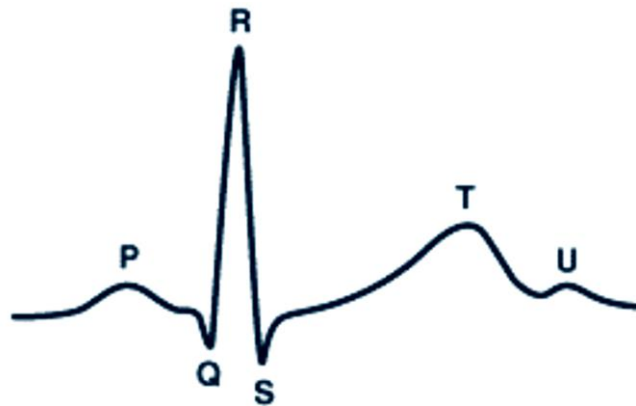


Figura 5.13 Forma de una señal ECG [74]

El impulso eléctrico se inicia en el nodo sinoatrial (marcapasos natural) fluyendo a través de los atrios para alcanzar el nodo atrioventricular y generar la contracción del atrio. La corriente fluye entonces a través del haz de His alcanzando a los ventrículos generando las contracciones ventriculares. Por último, la corriente alcanza las fibras de Purkinje y la repolarización del tejido del corazón se produce. La Figura 5.14 muestra las cámaras del corazón y los tejidos asociados a la actividad eléctrica del corazón.

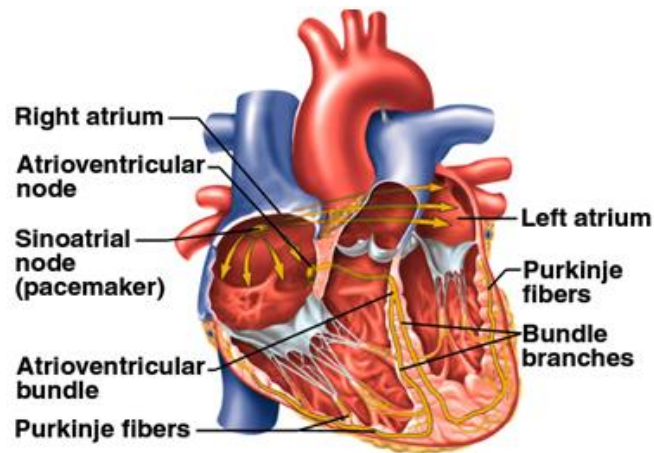


Figura 5.14 Sistema de conducción cardíaca [75]

Los acontecimientos que ocurren en el corazón en cada latido son enlistados a continuación. La Figura 5.15 muestra el comportamiento del corazón y parte de la señal generada también conocido como complejo QRS:

- 1 Atrio comienza a despolarizarse
- 2 Atrio se despolariza
- 3 Ventriculos comienzan a despolarizarse en el ápice. Atrio se repolariza
- 4 Ventriculos se despolarizan
- 5 Ventriculos comienzan a repolarizarse en el ápice
- 6 Ventriculos se repolarizan

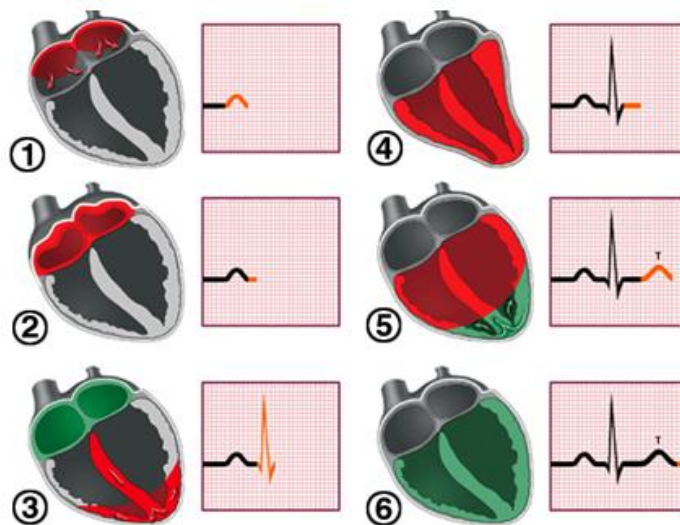


Figura 5.15 Actividad eléctrica del Miocardio [75]

Para el diseño del electrocardiógrafo se tiene que tomar en cuenta los requerimientos señalados en la Tabla 3.5 (ver página 42); esto es, el electrocardiógrafo tiene que ser capaz de manejar señales muy pequeñas, del intervalo de ± 0.25 mV a 2.0 mV, las cuales están combinadas con una componente de corriente directa (DC) de hasta ± 300 mV (resultado del contacto del electrodo con la piel), más una componente de hasta 1.5 V (resultado de potencial entre los electrodos y la referencia) [74]. Como se mencionó las señales en un ECG son del orden de milivolts, por lo tanto, son muy susceptibles a interferencia de diferentes fuentes. La fuente más importante es el ruido generado por fuentes externas al paciente; destacando la producida por la interferencia de campos electromagnéticos generados por la red eléctrica de corriente alterna (AC –por sus siglas en inglés) que circula por los cables [76] y cuya frecuencia es de 50 o 60 Hz dependiendo el país, otras fuentes de interferencia son la actividad muscular del paciente y el contacto del electrodo con la piel del paciente.

El diseño del ECG se basó en el objetivo de contar con un ECG para fines de monitorización, por lo cual el ancho de banda se limitó de 0.5 a 100 Hz [77] (a diferencia de un ECG clínico cuyo ancho de banda típico se extiende de 0.05 a 150 Hz [78] [79]). Por otro lado y con el fin de reducir el consumo de corriente, se consideró la operación mono voltaje, eligiéndose un voltaje de 3V, ya que este es el voltaje utilizado por la tarjeta PAN802154 en la que se implementa el nodo sensor de la WSN. El diseño del electrocardiógrafo se hizo en base al diagrama a bloques mostrado en la Figura 5.16

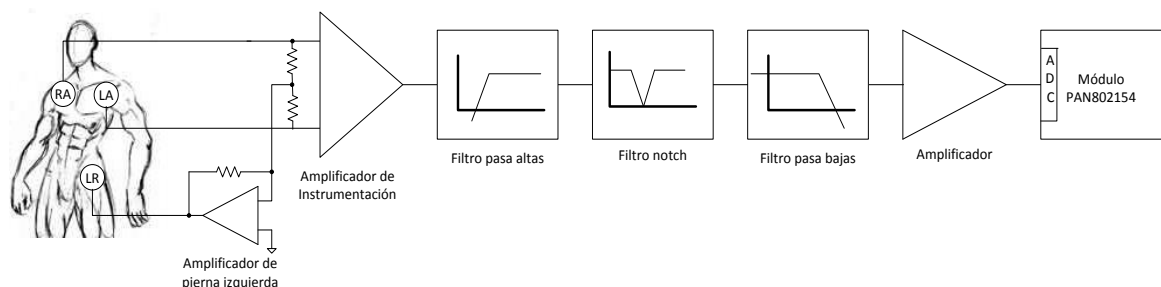


Figura 5.16 Diagrama a bloques del ECG

La primera etapa utiliza un amplificador de instrumentación y una realimentación de modo común a través de amplificadores operacionales, el cual se conoce comúnmente como manejador de pierna izquierda. Puesto que la señal del ECG es del orden de milivolts, se requiere un amplificador de instrumentación altamente sensitivo, el cual

provee amplificación al mismo tiempo que atenúa las señales de modo común de ambas entradas, como lo es la interferencia de la red eléctrica.

El amplificador de instrumentación seleccionado fue el INA326 de Texas Instruments, el cual es un amplificador de instrumentación mono voltaje de alto desempeño, bajo costo, operación de máxima excursión (rail to rail) para las entradas y la salida. Presenta una CMRR (relación de rechazo de modo común – por sus siglas en inglés) de 114 dB, voltaje de operación de 2.5 a 5 V y offset de 100 mV. La ganancia de este amplificador está dada por la ecuación

$$G = 2 \frac{R_1}{R_2} \quad 5.7$$

Los electrodos son conectados al amplificador de instrumentación a través de resistencias de 390K Ω utilizadas para la protección del paciente, limitando la corriente que puede circular hacia éste por debajo de 50 μ A, como la indica la norma ANSI/AAMI ES1-1993 [80]. El amplificador de instrumentación se seleccionó para una ganancia $G_1 = 5$, con lo cual la resistencia $R_1 = 136K\Omega$ y $R_2 = 360K\Omega$ (ver Figura 5.17). A la resistencia R_2 se le colocó un capacitor en paralelo de 4.7 nF para cancelar el ruido de la misma, esto de acuerdo a la hoja de especificación del amplificador de instrumentación [81]. La resistencia R_1 fue implementada por dos resistencias de la mitad del valor (68K Ω), con el fin de obtener el promedio de la señal de modo común, la cual alimenta a un amplificador seguidor (A1), cuya salida es invertida por un amplificador integrador (A2), ambos operacionales son construidos a través de un circuito OPA2335. Este circuito funciona como manejador de pierna izquierda, el cual inyecta la señal de modo común al paciente a través del tercer electrodo localizado en el abdomen inferior izquierdo, lo que permite aumentar el rechazo de modo común y eliminar, en la medida de lo posible, las variaciones en DC presentes en los electrodos.

Como se mencionó anteriormente, un problema en los ECG es el contacto del electrodo con la piel, lo cual genera un voltaje de desbalance (offset) que puede llegar a saturar al amplificador de instrumentación. Con el fin de reducir este desbalance, se realimenta a través de un integrador (A3), una señal que anula este potencial evitando la posible saturación del amplificador de instrumentación, el amplificador integrador funciona también como filtro pasa altas con una frecuencia de corte de 0.5Hz, mientras que el

capacitor de 4.7nF paralelo a la resistencia de $360\text{K}\Omega$ cancela el ruido que ésta produce [81]. La Figura 5.17 muestra el diagrama esquemático para las dos primeras etapa del ECG.

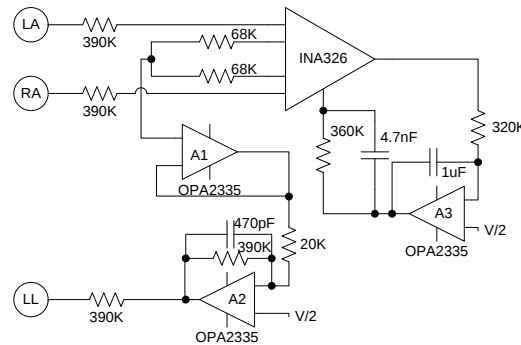


Figura 5.17 Etapa de entrada del ECG

La tercera etapa consiste de un filtro rechaza banda comúnmente denominado *notch*. Este filtro fue diseñado para rechazar la frecuencia de 60 Hz con el fin de reducir la interferencia producida por la AC presente en el ambiente, la cual es captada por el cuerpo, representando la principal contribución de ruido en un ECG. El filtro diseñado es un filtro del tipo “fuente de tensión controlado por voltaje” (VCVS – por sus siglas en inglés) rechaza banda de segundo orden. Este filtro se seleccionó ya que tiene como ventajas que: únicamente utiliza un amplificador operacional, requiere una cantidad pequeña de elementos (siete), factor de calidad (Q) alto y la salida es no inversora. Para el diseño del filtro se consideró una frecuencia central (f_0) de 60 Hz y $Q = 8$, el diseño se basó en el procedimiento descrito en [82], con lo cual se obtuvo que $R_1 = 1.66\text{K}\Omega$, $R_2 = 424.4\text{K}\Omega$, $R_3 = 1.65\text{K}\Omega$ y $C = 1\mu\text{F}$, los valores comerciales utilizados para las resistencias fueron $R_2 = 430\text{K}\Omega$, $R_3 = 1.6\text{K}\Omega$, para la resistencia R_1 se utilizó un potenciómetro multivuelta de $10\text{K}\Omega$ con el fin de poder ajustar la frecuencia central de acuerdo a lo mencionado en [82], dando como resultado el circuito mostrado en la Figura 5.18.

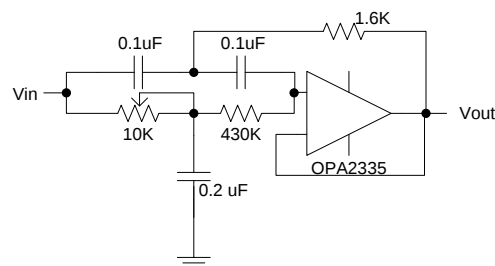


Figura 5.18 Filtro rechaza banda

La cuarta y quinta etapas del ECG, correspondientes al filtro pasa bajas y al amplificador de ganancia se diseñaron para utilizar únicamente un amplificador operacional. La frecuencia de corte del filtro pasa bajas fue de 100Hz, para lo cual se utilizaron un capacitor de 4.7nF y una resistencia de 330KΩ. La última etapa de amplificación es requerida para obtener una ganancia mayor y así lograr la excursión deseada a la salida del ECG, esta excursión debe estar relacionada con la entrada del ADC en el nodo sensor. Bajo este último criterio y debido a que el ADC de la tarjeta PAN tiene como voltaje máximo el voltaje de alimentación, que para este caso es de 3V, se decidió tener una excursión de 2.8 V. Suponiendo que el voltaje máximo de los electrodos es 5mV, la ganancia total para la excursión deseada deberá ser de:

$$G_T = \frac{V_o}{V_i} = \frac{2.8V}{5mV} = 560 \quad 5.8$$

donde: $G_T \rightarrow$ Ganancia total del ECG

$V_o \rightarrow$ Voltaje de salida

$V_i \rightarrow$ Voltaje de los electrodos

Puesto que la ganancia con que se diseñó el amplificador de instrumentación G_1 fue de cinco, la ganancia del segundo amplificador deberá ser de:

$$G_2 = \frac{G_T}{G_1} = \frac{560}{5} = 32.9 \quad 5.9$$

Para G_2 se seleccionó una ganancia de 33 y teniendo en cuenta que la resistencia de retroalimentación; que forma parte del filtro pasa bajas, es de 330KΩ, se requerirá una resistencia de entrada de 10KΩ; sin embargo, con el fin de poder ajustar la ganancia total, se utilizó un potenciómetro de 10KΩ en lugar de la resistencia. La Figura 5.19 muestra el diagrama del filtro pasa bajas y amplificador de salida.

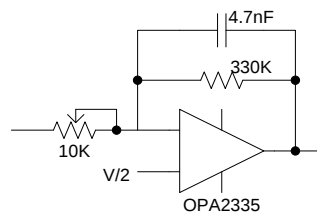


Figura 5.19 Filtro pasa bajas y amplificador de salida

5.2.1.2 Medidor de temperatura corporal

Para la implementación de la medición a través del sensor IR MLX90614, se debe considerar que cuando el sensor se energiza, inicia las rutinas embebidas de comprobación y calibración, durante estas rutinas, la salida no está definida por lo que se requiere un tiempo de espera de al menos 170ms para garantizar un dato válido en la RAM del sensor [70]. Por otra parte, con el fin de mantener un nivel bajo de ruido de conmutación en la fuente, se debe colocar un capacitor de 0.1 μ F lo más cercano a las líneas V_{dd} y V_{ss} .

Como se mencionó en 5.1.3.1, el sensor MLX90614 tiene como interfaz de comunicación dos posibilidades: SMBus o PWM. La tarjeta PAN802154 no tiene módulos SMBus o PWM; sin embargo, para esta aplicación se seleccionó trabajar con la opción SMBus, debido a que es más fácil implementar a través de programación el manejo de las líneas de datos de I/O con el fin de generar la señalización necesaria que emule el protocolo SMBus, que generar el receptor PWM, debido principalmente al temporizador requerido para ello. La Figura 5.20 muestra el diagrama esquemático utilizado para la implementación de sensor de temperatura corporal. En esta figura se puede ver el capacitor de desacoplo y dos resistencias de *pull-up* en la línea de datos (SDA) y de reloj (SCL), las cuales son utilizadas para no cargar las líneas SMBus.

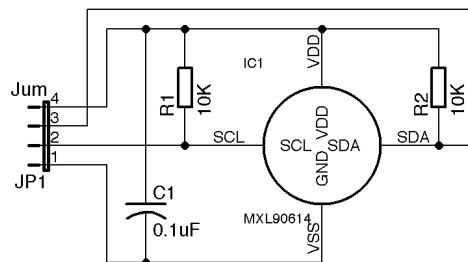


Figura 5.20 Diagrama esquemático del sensor de temperatura corporal

5.2.1.3 Medidores de variables de contexto

Para las variables de contexto se utilizaron dos sensores diferentes, uno para la medición de temperatura y humedad (SHT1x) y otro para la iluminación (TSL2550). El sensor TSL2550 puede operar con un intervalo de voltaje de 2.7 a 5.7 V, para el diseño se eligió un voltaje de operación de 3V, con el fin de poder utilizar el voltaje de alimentación del módulo PAN802154 al cual se conectará la tarjeta de sensores de

variables de contexto. Este circuito requiere un capacitor de desacoplo de $0.1\ \mu\text{F}$ entre V_{dd} y GND lo más cercano al componente, para reducir el ruido de conmutación en la fuente.

El sensor SHT1x requiere un voltaje de 2.4 a 5.5 V para su funcionamiento, y puesto que este sensor estará integrado en la misma tarjeta que el TSL2550 se seleccionó un voltaje de operación de 3 V. Este sensor, requiere un tiempo de establecimiento de 11 ms después de alimentarlo para que algún comando pueda ser enviado. Adicionalmente, se requiere un capacitor de desacoplo de $0.1\ \mu\text{F}$ entre V_{dd} y GND, con el fin de reducir el ruido de conmutación, y una resistencia de $10\text{K}\Omega$ de *pull up* para la línea de datos (DATA) con el fin de mantener un nivel alto en esta línea, en el cambio de línea de entrada a línea de salida y viceversa del microcontrolador. Para reducir la diafonía; que pudiese causar pérdida de comunicación, las líneas de reloj (SCK) y datos no deben ser colocadas en paralelo y muy cercanas entre sí por más de 10 cm; así mismo, para reducir el sobrecalentamiento del circuito por debajo de 0.1°C no deberá estar activo por más del 10% del tiempo, esto es, una lectura máxima cada dos segundos para una resolución de 14 bits. La Figura 5.21 muestra el diagrama de la tarjeta de variables de contexto, el conector J3 es un conector hembra el cual se conecta precisamente al conector J3 del módulo PAN802154 que es parte del puente WSN/Wi-Fi.

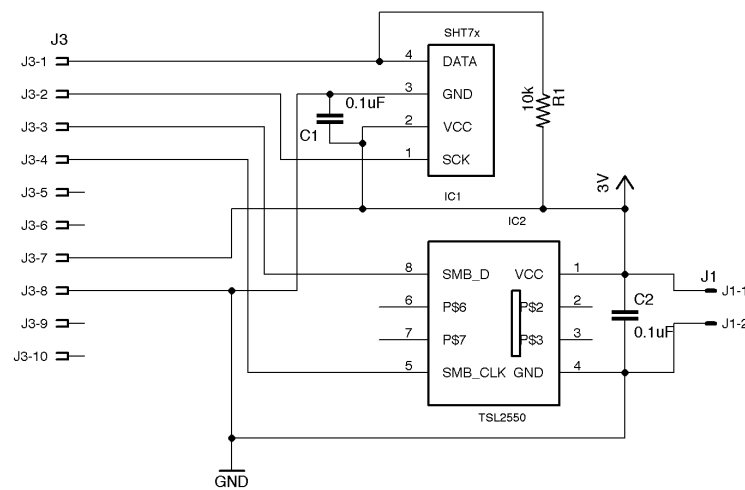


Figura 5.21 Diagrama esquemático de variables ambientales

5.2.1.4 Puente WSN/Wi-Fi

El puente IEEE802.15.4/Wi-Fi sirve como una interfaz entre dos redes, por un lado la WSN y por el otro la Wi-Fi, por este motivo se requiere una tarjeta PAN802154 y la

tarjeta Rabbit RCM5600W montada en la tarjeta de interfaz. La tarjeta PAN802154 estará funcionando como nodo coordinador dentro la WSN, con el fin de recibir toda la información dentro de la misma y enviándola a la tarjeta Rabbit a través interfaz del transmisor receptor asíncrono universal (UART – por sus siglas en inglés). La tarjeta Rabbit tiene la función de establecer el canal de comunicación con el servidor, formar el paquete TCP/IP y enviar la información recibida en la UART.

Como se mencionó previamente, para formar el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, se requiere conectar la tarjeta PAN802154 y la Rabbit a través de la UART. Puesto que la tarjeta PAN802154 cuenta con un manejador RS232 conectado al conector J2 (pines 3 y 5) y la Rabbit no cuenta con un manejador de este tipo, es necesario modificar la tarjeta PAN802154 para obtener las señales directamente de las líneas Tx1 y Rx1 del microcontrolador. Para esta modificación, lo único que se tiene que hacer es un par de puentes entre las líneas Tx1 y Rx1 y los pines J2-1 y J2-2 respectivamente, puesto que la tarjeta PAN802154 presenta un puente no conectado entre estas líneas, lo único que se requiere para la modificación es soldar un par de puentes tal como se muestra en la Figura 5.22.

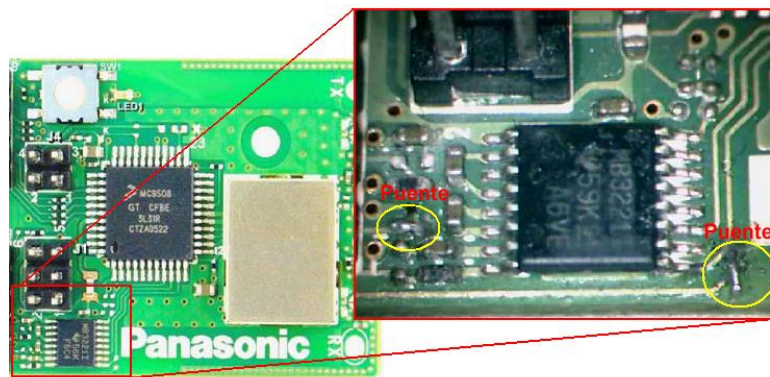


Figura 5.22 Modificación tarjeta PAN802154 del puente

Una vez realizada esta modificación es posible conectar ambas tarjetas a través de un cable desde los pines J2-1 (Tx1) y J2-2 (Rx1) del PAN802154 a los pines J2-24 (Rx2) y J2-23 (Tx2), respectivamente en la tarjeta de interfaz de la Rabbit, como se muestra en la Figura 5.23.

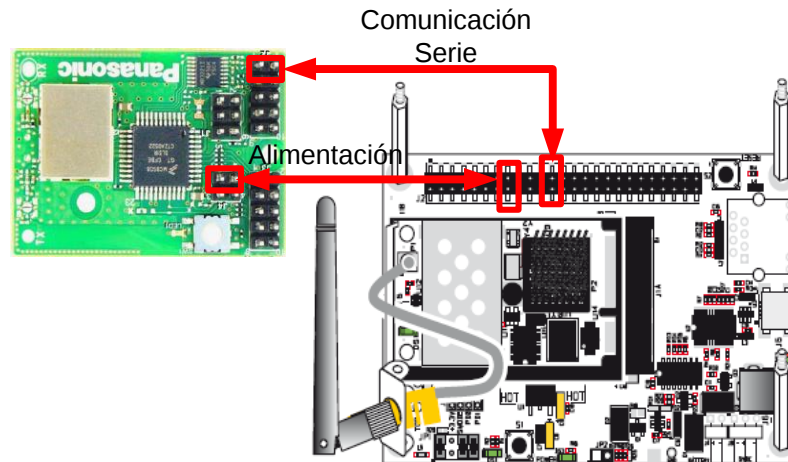


Figura 5.23 Interconexión tarjeta PAN 802154 y Rabbit

5.2.2 Software

En el desarrollo del software requerido para la implementación de los diferentes dispositivos que componen la WSN, se utilizó el sistema de desarrollo denominado CodeWarrior Development Studio. CodeWarrior® es un entorno de desarrollo integrado (IDE – por sus siglas en inglés) que proporciona un marco altamente visual y automatizado para acelerar el desarrollo de las aplicaciones empotradas más complejas. Este software ofrece herramientas que ayudan a configurar, depurar y optimizar el diseño construido sobre microprocesadores, microcontroladores, procesadores digital de señales y controladores digitales de señales (MPU, MCU, DSP y DSC respectivamente – por sus siglas en inglés) de Freescale.

5.2.2.1 Implementación de la WSN

Para la implementación de la WSN se utilizó la plantilla “*Demo no beacon*”, tanto para coordinador como para los nodos sensores. Estas plantillas son generadas por la aplicación denominada BeeKit® de Freescale. BeeKit es una aplicación de software para sistemas operativos Windows que proporciona una interfaz gráfica de usuario en la que se pueden crear, modificar, guardar y actualizar soluciones de redes inalámbricas. Este proporciona un asistente que permite configurar los parámetros de funcionamiento antes de crear un proyecto, lo que reduce la necesidad de buscar a través de archivos individuales para configurar manualmente los parámetros. Este software proporciona bibliotecas de redes inalámbricas, plantillas de aplicaciones y ejemplos de aplicaciones, con el fin de que

el usuario genere los archivos adecuados para ser importados en un IDE para la implementación y depuración de la aplicación específica.

Para el apropiado funcionamiento de la red, se tiene que configurar en BeeKit el tipo de transceptor utilizado, si se desea o no el modo de bajo consumo, el puerto SCI en que se encuentra la interfaz serie, la velocidad de comunicación, el canal de comunicación, el máximo número de paquetes pendientes, el PAN ID de la red (en el caso del coordinador) y el intervalo de encuesta para verificar disponibilidad de datos.

Como se mencionó al inicio, la implementación de la red se basó en la plantilla “*Demo no beacon*”, esta plantilla tiene dos versiones “*Demo no beacon (Coordinator)*” y “*Demo no beacon (End Device)*”, la primera es utilizada para la implementación del coordinador y la segunda para los nodos sensores. La configuración que se hizo en BeeKit es la mostrada en la Tabla 5.6. La selección del transceptor MC1319x; el cual es un transceptor de primera generación de Freescale® y el puerto para la comunicación serie, es debida al hardware con que cuenta la tarjeta PAN802154 (ver inciso 5.1.1). Se habilitó la baja potencia, con el fin de poder manejar el bajo consumo del módulo cuando este no tiene actividad a realizar, incrementando con ello la duración de la batería. Se permitió la utilización de todos los canales, con el fin de que el coordinador pueda seleccionar el canal más apropiado (con menor ruido) para operar al momento en que se inicia la configuración de la red. Se decidió tener un almacenamiento temporal para cuatro paquetes en el caso de que estos no puedan ser transmitidos de forma inmediata debido a que el canal se encuentre ocupado.

Tabla 5.6 Parámetros de configuración de BeeKit

Parámetro	Opción
Transceptor	MC1319x
Baja Potencia	Habilitada
Puerto SCI	Puerto 1
Velocidad	19200 baud
Canales	11 al 26
Paquetes pendientes	4

Una vez que se ha realizado la configuración en BeeKit se exporta la solución a CodeWarrior®, este software es un IDE que permite el desarrollo, programación y depuración de aplicaciones embebidas. En este software se desarrolló la aplicación

específica para el coordinador, nodo sensor de temperatura corporal, nodo sensor para el ECG y nodo sensor de variables ambientales (temperatura y humedad relativa), las características particulares de cada aplicación serán descritas más adelante.

Las aplicaciones MAC creadas se ejecutan a través del control de un calendarizador orientado a eventos basado en prioridad. Las tareas que se crean a través de las plantillas se describen brevemente en orden de prioridad [83].

- *Tarea ociosa*: tiene la prioridad más baja y es ejecutada cuando las demás tareas no están en ejecución. La función raíz de la tarea ociosa debe ser implementada en la aplicación.
- *Tarea UART*: gestiona el uso de la UART
- *Tarea Aplicación*: Realiza las tareas específicas de la aplicación. Es la función raíz, esta es nombrada como `AppTask` y debe estar definida en la aplicación. La máquina de estado de la aplicación debe estar definida en esta función.
- *Tarea MAC*: ejecuta la máquina de estado de la MAC
- *Tarea temporizadores*: es responsable de mantener los temporizadores, los cuales son manejados por software.

Para el funcionamiento de la aplicación se requiere inicializar la capa MAC 802.15.4 de Freescale®, esto se realiza en la función `main ( )` del archivo fuente `MApp_init.c` a través de la función `Init_802_15_4 ( )`, esta función inicializa tanto la capa MAC como la capa PHY. La función inicializa; entre otras cosas, las variables internas del módulo y la máquina de estados, con lo cual se ponen disponibles los servicios de la capa MAC y las capas PHY y MAC están en un estado conocido y listo para su posterior acceso.

Después de inicializar la capa MAC y con el fin de inicializar otros módulos como temporizadores, UART, calendarizador y teclado, se llama desde la función `main( )` del archivo `MApp_init.c` a la función `MApp_init ( )`, esta función se encuentra contenida en el archivo fuente `MApp.c`. En el archivo `MApp.c` se encuentra contenida la función `AppTask ( )` (tarea aplicación), que como se mencionó anteriormente, es la función raíz para el funcionamiento de la red. La tarea aplicación contiene una máquina de estados la cual controla el funcionamiento de la aplicación, esta máquina de estados es diferente para el

coordinador y nodo sensor. La Tabla 5.7 muestra los estados para cada dispositivo y una breve descripción de la función de cada estado.

Tabla 5.7 Estados de la tarea aplicación para el coordinador y el nodo sensor

Coordinador		Nodo Sensor	
Estado	Función	Estado	Función
<i>Init</i>	Envía mensaje a través de la UART, indicando inicialización de la aplicación y activa el estado <i>ScanEdStart</i> .	<i>Init</i>	Envía mensaje a través de la UART, indicando inicialización de la aplicación y activa el estado <i>ScanActiveStart</i>
<i>ScanEdStart</i>	Inicia el escaneo de ED y activa el estado <i>ScanActiveWait Confirm</i>	<i>ScanActiveStart</i>	Inicializa el escaneo de un coordinador PAN y activa el estado <i>ScanActiveWait Confirm</i>
<i>ScanActiveWait Confirm</i>	Espera en este estado hasta que un mensaje de la MLME de confirmación de escaneo es recibido, selecciona el canal a utilizar y activa el estado <i>StartCoordinator</i>	<i>ScanActiveWait Confirm</i>	Espera en este estado hasta que un mensaje de la MLME de confirmación es recibido y activa el estado <i>Associate</i>
<i>StartCoordinator</i>	Manda una solicitud de inicialización de coordinador a través de la MLME y activa el estado <i>StartCoordinatorWait Confirm</i>	<i>Associate</i>	Envía una solicitud de asociación a través de la MLME y activa el estado <i>AssosiateWaitConfirm</i>
<i>StartCoordinatorWaitConfirm</i>	Espera en este estado hasta que se recibe la confirmación de inicialización a través de la MLME y activa el estado <i>Listen</i>	<i>AssosiateWait Confirm</i>	Espera en este estado hasta que se recibe la confirmación de asociación a través de la MLME, habilita el temporizador de encuesta de datos y activa el estado <i>Listen</i>
<i>Listen</i>	Permanece en este estado hasta que el coordinador es inicializado. Espera a que haya un mensaje para transmisión, cuando esto ocurre los envía de forma indirecta.	<i>Listen</i>	Permanece en este estado hasta que el dispositivo es inicializado. Transmite al coordinador los paquetes de datos haciendo uso de MCPS

Una vez que el coordinador y los nodos sensores están en el estado *listen*, se puede realizar la transferencia de la información. Los nodos sensores transmiten los paquetes de manera directa al coordinador; esto es, en cuanto el nodo sensor tiene un paquete de datos para transmisión lo coloca en la cola de espera para ser transmitido, si no hay paquetes pendientes este será transmitido de manera inmediata ya que el coordinador está siempre encendido. Por su parte, cuando el coordinador tiene un paquete que se tiene que transmitir utiliza el método indirecto, ya que los sensores están normalmente en modo de bajo consumo con el fin ahorrar energía y poder ser alimentados con baterías. En el modo

indirecto, el coordinador tiene que asegurarse que el nodo sensor al cual van dirigidos los datos esté en escucha, esto se garantiza a través del envío de una solicitud de encuesta por el nodo sensor o cuando este envía un paquete al coordinador y espera el reconocimiento del mismo. Cuando uno de estos dos eventos ocurre el coordinador envía el paquete de datos al nodo sensor.

Para que el nodo sensor pueda enviar los datos al coordinador, se habilitó un temporizador de un solo disparo el cual controla el muestreo de los diferentes sensores. El temporizador se programa con el tiempo de muestreo deseado, el cual depende del tipo de nodo sensor de que se trate (temperatura corporal, ECG o variables de contexto). Para habilitar un temporizador, lo primero que se tiene que hacer en la aplicación es definirlo a través del siguiente código:

```
Static tmrTimerID_t Timername = gTmrInvalidTimerID_c;
```

donde `Timername` es el nombre que se desea asignar al temporizador, el cual se define como variable del tipo `tmrTimerID_t`, con un valor inválido para que no pueda ser utilizado hasta garantizar que se puede asignar el temporizador. Para asignar el temporizador, se utiliza el código `Timername = TMR_AllocateTimer ( );` lo asigna el temporizador siempre y cuando haya espacio en la tabla de temporizadores.

La definición y asignación deben ser realizadas al momento de las inicializaciones dentro de la función `MApp_init ( )` en el archivo fuente `MApp.c` de la aplicación que se está desarrollando. Para activar el temporizador se utiliza la función `TMR_StartTimer ( )`, esta función requiere como parámetros el nombre del temporizador, tipo de temporizador, tiempo y rutina que se ejecutará en respuesta a la terminación del tiempo programado. El código requerido es el siguiente:

```
TMR_StartTimer (Timername, TimerType, time, App);
```

donde `TimerType` define el tipo de temporizador, `time` el tiempo de duración y `App` la rutina de atención. La activación del temporizador se realiza dentro del estado `Listen`, ya que este es el estado en el que el nodo sensor permanece para poder enviar datos al coordinador. Cada que se cumple el periodo del temporizador se atiende la rutina que se programó con el fin de obtener la información del sensor, formar el paquete y enviarlo para su transmisión. Las rutinas para cada dispositivo en particular son descritas a continuación.

Una vez alcanzado el tiempo de 4 ms, el temporizador llama a una subrutina denominada `App_TransmittADCData` en la cual se habilita la conversión del ADC seleccionando el canal 0 y una sola conversión, una vez que el ADC termina la conversión se almacena la parte alta y la parte baja de la conversión en una memoria muelle temporal denominada `keysBuffer`. Los datos de la conversión son agregados a la carga útil de datos del paquete definido para la arquitectura de e-Salud mostrada en la Figura 5.25, reiniciando nuevamente el temporizador para habilitar la siguiente muestra.

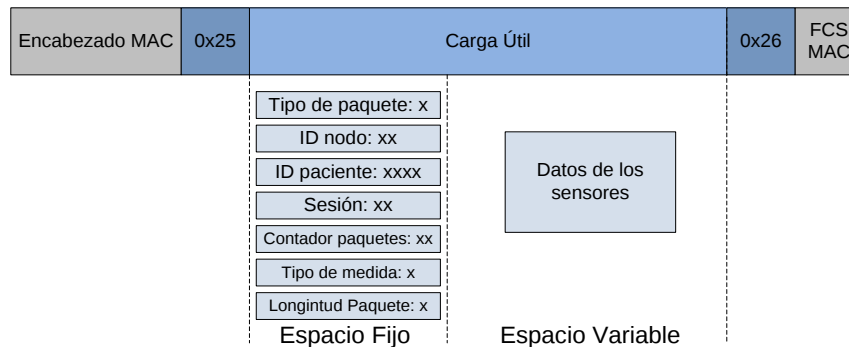


Figura 5.25 Formato del paquete de la arquitectura de e-Salud

En la Figura 5.25, se puede observar que la carga útil del paquete MAC se conforma de un encabezado fijo, el cual contiene un octeto de inicio de paquete (0x25), un octeto para indicar el tipo de paquete (control, configuración, datos, error o solicitud de información), dos octetos para la identificación del nodo, cuatro octetos para la identificación del paciente, un octeto para la identificación de la sesión, dos octetos para el contador de paquetes de sesión, un octeto para identificar el tipo de medida que se incluye en la carga útil y un octeto para la longitud de la carga útil del paquete de la arquitectura e-Salud, la carga útil es variable y depende del tipo de medición que se haya realizado. Por último el paquete se cierra con un octeto 0x26 el cual indica fin de paquete.

La carga útil del paquete del ECG, se conforma de 50 octetos obtenidos de 25 conversiones del ADC, ya que en cada conversión se generan dos octetos, dado que la resolución del ADC se definió de 10 bit (ver Figura 5.24), por lo cual el nodo del ECG transmite a una tasa de 10 Hz (100 ms). La carga útil del ECG se definió con dimensión de 50 octetos de acuerdo al análisis realizado por Liang, quien en su artículo [84] concluye, que para aplicaciones críticas en tiempo, una carga útil entre 40 y 60 octetos debe ser

```

/* ***** */
/* obtiene datos del Convertidor y forma un paquete de 50 b */
/* ***** */
ATDSC = 0b00000000; // Escribe al ATD1SC para iniciar conversion
/*
/*      ||||| | |+ ATDCH = 0000 => selecciona canal cero */
/*      ||||| | +-- */
/*      ||||| | +--- */
/*      ||||| | +---- */
/*      ||||| | +----- */
/*      ||||| | +----- ATDCO = 0 => Conversion sencilla */
/*      ||||| | +----- ATDIE = 0 => interrupcion deshabilitada */
/*      ||||| | +----- ATPU = 0 => No importa */
*/

while ((ATDSC & 0b10000000) == 0); /* Espera hasta que la conversion es completada */
/* +----- CCF = 1 indica fin de conversion */

i++;
keysBuffer[i+12] = ATDRH;
i++;
keysBuffer[i+12] = ATDRL;

/* Se reinicializa el temporizador para que sea ciclico */
TMR_StartTimer (SampleADCTimer_c, gTmrLowPowerSingleShotMillisTimer_c , tiempo, App_TransmittADCData);

/* ***** */
/* *** Envia la informacion cuando se tiene un paquete de 50 datos *** */
/* ***** */
if (i == 50){

    keysReceived = 114;
    keysBuffer [113] = 0x26;
}

```

SDA y SCL respectivamente del sensor MLX se requiere definir las máscaras de estos pines y deshabilitar los interruptores SW2 a SW4. Lo anterior se realiza modificando el archivo donde se encuentran las definiciones de los puertos de la tarjeta SARD, el cual se encuentra en el archivo: \PLM\Interface\PortConfig.h. La definición de las máscaras para los pines PTA4 a PTA7 se realiza a través del código mostrado en la Figura 5.27 y la deshabilitación de los interruptores se lleva a cabo eliminando de la máscara de interruptores las máscaras de los interruptores 2,3 y 4, quedando esta máscara como se indica en la misma figura.

```

/* Define PORT PINS mapping */
#define PORT_PINS PTAD
#define PORT1_PIN 0x01
#define PORT2_PIN 0x02
#define PORT3_PIN 0x04
#define PORT4_PIN 0x08
// #define PORT_PINS_MASK (PORT1_PIN | PORT2_PIN | PORT3_PIN | PORT4_PIN) se elimina para habilitar los demas pines

/***** Agregado para el manejo de sensores *****/
/***** Agregado para el manejo de sensores *****/
#define PORT5_PIN 0x10
#define PORT6_PIN 0x20
#define PORT7_PIN 0x40
#define PORT8_PIN 0x80
#define PORT_PINS_MASK (PORT1_PIN | PORT2_PIN | PORT3_PIN | PORT4_PIN | PORT5_PIN | PORT6_PIN | PORT7_PIN | PORT8_PIN)

/* Define PCB switch mapping */
#define SWITCH_PORT PTAD
#define mSWITCH1_MASK 0x04
/* Se elimina para deshabilitar los interruptores SW2 a SW4 */
// #define mSWITCH2_MASK 0x08
// #define mSWITCH3_MASK 0x10
// #define mSWITCH4_MASK 0x20
// #define mSWITCH_MASK (mSWITCH1_MASK | mSWITCH2_MASK | mSWITCH3_MASK | mSWITCH4_MASK)
#define mSWITCH_MASK (mSWITCH1_MASK) /* se cambio definicion de mascaras para dejar habilitado únicamente al SW1 */
#define mSWITCH_PORT_GET ((SWITCH_PORT & mSWITCH_MASK) ^ mSWITCH_MASK)

```

Figura 5.27 Código para habilitación de pines y deshabilitación de interruptores

Además, se tiene que modificar también el archivo \PLM\Interface\Switch.h, con el fin de eliminar las máscaras de los interruptores SW2 a SW4 en la definición de la función SwitchPortGet (), con lo cual el código de este archivo queda como se ilustra en la siguiente Figura 5.28. Por último, hay que modificar el archivo \PLM\Source\Keyboard\Keyboard.c, con el fin de deshabilitar la interrupción de teclado de los interruptores SW2 a SW4 y poder utilizar las líneas como I/O, el código se muestra en la Figura 5.29.

```

/* SwitchPortGet is used for reading the switch port */
/***** Modificacion para eliminar los interruptores SW2 a SW4 *****/
/***** Modificacion para eliminar los interruptores SW2 a SW4 *****/
/* #define SwitchPortGet ((mSWITCH1_PORT_c & gSWITCH1_MASK_c) ^ gSWITCH1_MASK_c) | \
((mSWITCH2_PORT_c & gSWITCH2_MASK_c) ^ gSWITCH2_MASK_c) | \
((mSWITCH3_PORT_c & gSWITCH3_MASK_c) ^ gSWITCH3_MASK_c) | \
((mSWITCH4_PORT_c & gSWITCH4_MASK_c) ^ gSWITCH4_MASK_c) */
#define SwitchPortGet (mSWITCH1_PORT_c & gSWITCH1_MASK_c)

```

Figura 5.28 Código modificado para eliminar máscaras de interruptores SW2 a SW4

```

|  /******
|  /* Modificacion para eliminar los interruptores SW2 a SW 4 */
|  /******
// KBIPE |= 0x3C; /* KBI pin enable controls initialized*/
KBIPE |= 0x04; /* KBI pin enable controls initialized*/

```

Figura 5.29 Código para deshabilitar la interrupción de teclado para SW2 a SW4

Como se mencionó, el archivo MLX.c contiene las funciones requeridas para realizar la lectura del sensor MLX. Básicamente se creó una función denominada `read` la cual es llamada desde la aplicación (MApp.c) en la rutina de atención a la interrupción `App_TransmittSensorMLXData` del temporizador denominado `SampleSensorTimer_c`, el cual fue creado para muestrear el sensor de temperatura corporal. Este temporizador fue definido como un temporizador de un solo disparo, de bajo consumo y tiempo en segundos, para ello se definió el `TimerType` como del tipo `gTmrLowPowerSecondTimer_c`.

La función `read ( )` (ver Figura 5.30) recibe tres apunadores (al octeto más significativo de la medición, al octeto menos significativo de la medición y al octeto del CRC) y el comando, el cual puede ser lectura de la temperatura ambiente o temperatura objeto. La función inicializa una variable denominada `error`, la cual será cero si la lectura fue correcta y mayor o igual a uno si hubo algún problema en la comunicación. Para cumplir con lo mostrado en la Figura 5.5 se envía el inicio de transmisión, seguido de una escritura de SA y una escritura del comando que se le paso a la función `read ( )`, esto es realizado por la función `write_command (STATUSREG_W, command)`, en este caso el valor de `command` es `0x07H`, correspondiente a la lectura de la temperatura objeto. Posteriormente se envía nuevamente el inicio de transmisión y se realiza una escritura de SA pero ahora con el bit RD, con el fin de indicarle al sensor que se realizará una lectura del registro seleccionado en `command`, esto se realiza a través de la función `write_byte (STATUSREG_R)`. Posteriormente se leen los tres octetos de información a través de la función `read_byte ( )`, los cuales se almacenan en la dirección indicada por los apunadores para que pueda ser accedida en la aplicación, por último se envía el fin de transmisión. La función `read ( )` regresa la variable `error`.

```

/*****
/* Rutina que permite leer la información del sensor */
/*
/* Recibe: *p_meas_MSB, *p_meas_LSB, *p_meas_CRC (Apuntadores
/* a localidad de memoria donde se almacenará la
/* información) y command (lectura ambiente u objeto
/* Regresa: e (error de comunicación)
*****/
uint8_t read (uint8_t *p_meas_MSB, uint8_t *p_meas_LSB, uint8_t *p_meas_CRC, uint8_t command){
uint8_t error;

error = 0;
start_transmission(); //Comienza transmisión
delay();

error += write_command (STATUSREG_W, command); //Envía comando de escritura y el comando leer temperatura objeto
start_transmission(); //Comienza la transmisión
error += write_byte(STATUSREG_R); //Espera el error de write_byte

* p_meas_LSB = read_byte(ACK); //Guarda en el puntero la lectura de read_byte
* p_meas_MSB = read_byte(ACK);
* p_meas_CRC = read_byte(NACK);

stop_transmission(); //Para la transmisión
return error; //Regresa el error
}

```

Figura 5.30 Código para lectura del sensor MLX90614

```

/*****
*** Rutina para enviar la información generada ***
*** por el sensor de temperatura infrarrojo, esta ***
*** debe ser llamada cada que pase un periodo de ***
*** muestreo dado por un temporizador definido como ***
*** SampleSensorTimer_c ***
*****/
void App_TransmittSensorMLXData(uint8_t tmr) {
static uint8_t keysBuffer[mMaxKeysToReceive_c];
static uint8_t keysReceived;

tmr++; //para que no marque un warning al compilar
keysReceived = 17;

if( (mcPendingPackets < mDefaultValueOfMaxPendingDataPackets_c) && (mpPacket == NULL) )
{
/* If the maximum number of pending data buffes is below maximum limit
and we do not have a data buffer already then allocate one. */
mpPacket = MSG_Alloc(gMaxRxTxDataLength_c);
}

if(mpPacket != NULL)
{
/* obtiene datos del sensor */

error = 0;
// error += read((uint8_t *) &tAmbient.MSB, &tAmbient.LSB, &tAmbient.CRC, TEMP_A); //mide temperatura ambiente
error += read((uint8_t *) &tObject.MSB, &tObject.LSB, &tObject.CRC, TEMP_O); //mide temperatura objeto
error += write_command (STATUSREG_W, POWER_DOWN); //Apaga el sensor

keysBuffer[0] = 0x25; //Inicio cadena
keysBuffer[1] = 0xFF; //Tipo de comando
keysBuffer[2] = 0x00; //ID nodo(2 byte)
keysBuffer[3] = 0x02;
keysBuffer[4] = 'H'; // ID paciente (4 bytes)
keysBuffer[5] = 'C';
keysBuffer[6] = 'D';
keysBuffer[7] = 'A';
keysBuffer[8] = 'A'; //2 byte sesión (no importa valor)
keysBuffer[9] = 'B';
keysBuffer[10] = 0x00; //contador de paquetes en sesión (no importa)
keysBuffer[11] = 0x01; //Tipo de medida (Temp corporal)
keysBuffer[12] = 0x03; //Longitud del paquete de datos
keysBuffer[13] = tObject.MSB;
keysBuffer[14] = tObject.LSB;
keysBuffer[15] = tObject.CRC;
keysBuffer[16] = 0x26;

```

Figura 5.31 Rutina de interrupción del temporizador para sensor MLX90614

En la subrutina App_TransmittSensorMLXData (ver Figura 5.31) se genera el paquete de datos del sensor de temperatura corporal (ver Figura 5.25), para lo cual se cambia el ID del nodo, el tipo de medición (0x01H identifica medición corporal) y la carga útil del paquete, que para este caso es de tres octetos. La subrutina manda llamar a la función read () pasándole los apuntadores a la parte alta y parte baja de la temperatura

objeto (&tObject.msb y &tObject.lsb respectivamente) y el comando para la lectura de la temperatura objeto (TEMP_O). Una vez realizada la lectura se apaga el sensor para ahorrar energía a través de la función write_command (STATUSREG_W, POWER_DOWN).

5.2.2.4 Variables de contexto

Para las variables de contexto (temperatura/humedad ambiental e iluminación) se crearon cuatro archivos *TSL.b*, *TSL.c*, *SHT11.b* y *SHT11.c*, los dos primeros corresponden al sensor de iluminación (TSL2550) y los dos últimos al sensor de temperatura/humedad ambiental (SHT11). Para el funcionamiento de estos sensores, se realizaron las modificaciones necesarias para deshabilitar los interruptores, las cuales fueron descritas en 5.2.2.3; sin embargo, estas modificaciones se hicieron en la plantilla “*Demo no beacon (Coordinator)*” creando un proyecto denominado *Demo no beacon (Coordinator)SHT_TSL*.

Puesto que el sensor de iluminación se comunica a través de SMBus, se utilizó básicamente el mismo archivo que se creó para la lectura del sensor MLX90614, con algunas modificaciones, la más importante tiene que ver en la forma en que se “despiertan” ambos sensores. El sensor MLX90614 sale de bajo consumo a través de un protocolo entre las líneas SCL y SDA (ver Figura 5.7), una vez que pasa el tiempo para que el dispositivo esté activo, se puede realizar la comunicación a través del ducto MSBus y leer el valor deseado, sin requerir un tiempo adicional; mientras que el sensor TSL2550, sale de bajo consumo cuando se envía a través del SMBus la SA del sensor y el comando de lectura, el dato estará disponible hasta que el bit de validez tenga un valor ALTO. Por lo anterior, se tuvo que realizar una modificación al momento de leer un dato (read_byte_TSL ()), verificando que el bit de validez esté en ALTO, de lo contrario se realiza nuevamente una lectura, una vez que el bit de validez es ALTO se puede leer el siguiente canal del sensor. El código de la función read_TSL () se observa en la Figura 5.32.

Otro cambio que se tuvo que realizar, fue el de la secuencia de inicio de transmisión, que para SMBus es simplemente la transición de la línea SDA de ALTO a BAJO mientras la línea SCL permanece en ALTO, para posteriormente se cambia SCL a BAJO culminando la condición de inicio. Para el sensor SHT11, la condición de inicio es la transición de la línea DATA de ALTO a BAJO mientras la línea SCK permanece en ALTO, posteriormente SCK cambia de ALTO a BAJO y de BAJO a ALTO, por último con SCK en ALTO se cambia la línea DATA de BAJO a ALTO (como se muestra en la Figura 5.10).

Por último, otra diferencia es que cuando se ha enviado el comando de lectura, ya sea para humedad o temperatura, se requiere esperar a que el sensor ponga la línea DATA a BAJO indicando fin de conversión. El código para la función `read_SHT()` es mostrado en la Figura 5.34, en esta figura se observa que esta función recibe los apuntadores a las localidades de memoria donde se guardarán los datos leído y el comando (los ciclos for anidados se requieren para garantizar el tiempo de conversión), una vez que la línea DATA es BAJA se sale de estos ciclos para proceder a la lectura de los tres octetos de información regresando la variable `error`.

```

/*****
***      Read Sensor      ***
*****/
int read_SHT (uint8_t *p_meas_MSB, uint8_t *p_meas_LSB, uint8_t *p_meas_CRC, unsigned char command)
{
    unsigned int error = 0 ;
    unsigned int i, j;

    transmission_start_SHT ();          //Envia Inicio de transmision al sensor
    error += write_byte_SHT (command);
    for (i=0; i<65535; i++){
        for (j=0; j<100; j++){
            if (DATA_SHT_Entrada == 0){
                break;                  //Espera a que el sensor haya terminado la lectura
            }
        }
    }
    if (DATA_SHT_Entrada != 0) error = 1;
    *(p_meas_MSB) = read_byte_SHT (ACK); //Lee primer byte (MSB)
    *(p_meas_LSB) = read_byte_SHT (ACK); //Lee segundo byte (LSB)
    *(p_meas_CRC) = read_byte_SHT (NACK); //lee checksum

    return error;
}

```

Figura 5.34 Código para la lectura del sensor SHT11

Puesto que los sensores de contexto estarán colocados en el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, dentro de la tarjeta PAN802154 que funciona como coordinador, la aplicación es creada dentro de la plantilla “*Demo no beacon (Coordinator)*”, como se había ya comentado. Para realizar las lecturas de los sensores SHT11 y TSL2550 se creó la

función `read ( )` la cual es llamada desde la aplicación (`MApp.c`) en la rutina de atención a la interrupción `App_TransmittSensorSTH_TSLData` del temporizador denominado `SampleSensorTimer_c`. Al igual que el temporizador del sensor MLX, este temporizador fue definido como un temporizador de un solo disparo, de bajo consumo y tiempo en segundos, para ello se definió el `TimerType` como del tipo `gTmrLowPowerSecondTimer_c`. El temporizador es inicializado a la salida del estado `StartCoordinator WaitConfirm`, una vez que se garantiza que el coordinador se encuentra funcionando. La Figura 5.35 muestra el código para la lectura de los sensores SHT11 y TSL2550, se puede observar que a diferencia de las rutinas para el ECG y MLX190614, la información no se introduce como carga útil a la capa MAC, si no que esta información se envía directamente al puerto serie para su transmisión al servidor a través del puerto Wi-Fi de la tarjeta Rabbit RCM5600W, para ello se utiliza la función `UartUtil_PrintHex ( )`, la cual, como su nombre lo indica “imprime” la información en la UART. La función `UartUtil_PrintHex ( )` requiere el apuntador a los datos que se desea transmitir por la UART, el número de datos y una bandera, para este caso se le pasa el apuntador a los datos `KeysBuffer`, la dimensión de estos (`KeysReceived`) y la bandera en 1, que significa imprimir la cadena sin agregar ningún carácter de control al final de la misma.

```

/**** Rutina para enviar la información generada ****/
/**** por el sensor de humedad/temperatura, esta ****/
/**** debe ser llamada cada que pase un periodo de ****/
/**** muestreo dado por un temporizador definido como ****/
/**** SampleSensorTimer_c ****/
/**** ****/

void App_TransmittSensorSTH_TSLData(uint8_t tmr) {
    static uint8_t keysBuffer[mMaxKeysToReceive_c];
    static uint8_t keysReceived;

    tmr++; //para que no marque un warning al compilar
    keysReceived = 22;

    /* Obtiene datos del sensor SHT11 */
    error = 0;
    error += read_SHT ((uint8_t *) &hum_meas.MSB, &hum_meas.LSB, &hum_meas.CRC, HUM); //mide humedad
    error += read_SHT ((uint8_t *) &temp_meas.MSB, &temp_meas.LSB, &temp_meas.CRC, TEMP); //mide temperatura
    keysBuffer[0] = 0x25; //Inicio cadena
    keysBuffer[1] = 0xFF; //Tipo de paquete
    keysBuffer[2] = 0x00; //ID del nodo parte alta
    keysBuffer[3] = 0x02; //ID del nodo parte baja
    keysBuffer[4] = 0xAA; //ID paciente (No Paciente, coordinador del Puente)
    keysBuffer[5] = 0xAA;
    keysBuffer[6] = 0xAA;
    keysBuffer[7] = 0xAA;
    keysBuffer[8] = 'A'; //Sesión parte alta (no definido)
    keysBuffer[9] = 'B'; //Sesión parte baja (no definido)
    keysBuffer[10] = 0x00; //contador de paquetes en sesión (no definido)
    keysBuffer[11] = 0x02; //Tipo de medida (Ambientales -> T, H e I)
    keysBuffer[12] = 8; //Longitud del paquete de datos
    keysBuffer[13] = temp_meas.MSB;
    keysBuffer[14] = temp_meas.LSB;
    keysBuffer[15] = temp_meas.CRC;
    keysBuffer[16] = hum_meas.MSB;
    keysBuffer[17] = hum_meas.LSB;
    keysBuffer[18] = hum_meas.CRC;
    if (error != 0) connection_reset_SHT ( );

    /* Obtiene datos del sensor TSL */
    error = 0;
    error += write_command_TSL (STATUSREG_W_TSL, POWER_UP); //enciende el sensor
    error += read_verificacion_TSL ((uint8_t *) &ilum_meas.MSB); //verifica comunicacion si Ch_Cero = 03 esta bien
    error += write_command_TSL (STATUSREG_W_TSL, STD_RANGE); //Cambia a rango estandar
    error += read_TSL((uint8_t *) &ilum_meas.MSB, &ilum_meas.LSB); //mide iluminacion
    error += write_command_TSL (STATUSREG_W_TSL, POWER_DOWN); //Apaga el sensor
    keysBuffer[19] = ilum_meas.MSB; //Canal uno
    keysBuffer[20] = ilum_meas.LSB; //canal cero
    keysBuffer[21] = 0x26; //fin de paquete

    /**** ****/
    /* Imprime el paquete a traves del UART */
    /**** ****/
    UartUtil_PrintHex ((uint8_t *) &keysBuffer, keysReceived, 1);
    /* Se reinicializa el temporizador para que sea ciclico */
    TMR_StartTimer (SampleSensorTimer_c, gTmrLowPowerSecondTimer_c, tiempo, App_TransmittSensorSTH_TSLData);
}

```

Figura 5.35 Rutina de interrupción del temporizador para los sensores TSL2550 y SHT11

5.2.2.5 Tarjeta Rabbit

Como se mencionó anteriormente para desarrollar la aplicación requerida para la tarjeta Rabbit RCM5600W se utilizó el software Dynamic C®. En esta herramienta se desarrolló la aplicación requerida por el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, la cual se encarga de leer los datos del UART, formar el paquete TCP/IP, realizar las conexiones TCP/IP con el servidor local y servidor remoto y enviar la información a los servidores, así mismo se encarga de recibir información de los servidores y enviarla al coordinador de la WSN a través del UART.

La Figura 5.36 ilustra la implementación del puente, se puede observar que la tarjeta Rabbit y el coordinador WSN se comunican a través de la UART. Para poder establecer la comunicación del Rabbit al coordinador se desarrollaron dos tareas

denominadas `ReceiveSerialSend2Internet` y `ReceiveDataFromInternet`, la primera se encarga de leer la información que recibe el coordinador de los nodos sensores en la WSN, misma que debe ser enviada vía la interfaz Wi-Fi; la segunda, recibe los datos enviados por alguno de los servidores vía Wi-Fi y envía la información al coordinador a través del UART. Para la comunicación hacia los servidores se implementaron tres “sockets” TCP/IP: `ActivsocketL`, `Activsocket` y `esperasocket`. El primer y segundo “sockets”, se encargan de enviar información al servidor local y servidor remoto respectivamente y el último se encarga de recibir información de los servidores.

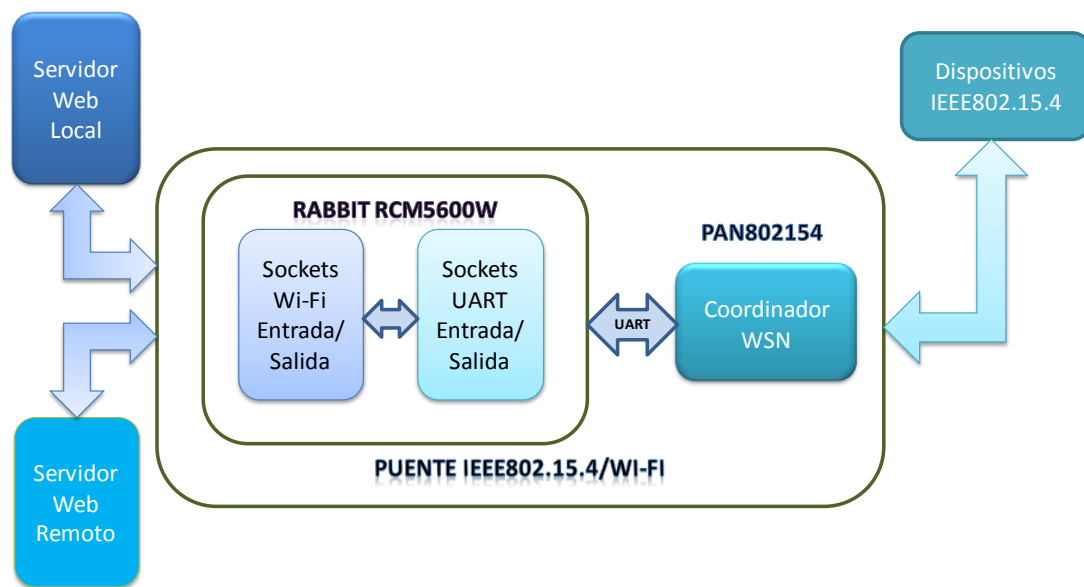


Figura 5.36 Diagrama a bloques de la implementación del puente

Para el funcionamiento del programa en el Rabbit se hace una serie de definiciones, las cuales incluyen la dirección de los servidores remoto y local, los puertos de comunicación TCP/IP, la configuración de la tarjeta de red del Rabbit, el AP al cual se conectará, la configuración del puerto serie y la configuración del sistema operativo del Rabbit denominado uCOS, estas definiciones son mostradas en la Figura 5.37.

```

#define DESTL "192.168.0.100"
#define DESTR "192.168.0.200"
#define PORTL 1234
#define PORTR 1235

#define PORTS 1236

#define TCPCONFIG 1
#define _PRIMARY_STATIC_IP "192.168.0.111"
#define _PRIMARY_NETMASK "255.255.255.0"
#define MY_GATEWAY "192.168.0.1"
#define MY_NAMESERVER "192.168.0.1"
#define IFC_WIFI_SSID "TelematicaUABC"
#define IFC_WIFI_ROAM_ENABLE 1
#define IFC_WIFI_ROAM_BEACON_MISS 20
#define IFC_WIFI_MODE IFPARAM_WIFI_INFRASTRUCTURE
#define IFC_WIFI_REGION IFPARAM_WIFI_REGION_AMERICAS
#define IFC_WIFI_ENCRYPTION IFPARAM_WIFI_ENCR_WEP
#define IFC_WIFI_WEP_KEYNUM 0
#define IFC_WIFI_WEP_KEY0_HEXSTR "0d85954f2d54eb5857593a241e"

#define TCP_BUF_SIZE 14000
#define MAX_TCP_SOCKET_BUFFERS 4 //se requieren tres sockets, uno para enviar local, otro remoto y otro para anunciarse

#define TIMEZONE -8

#define SERIAL_PORT 2
#define BAUD_RATE 19200L
#define INBUFSIZE 1023
#define OUTBUFSIZE 1023

/* uCOS configuration */
#define OS_MAX_TASKS 3 // Maximum number of tasks system can create (less stat and idle tasks)
#define OS_SEM_EN 3 // Enable semaphores
#define OS_SEM_POST_EN 1 // Enable old style post to semaphore
#define OS_TIME_DLY_HMSM_EN 1
#define OS_MAX_EVENTS 9 // MAX_TCP_SOCKET_BUFFERS + 2 + 1
#define STACK_CNT_2K 3 // TCP/IP needs a 2K stack

```

Figura 5.37 Definiciones para el programa del puente

La función `main ()` del programa del Rabbit es relativamente simple, en esta función lo primero que se hace es inicializar el sistema operativo del Rabbit, se verifica que las direcciones de los servidores tengan un formato correcto, se inicializan los sockets, se abre el puerto serie, limpiando cualquier dato que se tenga previamente, se crean las tareas y por último se inicializa el sistema operativo del Rabbit. El código de esta función es mostrado en la Figura 5.38.

```

void main() {
    OSInit();
    printf("\n EN EL RABBIT \n");

    // Start network and wait for interface to come up (or error exit).
    if( OL == (destIP = resolve(DESTR)) ) {
        printf( "ERROR: Cannot resolve \"%s\" into an IP address\n", DESTR );
        exit(2);
    }

    if( OL == (destIPL = resolve(DESTL)) ) {
        printf( "ERROR: no se puede resolver la direccion local \"%s\" a la IP \n", DESTL );
        exit(2);
    }

    // Start network and wait for interface to come up (or error exit).
    sock_init(1);

    if (serYopen(BAUD_RATE)){
        printf("\n Puerto serie activado\n");
        serYwrFlush();
        serYrdFlush();
    }

    OSTaskCreate(ReceiveDatafromInternet, NULL, 2048, 0);
    OSTaskCreate(Receiveserialsend2Internet, NULL, 2048, 1);

    osstart();
}

```

Figura 5.38 Código de la función `main ()` del puente

Cuando se reciben datos del coordinador a través de la UART se activa la tarea `ReceiveSerialSend2Internet`, en la cual se verifica que el paquete recibido cumpla con las características mínimas de un paquete en la WSN; esto es, que tenga los delimitadores de inicio (0x25) y de fin (0x26) de paquete, y que la dimensión sea mayor a siete pero menor a 127 octetos. Si estas condiciones se cumplen los datos recibidos son almacenados en una memoria muelle temporal denominada `serialBuffer []`, una vez que se recibe todo el paquete se agrega el carácter de control de “nueva línea” (\n) requerido en el intercambio de información a los servidores, este paquete es enviado a la función `SendData2Internet ()`. Esta función se encarga de enviar el paquete al servidor local y remoto, para lo cual lo primero que se hace es abrir el socket respectivo (`ActiveSocketL` o `ActiveSocket`) a través de la función `tcp_open ()`, posteriormente se verifica que pueda haber conexión al puerto respectivo (1234 o 1235), si no hay problema se envía la información al servidor a través de la función `sock_write ()`, a la cual se le pasa el socket, los datos a transmitir y el contador, por último se cierra el socket. Este procedimiento es realizado tanto para el servidor local como para el servidor remoto, en la Figura 5.39 se muestra el código para el envío de la información al servidor remoto, pero el código es el mismo para el servidor local, lo único que se cambia es socket utilizado.

```

void SendData2Internet(int j)
{
    int bytes_wrote;
    int status, contador, contadorL;

    contador=2;          //bandera para verificar si se puedo abrir el socket remoto
    contadorL=2;          //bandera para verificar si se puedo abrir el socket local

    //Abre los sockets de los servidores
    if (tcp_open(&ActiveSocket,0,destIP,PORTR,NULL)==0){
        printf("\n No fue posible abrir el socket remoto ...\n");
        contador=1;      //si hubo error se cambia la bandera
    }
    if (tcp_open(&ActiveSocketL,0,destIPL,PORTL,NULL)==0){
        printf("\n No fue posible abrir el socket local ...\n");
        contadorL=1;
    }

    //Abre la conexion con el servidor local
    while(!sock_established(&ActiveSocketL) && sock_bytesready(&ActiveSocketL)==-1 && (contadorL!=1)) {
        OSTimeDlyHMSM(0,0,0,1);      //verifica la conexion cada ms
        contador++;
        if ( contador==2000){
            printf("\n Puerto local sin conexion...\n");
            sock_abort(&ActiveSocketL);
            printf("\n Abortando conexion local ...\n");
            contadorL=1;              //si hubo error se cambia la bandera
        }
    }

    //Si se puedo abrir los sockets y realizar la conexion, envia los datos
    if (contadorL != 1){
        bytes_wrote = sock_write(&ActiveSocketL, serialBuffer, (j+1) );
        sock_close(&ActiveSocketL);    //cierra el socket
        status = 1;
        contador = 0;

        //Espera a que se deshabilite el servicio
        while (status!=0){
            status=tcp_tick(&ActiveSocketL);
            OSTimeDlyHMSM(0,0,0,1);
            contadorL++;
            if (contador == 60){
                sock_abort(&ActiveSocketL);
                status = 0;
                contadorL = 0;
            }
        }
    }
}

```

Figura 5.39 Código para el envío de datos a los servidores

5.3 Conclusiones

En este capítulo se describieron los componentes que serán utilizados para la implementación de los diferentes elementos que conforman el sistema de e-Salud propuesto, como son: tarjeta PAN802154, tarjeta Rabbit RCM56000W y sensores de temperatura corporal (MLX90614), temperatura y humedad ambiental (SHT11) e iluminación ambiental (TSL2550).

Posteriormente, se presentaron los prototipos propuestos para validar la arquitectura de e-Salud. Se inició con la descripción del diseño, el cual se basó en los requerimientos de cada uno de los prototipos, a partir de estos requerimientos se propusieron los circuitos electrónicos necesarios concluyendo con el diagrama electrónico requerido para la implementación. Se continuó con la descripción de la máquina de estados de los nodos sensores y coordinador y el software desarrollado para la aplicación de cada uno de los elementos: WSN, ECG, sensor de temperatura corporal, coordinador WSN.

6 Implementación y resultados

En este capítulo se hace una descripción de la implementación de cada uno de los prototipos diseñados con el fin de probar la arquitectura propuesta, se describen las modificaciones y ajustes que se hicieron al diseño inicial de acuerdo a los resultados de la mediciones realizadas.

Adicionalmente se presentan los resultados obtenidos en la implementación de los prototipos, una vez que se realizaron los ajustes para el adecuado funcionamiento de los mismos. Por último, se concluye con las pruebas realizadas sobre la estructura del sistema de comunicación de la arquitectura de e-Salud propuesta, el cual consiste de los nodos sensores, WSN, puente y servidor local emulado por el software *Hercules SETUP utility*. Estas pruebas sirvieron para probar el funcionamiento parcial de la arquitectura propuesta, quedando pendiente el desarrollo del servidor local y servidor médico para poder probar de manera total la arquitectura de e-Salud propuesta en este trabajo de tesis

6.1 Implementación

6.1.1 ECG

La Figura 6.1 muestra el diagrama esquemático y la tarjeta impresa del ECG. Una vez que se armó la tarjeta impresa se pudieron realizar las primeras pruebas al ECG para verificar su funcionamiento. Para realizar las pruebas se utilizaron electrodos de succión reutilizables, ya que estos permiten conectar y desconectar al “sujeto bajo prueba” que en este caso es utilizado como paciente en las mismas, los electrodos se colocaron en las muñecas izquierda y derecha, así como en el lado izquierdo del abdomen (ver Figura 6.2).

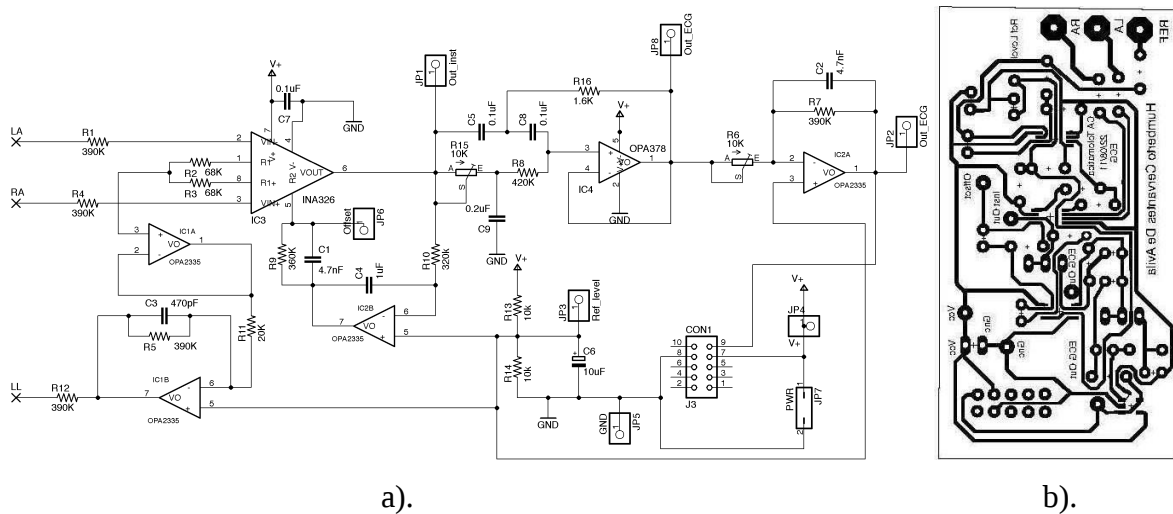


Figura 6.1 a).- Diagrama esquemático y b).- Tarjeta impresa del ECG



Figura 6.2 Colocación de los electrodos en el paciente

La Figura 6.3 muestra la primera medición realizada con la ayuda de un osciloscopio digital Tektronix modelo MSO2012, configurado para medir en el canal 1 una señal de DC, con una resolución de 500mv y una escala de tiempo de 200 ms. En esta figura se puede observar la señal típica de un ECG; sin embargo, esta señal contiene un nivel de ruido muy alto. Realizando mediciones con ayuda del osciloscopio, se pudo observar que el ruido se encuentra a una frecuencia de 60 Hz, este es inducido principalmente por las líneas de alimentación de las lámparas fluorescentes, o por las mismas lámparas del laboratorio de Telemática, ya que al apagarlas, el ruido reducía

drásticamente su amplitud. Con el fin de verificar el funcionamiento del filtro *notch*, encargado de eliminar dicha frecuencia, se caracterizó su respuesta alimentando una señal sinusoidal de 4mVpp y 100mV de CD a la entrada del ECG, para ello se utilizó un generador de funciones y forma de onda arbitraria marca Rigol.

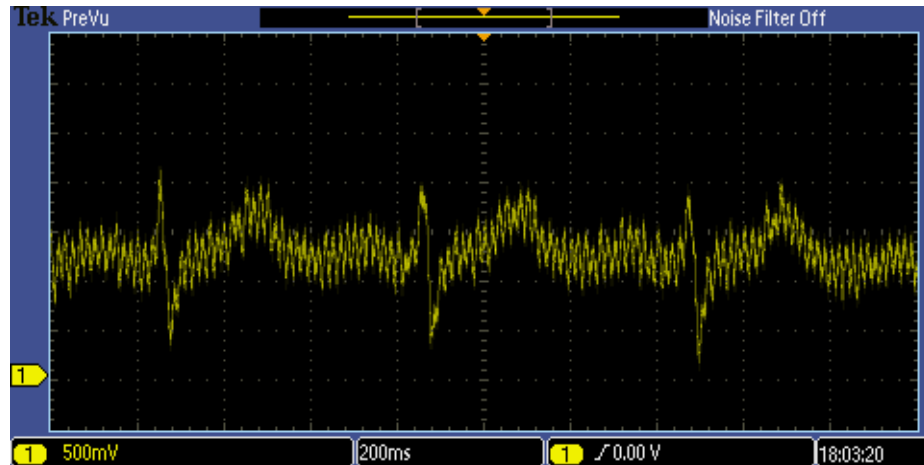


Figura 6.3 Señal de salida del ECG antes de ajustar el filtro *notch*

Haciendo un barrido en frecuencia cercano a los 60 Hz, se encontró que la frecuencia de corte del filtro *notch* era de 57 Hz y no de 60 Hz como se había calculado. Se procedió a variar la resistencia R_{15} , que de acuerdo a [82], permite variar la frecuencia de corte del filtro; sin embargo, no fue posible acercarse a los 60Hz ya que la variación era mínima antes de que el filtro se pusiera oscilar. Se realizaron pruebas con un filtro notch armado en una tablilla de desarrollo (protoboard) y se obtuvieron nuevos valores para $R_{16} = 1.39K$, $R_8 = 420 K$ y potenciómetro $R_{15} = 1.9 K$. Se colocaron estos nuevos valores en el ECG, sin embargo, no hubo un cambio sustancial, por lo cual se volvió a medir la frecuencia de corte y en este caso se observó que la frecuencia era de 62Hz. Se trató nuevamente de ajustar la frecuencia a través de R_{16} , pero no se obtuvieron buenos resultados.

Se colocaron potenciómetros en las otras dos resistencias del filtro *notch*, con el fin de poder ajustar la frecuencia central y se observó que la resistencia de realimentación (R_{15}) permite también ajustar la frecuencia central del filtro, por lo cual se procedió a cambiar en la tarjeta impresa la resistencia R_{15} por un potenciómetro de 10 K Ω , con lo que el diagrama final del ECG es el mostrado en la Figura 6.4. Se introdujo nuevamente al ECG la señal sinusoidal de 60Hz con amplitud de 4mVpp y 100mV de DC y se ajustó el filtro *notch*

hasta lograr atenuar al máximo esta frecuencia, una vez que se observó la máxima atenuación se realizó un barrido con incrementos de 0.01Hz para garantizar que la máxima atenuación fuese a 60Hz, si no era así, se volvían a reajustar ambos potenciómetros. Este procedimiento se realizó hasta lograr ajustar el filtro *notch* a 60 Hz.

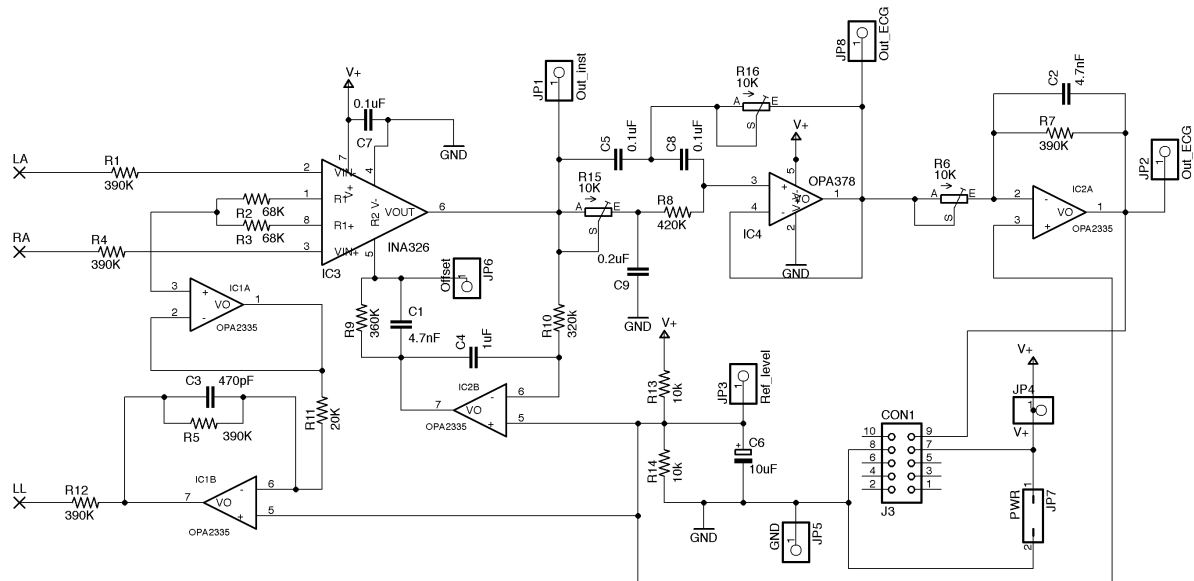


Figura 6.4 Diagrama esquemático final del ECG

Ya que se ajustó la frecuencia de corte del filtro *notch*, se realizó nuevamente la medición de la señal de salida del ECG. En la Figura 6.5 se muestra la salida del ECG vista en el osciloscopio, el canal 1 (señal amarilla) muestra la salida del amplificador de instrumentación, se observa que esta señal se encuentra inmersa en ruido, debido a que la señal no está limitada en banda ya que es obtenida antes de los filtros a la salida del amplificador de instrumentación. El canal 2 (señal azul) es la salida del ECG obtenida después de ajustar el filtro *notch*, se observa una disminución significativa de ruido de 60 Hz respecto a la obtenida antes de ajustar el filtro *notch* (ver Figura 6.3); sin embargo, el ruido de 60Hz sigue siendo visible.

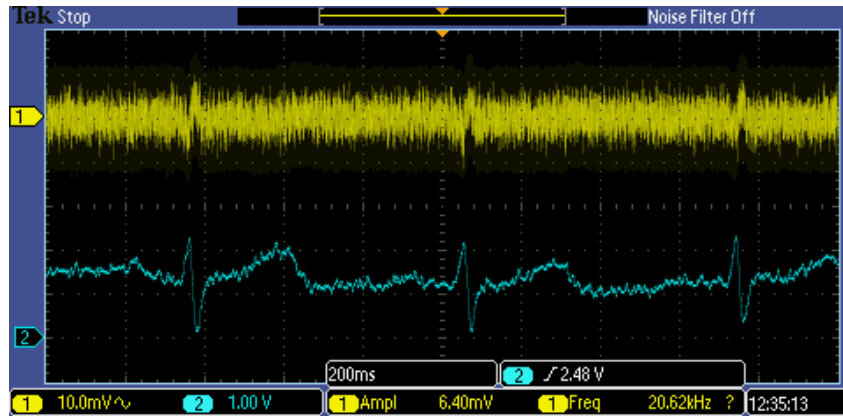
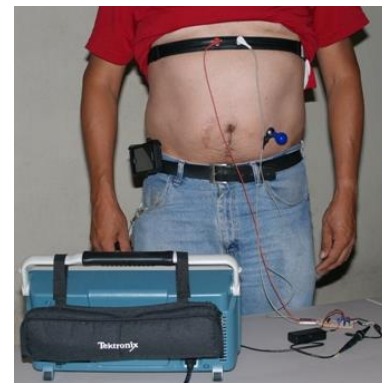


Figura 6.5 Señal del ECG con electrodos de succión y filtro ajustado

Se decidió probar con una banda de un pulsímetro deportivo, el cual tiene dos electrodos de tela conductiva que se colocan en el pecho (ver Figura 6.6 a), para el electrodo de referencia se utilizó nuevamente un electrodo de succión colocado en la parte izquierda del abdomen como se muestra en la Figura 6.6 b. La señal de salida del ECG obtenida utilizando la banda es mostrada en la Figura 6.7. En esta figura se observa una señal a la salida del amplificador de instrumentación (canal 1) con menor ruido de altas frecuencias, pero un ruido de baja frecuencia que sigue enmascarando la señal del ECG; sin embargo, la señal de salida del ECG (canal 2) se observa prácticamente limpia sin el ruido de 60Hz que se observa en la Figura 6.5, por este motivo se decidió utilizar la banda para la implementación del ECG, aunado a que esta permite una mayor comodidad al paciente al no tener que traer pegados al cuerpo dos electrodos.



a).



b).

Figura 6.6 a). Banda de pulsímetro b). Colocación de la banda en el paciente

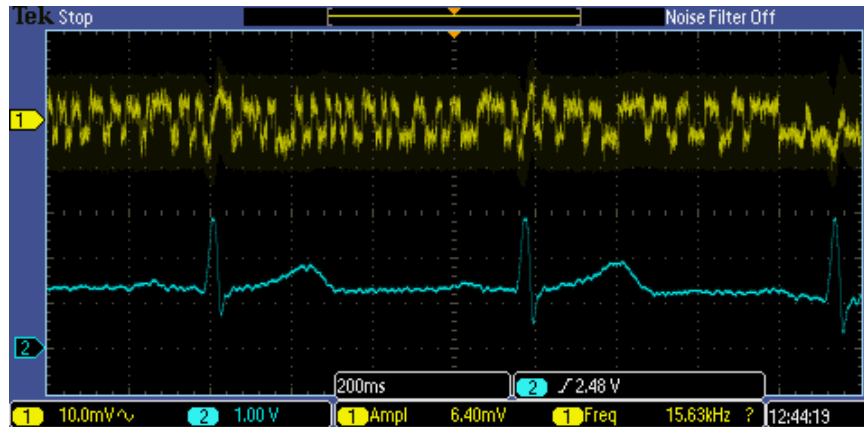


Figura 6.7 Señal del ECG con banda de pulsímetro

Una vez que se ajustó correctamente el ECG y que se decidió utilizar la banda del pulsímetro, se procedió a interconectarlo a la tarjeta PAN802154 para poder transmitir la señal digitalizada al coordinador. Para este fin se conectó la salida del ECG al pin J3-9 (canal cero del ADC), se conectó la alimentación a los pines J3-7 y J3-8 (Vcc y GND respectivamente) y se colocó un puente en los pines J4-3 y J4-4 con el fin de proporcionar la referencia a Vcc necesaria para el funcionamiento del ADC. Lo anterior es mostrado en la Figura 6.8, en la cual se muestra también la primera propuesta de caja para confinar el ECG y el nodo sensor, junto con el porta baterías utilizado para las pruebas.



Figura 6.8 Interconexión del ECG con el nodo sensor

Como se puede observar en la Figura 6.8, la envolvente y el porta baterías del ECG son muy voluminosos para que pueda ser llevado puesto por el paciente, por lo cual se buscó otra opción para cambiar las baterías AA por baterías de dimensiones más pequeñas al igual que la envolvente utilizada. Se seleccionó una batería de litio CR2 cuyas

características son: 3.0 V, 800 mAh, temperatura de operación de -40° C a 60° C, 11 gramos de peso y 5.2 cm³ de dimensión (2.7H x 1.56D cm).

Para la envoltente se utilizó una cartera de plástico con lamina de aluminio con dimensiones de 11 x 7.5 x 2 cm, la cual está diseñada para ser utilizada con el fin almacenar tarjetas de crédito. Las dimensiones de esta envoltente permitieron aprovechar los conectores hembra con que cuenta la banda del pulsímetro, con el fin de utilizarlos para fijar el ECG a la misma. Para ello se realizó un impreso, que fue pegado a la envoltente y en el que se colocaron dos conectores macho obtenidos de electrodos desechables comerciales, estos conectores fueron soldados al circuito impreso. Se hicieron dos perforaciones a la envoltente y se introdujeron los cables correspondientes, los cuales fueron soldados a las entradas de LA y RA (ver Figura 6.9 a). Dentro de la envoltente se colocó la batería, la tarjeta PAN802154 y el ECG, como se muestra en la Figura 6.9 b).



a).



b).

Figura 6.9 Implementación final del ECG

6.1.2 Medidor de temperatura corporal

Como se mencionó anteriormente para el medidor de temperatura corporal se utilizó un medidor IR MLX90614, el cual se coloca en el oído externo con el fin de medir la temperatura interna de la cavidad auditiva. Para la implementación de este medidor se montó el sensor en la placa de circuito impreso que se diseñó, el sensor se interconectó a través de un cable a la tarjeta PAN802154, a la cual se le cargo el software desarrollado para el medidor de temperatura corporal. La tarjeta y la batería se colocaron dentro de una envoltente de plástico como se muestra en la Figura 6.10.

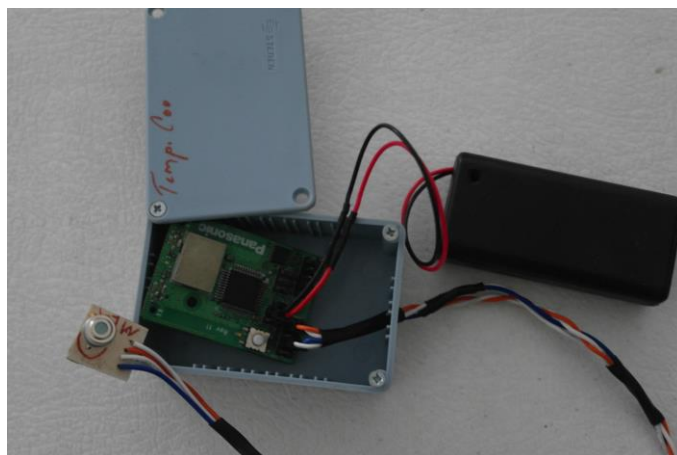


Figura 6.10 Implementación del medidor de temperatura

La Figura 6.11 muestra las señales generadas para la medición de la temperatura objeto, en el canal 1 se muestra la señal de reloj (SCL) y el canal 2 los datos (SDA). La temperatura que se midió en esta prueba fue la temperatura del medio ambiente. En la figura se observa el protocolo SMBus, en cual se envía primero la SA (0x00 para este sensor), luego le sigue el ACK, el comando (lectura de la temperatura objeto 0x07 ver Tabla 5.1) y por último, la SA pero ahora con RD=1 (indicando lectura). El sensor envía primero el octeto menos significativo (0x2C), seguido por el octeto más significativo (0x39) y por último el CRC (0xF4), se envía el ACK = 1 (indicando fin de transmisión) y por último la señal de paro.

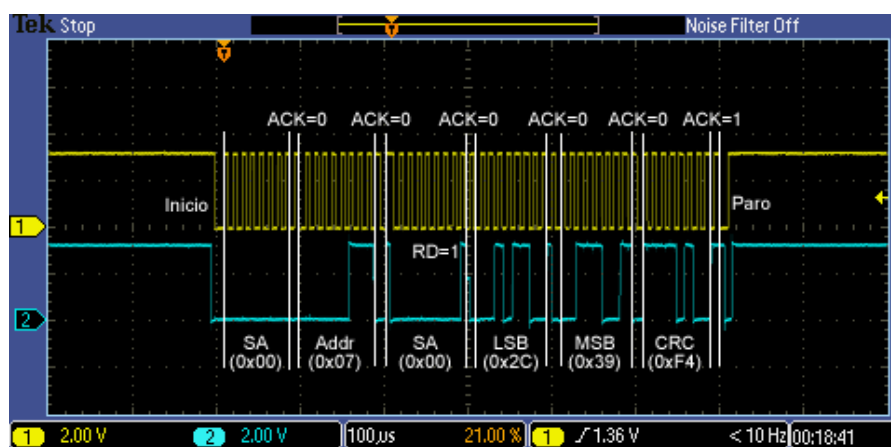


Figura 6.11 Comunicación SMBus del sensor MLX90614

Al realizar las primeras pruebas de medición de la temperatura corporal con el sensor IR, se observó que este daba inicialmente valores muy altos de temperatura; sin embargo, con el paso del tiempo las lecturas obtenidas eran correctas ($\approx 36.7^\circ \text{C}$), por lo que

se hicieron pruebas de funcionamiento, estas pruebas consistieron en colocar el sensor en el oído externo y realizar mediciones tanto de la temperatura ambiente (del circuito) como de la temperatura objeto (temperatura corporal), cuando las mediciones se estabilizaban, se retiraba el sensor con el fin de que se “enfriara” a la temperatura ambiente, posteriormente se colocaba nuevamente el sensor y se realizaban otras mediciones. Los resultados son mostrados en la Figura 6.12, en la cual se observa picos de temperatura objeto, los cuales correspondían al momento de colocar el sensor que se encontraba a una temperatura ambiente.

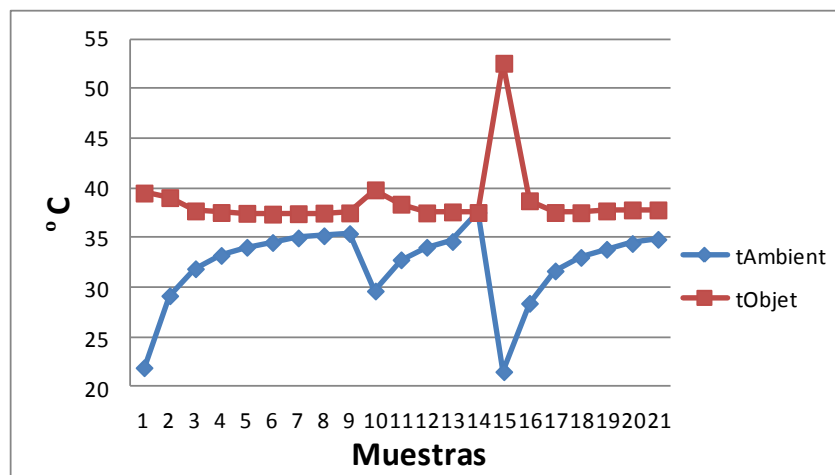


Figura 6.12 Error en la temperatura corporal debida a gradiente térmico

Se leyó cuidadosamente la hoja de datos del sensor y en esta se explica que la exactitud del sensor IR está garantizada cuando el mismo se encuentre bajo condiciones isotérmicas; esto es, no hay diferencias de temperatura a través del empaquetado del sensor. Por este motivo es necesario que la envolvente que se diseñe para colocar el sensor IR en el oído externo sea aislante de calor. Para colocar el sensor en el oído externo se moldeó un polímero biodegradable llamado policaprolactona (PLC), el cual fue colocado sobre el sensor y la tarjeta impresa para hacer una envolvente que permite una fácil colocación en oído, al mismo tiempo que evita que el sensor se mueva dentro de la cavidad auditiva, reduciendo lecturas erróneas por movimiento del sensor. El sensor y su colocación son mostrados en la Figura 6.13, en este punto, se tiene que mencionar que el cable utilizado para la conexión del sensor al nodo no es la mejor opción, ya que este es demasiado rígido. Al momento no se ha podido conseguir un cable de al menos cuatro

conductores que sea muy dúctil y que por lo tanto no sea tan molesto como el utilizado en las pruebas. Otro detalle a considerar es el tamaño de la envolvente, de la tarjeta y de la batería, ya que su tamaño puede ser mucho más pequeño que el utilizado.

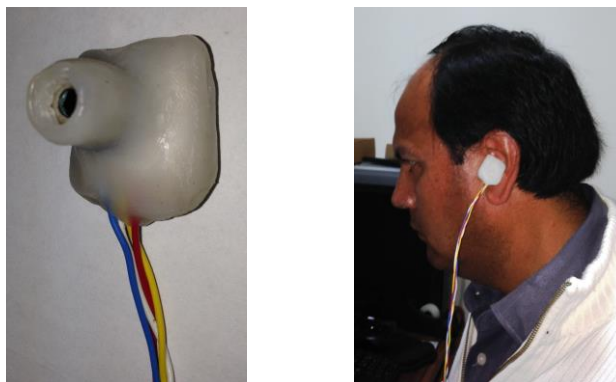
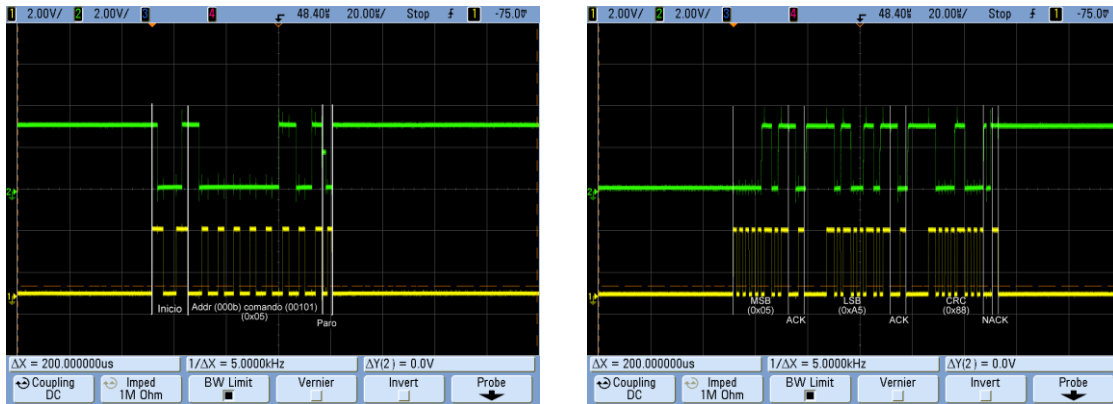


Figura 6.13 Sensor IR y su colocación en el paciente

6.1.3 Medidores de variables de contexto

Los sensores de variables ambientales pueden estar ubicados en cada una de las habitaciones que conforme la casa o edificio de cuidados donde se desea instalar el sistema; por lo que se colocó en la tarjeta desarrollada un conector hembra, el cual servirá para conectar esta tarjeta al módulo PAN802154. En el caso del puente IEEE802.154/Wi-Fi, los sensores ambientales serán colocados en la tarjeta PAN802154 la cual será utilizada como coordinador WSN. Una vez que se soldaron los sensores de humedad/temperatura (SHT11) e iluminación (TSL2550), se realizaron las primeras pruebas para comprobar su funcionamiento, para ello se creó un proyecto denominado *Demo no beacon (Coordinator)_SHT_TSL*, el cual utiliza el mismo software desarrollado para la aplicación del Puente. La Figura 6.14 a) muestra el mando enviado al sensor SHT11 para la medición de la humedad relativa, se observa la señal de inicio de transmisión y el comando 0x05 correspondiente a los tres bits de dirección (000b) y los cinco de comando (00101b, ver Tabla 5.3). Por su parte, en la Figura 6.14 b) se muestra los datos obtenidos de la medición (0x05A5) y el CRC (0x88), lo cual, utilizando la ecuación 5.3 corresponde a una humedad relativa de 48.88%.

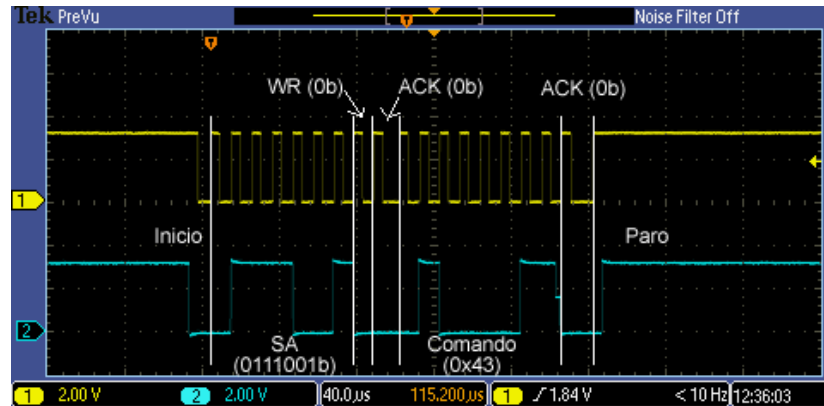


a).

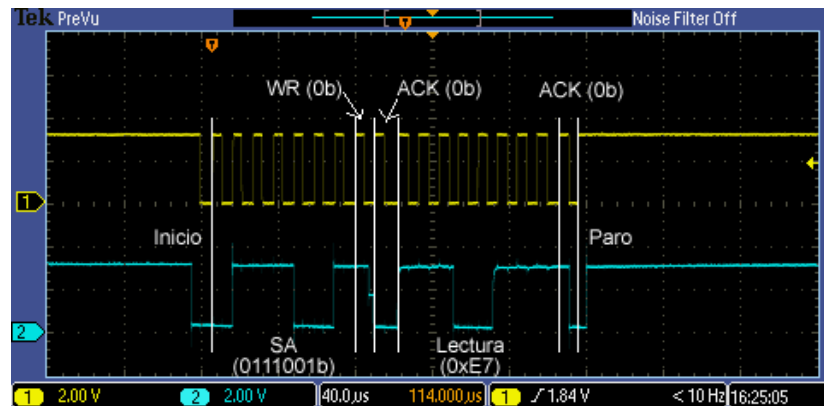
b).

Figura 6.14 Comunicación al sensor SHT11 a). Mando b). Lectura

La Figura 6.15 muestra el protocolo de comunicación del sensor de iluminación TSL2550, para poder leer un canal del sensor se requiere enviar un comando para indicarle al sensor que canal se desea leer, para posteriormente leer el dato de la medición. El comando está compuesto, como lo indica la Figura 5.12 a), por la escritura de la SA y la escritura del comando, con sus respectivos bit WR y ACK, mientras que la lectura se compone de la escritura de la SA, pero ahora con el bit Rd (1b), posteriormente el sensor enviará el valor medido en el canal indicado en el comando. La Figura 6.15 a), muestra las señales enviadas al TSL para indicar que se desea leer el canal cero (comando 0x43, ver Tabla 5.4), mientras que la Figura 6.15 b) muestra la comunicación entre el microcontrolador y el sensor. En este caso, el valor de la lectura del canal cero fue de 0xE7, que junto con la lectura del canal uno (0xB8, la cual no es mostrada en la figura) y la aplicación de la Tabla 5.5 y, las ecuaciones 5.4 y 5.5 dan como resultado una medición de 469.5 lumen.



a).



b).

Figura 6.15 Comunicación SMBus TSL2550. a). Escritura de comando b). Lectura de canal cero

La Figura 6.16 muestra la distribución de los sensores y la colocación de la tarjeta en el módulo PAN802154, en este caso se ilustra una alimentación por baterías, utilizada para realizar las pruebas de funcionamiento. Las baterías no son requeridas una vez que la tarjeta de sensores es colocada en el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, ya que tanto la tarjeta PAN80214 como la de sensores serán alimentadas directamente de la tarjeta Rabbit, que a su vez es alimentada a través de un eliminador de baterías.

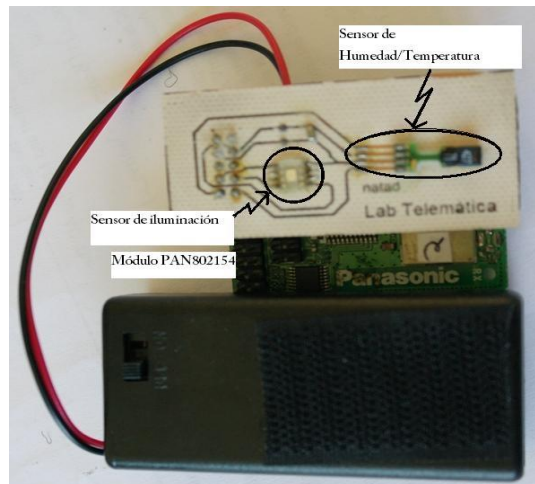


Figura 6.16 Tarjeta de sensores ambientales

6.1.4 Puente IEEE802.15.4/Wi-Fi

Una vez que se modificó la tarjeta PAN802154 con el fin de obtener las señales directamente de la UART, sin pasar por el manejador RS-232, se puede conectar la tarjeta PAN802154 programada como coordinador de la WSN con las aplicaciones para los sensores ambientales. La Figura 6.17 muestra la integración del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, en esta figura se observa que la tarjeta de los sensores ambientales es colocada en el conector J3 de la tarjeta PAN802154. La alimentación de la tarjeta PAN y los sensores es obtenida a través de los pines J2-17 (Vcc) y J2-18 (GND) de la tarjeta de interfaz Rabbit, mientras que la comunicación serie se realiza a través de un cable que une los pines J2-1 (Tx1) y J2-2 (Rx1) del PAN802154 a los pines J2-24 (Rx2) y J2-23 (Tx2), respectivamente en la tarjeta de interfaz Rabbit.



Figura 6.17 Integración del puente IEEE802.15.4/Wi-Fi

Una vez que se integró las diferentes tarjetas para implementar el puente y que se cargó el programa en la tarjeta Rabbit, se procedió a realizar las pruebas de funcionamiento. La primera prueba consistió en comprobar que los datos de la WSN llegaban a la tarjeta Rabbit, para este fin se utilizó el software de desarrollo Dynamic C, aprovechando el depurador del mismo, y el nodo sensor del ECG como fuente de datos. La Figura 6.18 muestra en la pantalla de la computadora los datos recibidos a través del puerto serie de la tarjeta Rabbit, en esta figura se observan los datos recibidos del ECG (para la prueba el ECG no estaba conectado a ningún paciente), se observa también dos letreros indicando que no fue posible abrir el socket remoto y local, esto es debido a que en esta prueba no se tenía habilitados los servidores.



Figura 6.18 Recepción de datos en la tarjeta Rabbit

6.2 Resultados

6.2.1 ECG

Para comprobar el adecuado funcionamiento del ECG se procedió a caracterizar su respuesta en frecuencia, para esto se utilizó nuevamente el generador de funciones y forma de onda arbitraria marca Rigol, éste se configuró para obtener una señal sinusoidal de

4mVpp y 100mV de DC. Se hizo un barrido de la señal sinusoidal desde una frecuencia de .01 hasta 170 Hz, la salida en el rango de frecuencia de 0.01 a 0.09 Hz no fue posible medirla ya que la salida estaba enmascarada por ruido. El incremento de frecuencia en cada paso fue el mostrado en la Tabla 6.1. La respuesta en frecuencia obtenida del ECG es la mostrada en la Figura 6.19. La ganancia máxima del ECG es 45.10 dB, por lo que el ancho de banda correspondiente a 3dB es de 0.7 a 100 Hz, este resultado indica que la frecuencia inferior está por encima de la frecuencia definida para el funcionamiento del ECG, por lo que se tendrá que ajustar esta frecuencia con el fin de no perder la señal de baja frecuencia.

Tabla 6.1 Incrementos de frecuencia para obtener la respuesta del ECG

Intervalo de Frecuencia (Hz)	Incremento (Hz)
0.01 a 0.09	0.01
0.1 a 1.0	0.1
1.0 a 10	1.0
10 a 50	10.0
50 a 70	1
70 a 170	10

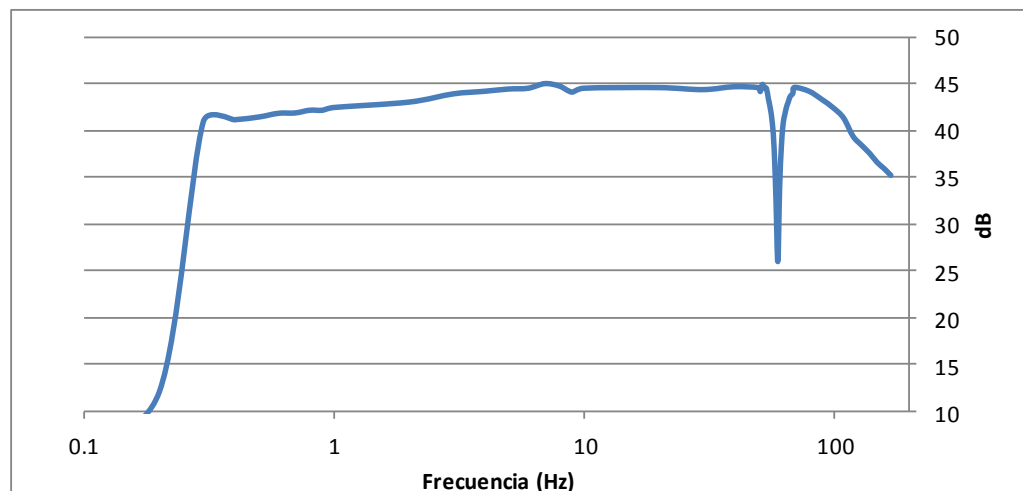


Figura 6.19 Respuesta en frecuencia del ECG

Para realizar las pruebas de comunicación, se conectó el coordinador de la WSN al puerto USB de una laptop a través de un adaptador serie-USB, se ejecutó el programa denominado la *HyperTerminal*, el cual se configuró para la comunicación con el puerto COM3, a 19200 baud, 8 bits de datos, sin paridad y un bit de parada. Para la prueba se generó un archivo de texto (*ECG_prueba.TXT*), mismo que fue importado a *Excel* para convertir los valores hexadecimales que se obtienen a decimal y posteriormente a su voltaje

equivalente. La Figura 6.20 muestra la gráfica obtenida a partir de 700 muestras de señal lo cual corresponde a una muestra de 2.8 segundos, en esta figura se puede observar que la señal de ECG que fue recibida por el nodo coordinador está prácticamente libre de ruido de 60 Hz, mejorando con esta implementación el resultado obtenido en la Figura 6.7, ya que los cables de la tarjeta del ECG a la banda fueron eliminados (a excepción del cable de referencia) como se puede observar en la Figura 6.21, la cual muestra el montaje final del ECG propuesto.

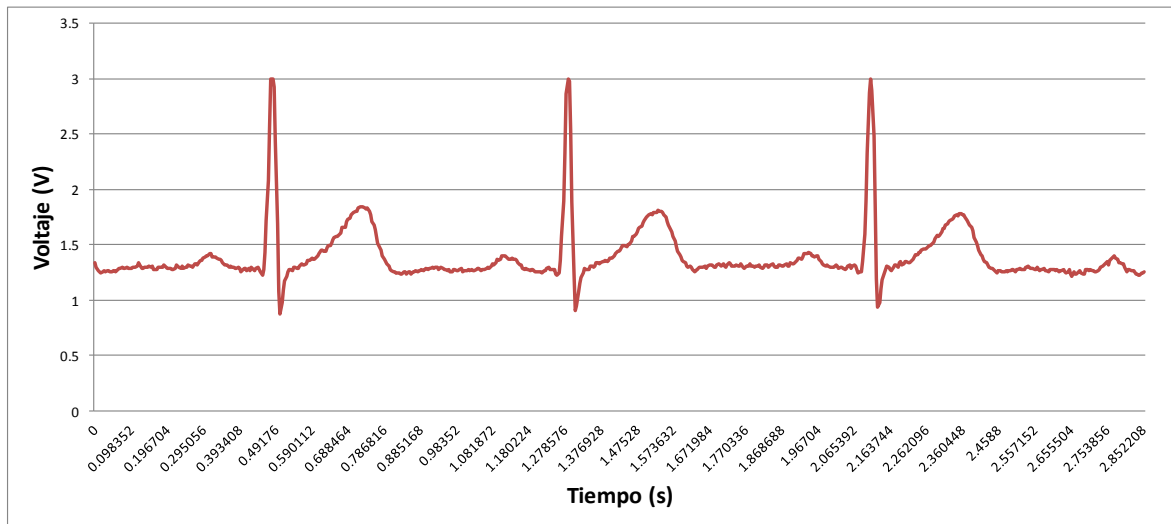


Figura 6.20 Gráfica de ECG obtenida de la prueba de comunicación en la WSN



Figura 6.21. Colocación final del ECG en el paciente

6.2.2 Medidor de temperatura corporal

Para comprobar el apropiado funcionamiento del medidor de temperatura corporal, se decidió comparar la temperatura medida a través del sensor MLX90614 colocado en el oído externo, con la medida obtenida de un termómetro comercial marca Exergen, modelo TAT-2000C, el cual también utiliza la medición IR para obtener la temperatura, con la diferencia de que este termómetro mide la temperatura en la arteria temporal ubicada en la parte anterior de la frente.

Para realizar las mediciones de temperatura con el termómetro TAT-2000C se siguieron las instrucciones señaladas en el instructivo. La temperatura se tomó a un paciente masculino, sano de 48 años de edad, durante cinco días consecutivos, en cuatro horarios diferentes (7:00, 12:00, 15:00 y 21:00 h) con una tolerancia de ± 5 min. Los resultados de las mediciones son mostradas en la Figura 6.22. En esta figura se puede observar que la temperatura corporal varía a lo largo del día, teniéndose la temperatura más baja por la mañana y la más alta por la tarde [86], [87] y [88]. La temperatura varía en función de la parte del cuerpo donde se realice la medición, la diferencia en personas sanas entre diferentes partes del cuerpo puede estar entre 0.2 a 1° C [89]. En la Figura 6.22 se observa que la medición de la temperatura del sensor MLX presenta una diferencia respecto al sensor TAT, debido a que la primera es tomada en el canal auditivo y la otra en la frente. La diferencia entre las temperaturas está entre 0.13 a 0.53° C, teniéndose una media de la diferencia de 0.38° C y una desviación estándar de 0.0924° C, lo cual indica que se tiene una baja dispersión respecto a la media. La correlación de ambas señales, obtenida a través de Excel 2007 es de 0.92, por lo cual se puede concluir que las mediciones realizadas con el sensor MLX90614 corresponden a la temperatura corporal, ya que las muestras de este están altamente correlacionadas con el sensor comercial TAT-2000C.

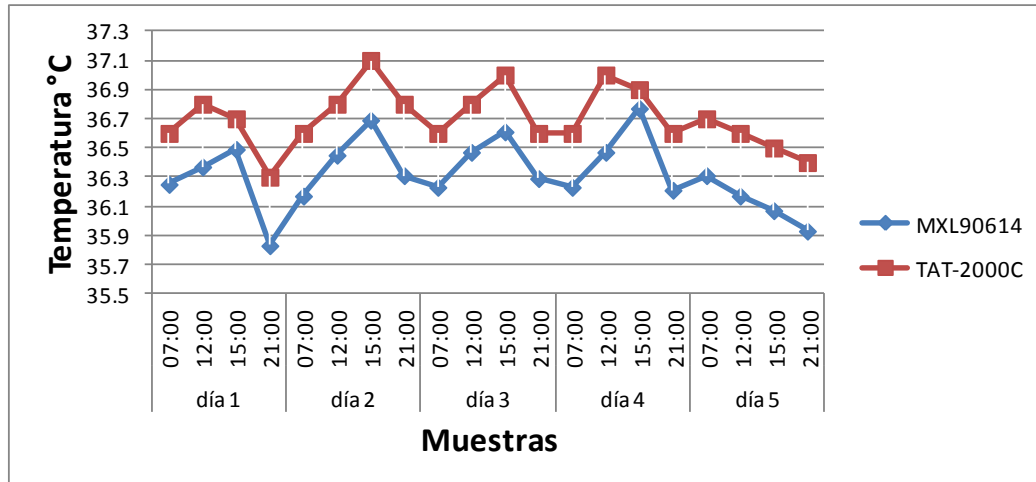


Figura 6.22 Comparación de la temperatura corporal

6.2.3 Puente IEEE802.15.4/Wi-Fi

Las pruebas del funcionamiento del puente se realizaron en el laboratorio de telemática. Para realizar estas pruebas se configuró una Laptop marca Toshiba como servidor médico, al servidor se le asignó la dirección IP fija 192.168.7.19 (ver Figura 6.23), debido a que esta dirección es la que se definió en el programa de la tarjeta Rabbit para el servidor médico. Tanto el servidor médico como el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi se conectó al AP denominado “FIADTELEMATICA”.

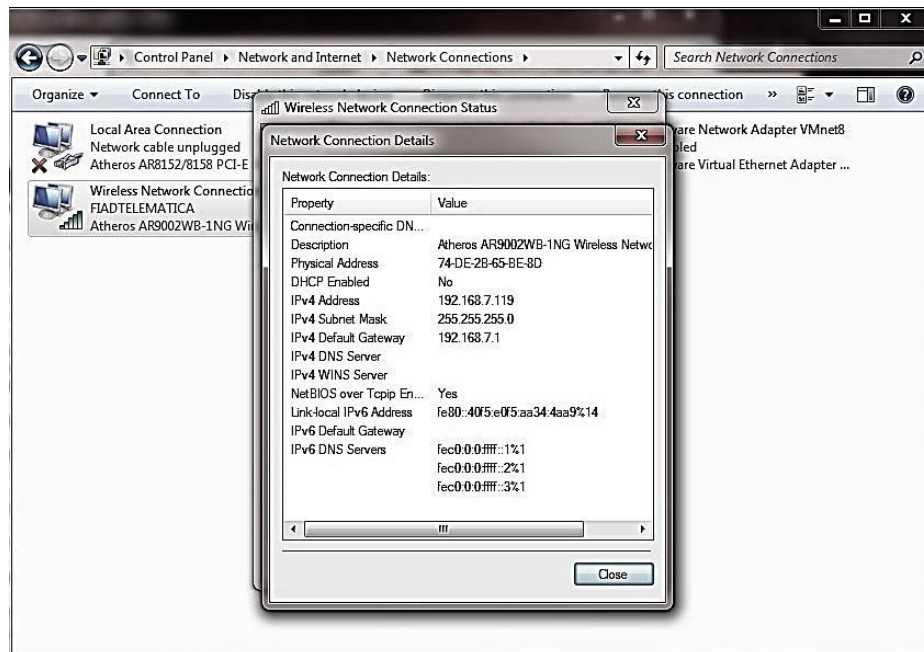


Figura 6.23 Dirección IP del servidor médico

Para las pruebas se utilizó el software denominado *Hercules SETUP utility*, el cual es una aplicación de software libre que permite habilitar una terminal la cual puede ser configurada como: serie, cliente TCP/IP, servidor TCP/IP o UDP. Para las pruebas se configuró en el software Hercules una terminal del tipo “*TCP/IP servidor*” asignándole el puerto 1234 (tal y como se definió en programa de la tarjeta Rabbit), a través de este puerto se realiza la comunicación puente – servidor médico. La Figura 6.24 muestra de manera esquemática la infraestructura utilizada para realizar la prueba de comunicación entre el nodo sensor (ECG) y el servidor médico, esta infraestructura está basada en la arquitectura propuesta.

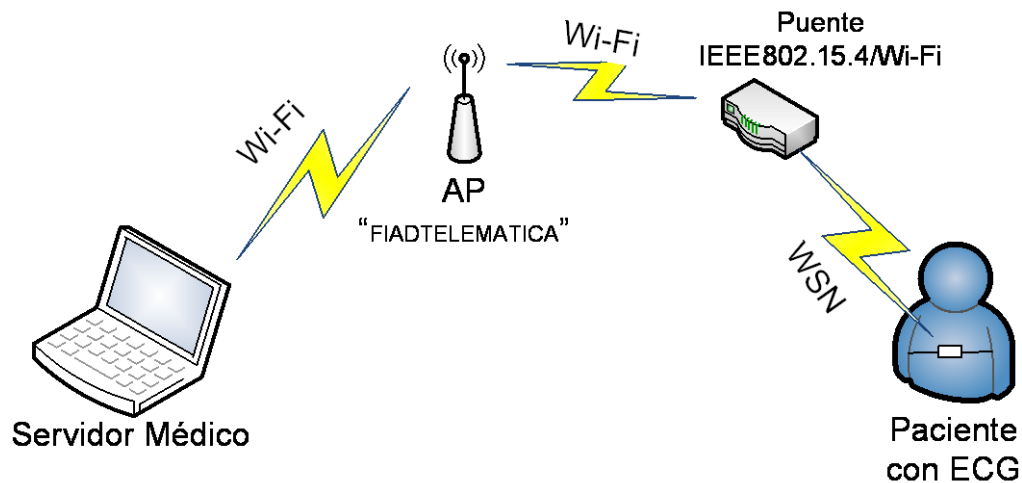


Figura 6.24 Infraestructura para prueba de funcionamiento de la arquitectura propuesta

Una vez que se configuró la terminal del servidor TCP/IP, se habilitó la “escucha” (*listen*) en la terminal con el fin de desplegar en pantalla los datos recibidos lo cual es mostrado en la Figura 6.25, los datos se despliegan en formato hexadecimal (cada octeto recibido por el servidor es mostrado dentro de un par de paréntesis), en esta figura se puede observar los códigos de inicio y fin de trama de datos (0x25 y 0x26 respectivamente), el encabezado del paquete de datos y la información, en este último caso, puesto que el ADC es de 10 bit, el octeto parte alta del ECG estará en el rango de 0x00 a 0x03, por lo que es fácil identificar los datos de la señal del ECG. En la Figura 6.26, se muestra la gráfica de la señal recibida en el servidor médico, esta fue obtenida transcribiendo los datos recibidos en la Figura 6.25 a una hoja de Excel 2007 en donde se convirtieron a valor decimal y posteriormente a voltaje. En la figura se observa que los datos recibidos representan la

señal típica de un ECG, por lo que se puede concluir que se cumple el objetivo de demostrar el funcionamiento de la arquitectura propuesta a través de los datos tabulares.

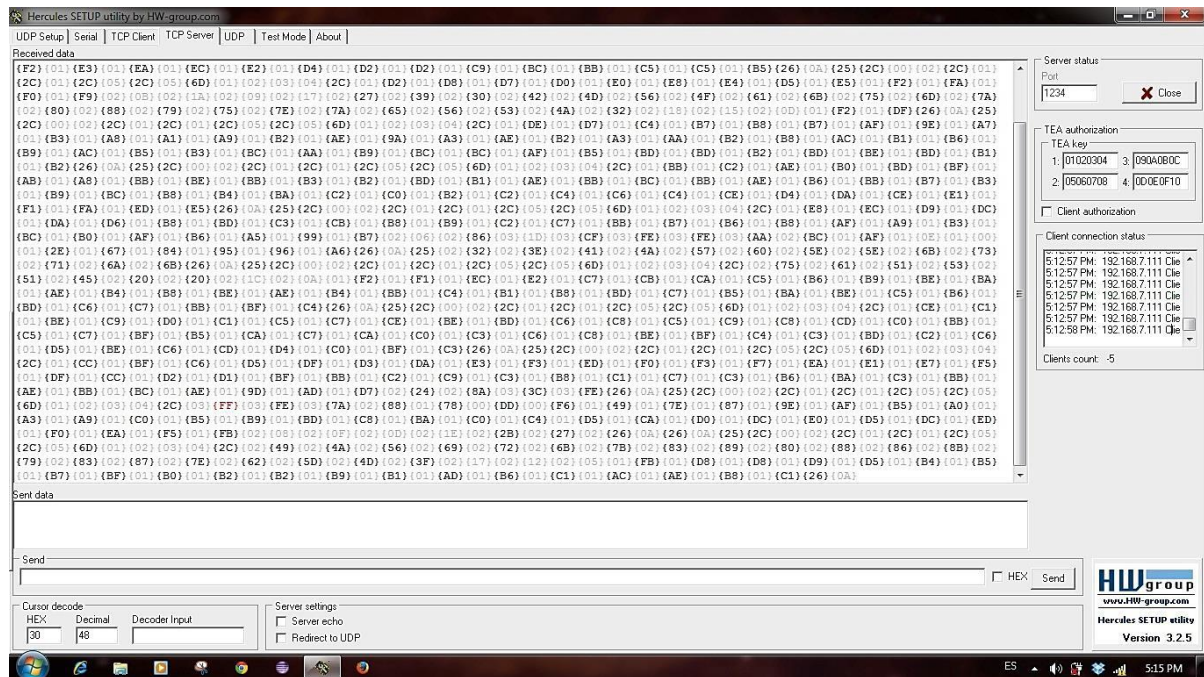


Figura 6.25 Datos recibidos en el servidor médico

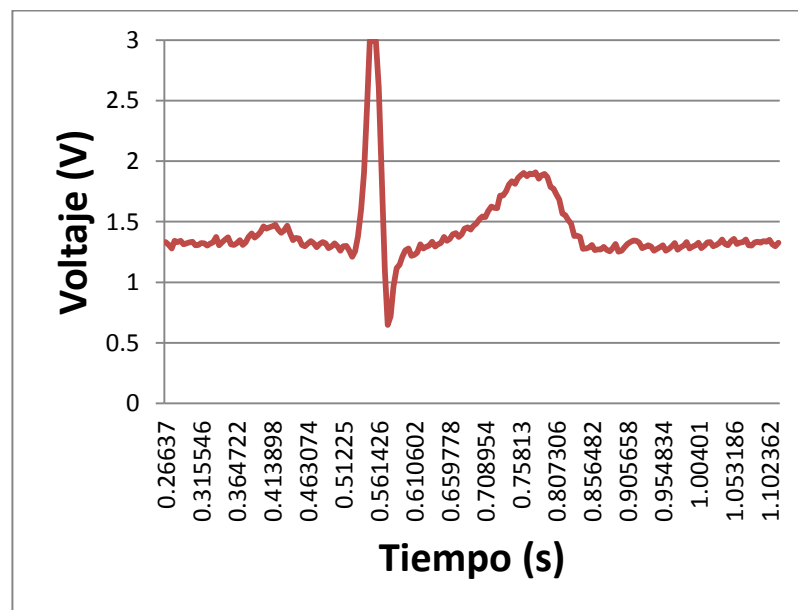


Figura 6.26 Señal de ECG recibida en el servidor médico

6.3 Conclusiones

En este capítulo se describió la implementación de los diferentes elementos requeridos por la arquitectura de e-Salud propuesta, como son nodos sensores, WSN y puente IEEE802.15.4/Wi-Fi. Se mostraron las diferentes pruebas y mediciones realizadas a cada uno de los prototipos, los ajustes necesarios para el adecuado funcionamiento de los prototipos y las propuestas de contenedores y envoltorios requeridos para que los prototipos puedan ser colocados sobre los pacientes a monitorizar.

Por último se presentó la implementación final de los prototipos y los resultados obtenidos de las pruebas realizadas, lo cual valida el funcionamiento del sistema de comunicación de la arquitectura de e-Salud propuesta, quedando pendiente por implementar los servidores local y médico.

7 Conclusiones

En el presente trabajo de tesis se hace la propuesta de una arquitectura de e-Salud basada en seis componentes con el fin de dar respuesta a la primera pregunta de investigación *¿Qué elementos debe incluir una arquitectura de e-Salud que permita la monitorización de pacientes realizando actividades cotidianas?* Los componentes necesarios son: nodos sensores (colocados en los pacientes), red inalámbrica de sensores (WSN), puente WSN/Wi-Fi, punto de acceso (AP), servidor local y servidor médico. Los nodos sensores miden las variables fisiológicas que se desean monitorizar, los pacientes portan los nodos sensores, estos establecen la WSN con el nodo concentrador ubicado en el puente WSN/Wi-Fi. El puente WSN/Wi-Fi realiza la interfaz entre la WSN y la red Wi-Fi, para lo cual se conecta al AP, una vez conectado al AP abre un par de puertos TCP/IP para comunicarse con el servidor local y el servidor médico. El servidor local es utilizado para configurar los sensores, proporciona una interfaz gráfica y audible del estado de los pacientes. El servidor médico mantiene los archivos electrónicos de los pacientes y provee diferentes servicios a los usuarios, médicos y personal de salud, con el fin de que estos puedan observar el estado de los pacientes, configurar los nodos sensores, enviar notificaciones, activar alertas, entre otros.

De la revisión del estado de arte se determinó que hay varias propuestas en esta área (todas ellas en desarrollo); sin embargo, la mayoría utilizan como medio de comunicación al servidor médico alguna forma de comunicación a través de la red de telefonía celular, lo cual en el caso de México resulta poco atractivo por el costo que representa este servicio. Por su parte, las propuestas que contemplan la interconexión a Internet a través de Wi-Fi,

utilizan como concentrador de datos del paciente una PocketPC o PDA para realizar la interfaz de la WSN a Wi-Fi, lo cual eleva el costo del sistema. Por lo anterior, la arquitectura propuesta en este trabajo presenta un beneficio económico, ya que se propone utilizar tecnología que actualmente se encuentra disponible en el hogar (Internet inalámbrico), pero sobre todo la implementación del puente WSN/Wi-Fi, el cual es compartido por todos los pacientes en el área de cobertura.

Para dar respuesta a la segunda pregunta de investigación, en la cual se cuestiona acerca de la tecnología para la WSN más apropiada para la monitorización de pacientes en actividades cotidianas, se realizó una revisión de las tecnologías disponibles actualmente para implementar una WSN. De esta revisión, se concluyó que la mejor tecnología para la WSN es el estándar IEEE802.15.4, debido a que ésta presenta mucho menor consumo de energía comparada a las tecnologías UWB y Wi-Fi, lo que posibilita alimentar a los nodos sensores a través de baterías permitiendo la movilidad del paciente. Este estándar presenta también una mejor SNR, lo que permite recibir a una menor potencia manteniendo la misma BER, lo que se traduce ya sea en una distancia de enlace mayor o transmisión a menor potencia. Así mismo el tamaño de la pila (stack) es muy compacto, posibilitando la utilización de microcontroladores más limitados en términos de memoria.

A la pregunta de investigación ¿Cómo dar seguimiento al estado de salud de pacientes, mediante la recolección de sus signos vitales con una WSN, considerando los recursos limitados que los nodos ofrecen?, la respuesta es esta tesis. Para ello se implementó un nodo sensor ECG, que de acuerdo a las tablas 3.5 y 4.2 se presentan los mayores requerimientos respecto a ancho de banda y número de bits. La frecuencia máxima de un ECG para monitorización es de 100Hz [77] por lo que de acuerdo a Nyquist la frecuencia mínima de muestreo debe ser 200Hz, de las pruebas realizadas a los nodos sensores, basados en las tarjetas PAN802145 y trabajando con la pila IEEE802.15.4, se observó un periodo máximo de muestreo de 4 ms, o lo que es lo mismo, una frecuencia máxima de muestreo de 250 Hz, por lo cual se puede concluir que la WSN implementada puede responder a la señal fisiológica con mayores requerimientos; esto es, el ECG. Así mismo de las pruebas realizadas, se observó que la señal recibida en el servidor médico corresponde a la señal típica de un ECG en un paciente sano.

La integración de diferentes sensores en la WSN para crear un sistema de e-Salud, se basó en la habilidad que tiene este tipo de redes para auto configurarse, lo único que se tiene es la necesidad de crear la aplicación específica para la medición de la variable fisiológica requerida; esto es la resolución, tiempo de muestreo, velocidad de datos requerida o si la variables es analógica o digital. Una vez que se tiene la aplicación desarrollada sobre la pila IEEE802.15.4, se agrega el nodo sensor a la WSN a través del escaneo de cada uno de los canales, enviando una solicitud de asociación, la cual es recibida por cada uno de los concentradores en los diferentes puentes IEEE802.15.4/Wi-Fi que la infraestructura tenga. Esto permite que el nodo seleccione el concentrador que presente mayor potencia, para asociarse a él y poder enviar la información a través del puente al servidor local y servidor remoto. La asignación de un nodo sensor a un paciente particular se tendrá que hacer, ya sea a través del servidor local o servidor médico, para lo cual se asociará la dirección PAN del nodo sensor al paciente que lo portará.

7.1 Cumplimiento de los objetivos

Para dar cumplimiento al objetivo general de la tesis, se dio cumplimiento a los objetivos específico de la siguiente forma:

- 1 Se instrumentaron los nodos sensores para la medición de las variables fisiológicas de temperatura corporal y electrocardiograma, considerando los requerimientos que estas variables tienen. Se comprobó el funcionamiento del sensor de temperatura corporal, comparando las mediciones obtenidas sobre un paciente sano por el nodo sensor implementado, el cual se basó en un sensor IR, contra las obtenidas por un termómetro IR comercial, dando como resultado una alta correlación entre las mediciones realizadas, lo cual permitió concluir que el funcionamiento del nodo sensor de temperatura corporal fue apropiado, la diferencia fue un desbalance entre las muestras, debido a que las temperaturas fueron tomadas en diferentes partes del cuerpo (respectivamente oído externo y frente).

En el caso del ECG, al no tener la posibilidad de contar con un simulador de ECG no fue posible comparar la señal de introducida al nodo sensor ECG con la señal recibida en el servidor médico; sin embargo, la señal obtenida una vez transmitida a

través de Internet en el servidor médico correspondió a la señal típica de un ECG en un paciente sano.

- 2 Se instrumentaron los sensores de contexto que permiten realizar las mediciones de temperatura, humedad e iluminación ambiental, para ello se diseñó una tarjeta de sensores ambientales, la cual se conecta al nodo sensor a través del conector J3 del mismo. Esta tarjeta se instaló en el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, con el fin de monitorizar las variables ambientales del espacio donde éste se encuentre instalado. Así mismo, se hizo la prueba considerando como un nodo sensor dentro de la WSN, con el fin de poder monitorizar habitaciones en las cuales no se tenga el puente, ya que la cobertura de éste es mayor al de una habitación típica, requiriéndose por lo tanto conocer las variables de contexto de las demás habitaciones. En este caso, no se contó con medidores de temperatura, humedad e iluminación ambientales con los cuales se pudieran hacer las comparaciones respectivas. Sin embargo, los sensores utilizados están calibrados de fábrica por lo que se puede inferir que los valores obtenidos son válidos, aunado a que estas variables no son críticas para el sistema de e-Salud, ya que su función es únicamente de conocer el contexto en que se encuentra el paciente.
- 3 Se instrumentó el puente IEEE 802.15.4/Wi-Fi, a través del nodo concentrador de la WSN, el cual fue empotrado en la tarjeta Rabbit para poder proveer la interfaz requerida por la WSN, con el fin de poder enviar la información de los pacientes a través de Internet, a los servidores local y remoto, para que la misma sea accesible desde cualquier lugar del mundo que tenga acceso a Internet. Se realizaron las pruebas de funcionamiento habilitando un nodo sensor para el ECG y otro para temperatura corporal, éstos fueron colocados en un paciente sano; así mismo, se midió las tres variables de contexto (temperatura, humedad e iluminación ambiental) a través del nodo colocado en el puente IEEE 802.15.4/Wi-Fi. La información de las variables del paciente y de contexto fueron recibidas correctamente en la computadora que estaba actuando como servidor local.
- 4 Se instrumentó una WSN a través del estándar IEEE 802.15.4, para lo cual se utilizaron como nodos sensores las tarjetas PAN802154 y la pila IEEE802.15.4 desarrollado por Freescale ®. Para la implementación de la WSN se utilizaron las plantillas generadas por el software BeeKit denominadas “*Demo no beacon*

(Coordinator)” y “Demo no beacon (End Device)”, sobre las cuales se desarrollaron las aplicaciones del ECG, temperatura corporal, variables ambientales y coordinador WSN, en el último caso se incluyó también la aplicación de variables ambientales con el fin de poder realizar las mediciones en el puente.

- 5 Para realizar las pruebas de comunicación entre los nodos sensores y el servidor médico o local, y por lo tanto comprobar el funcionamiento de la arquitectura propuesta se utilizó el programa *Hercules SETUP utility*, el cual fue configurado como servidor TCP/IP.

Una vez cumplidos los objetivos específicos se comprobó el objetivo general de la tesis, para lo cual, se evaluó el funcionamiento de los diferentes elementos diseñados e implementados correspondientes a la arquitectura de e-Salud propuesta. Para ello, se utilizaron los nodos sensores del ECG y temperatura corporal, los cuales fueron portados por un paciente sano. Las mediciones fueron realizadas habilitando la WSN, la cual hizo uso de la infraestructura que se instaló en el Laboratorio de Telemática, ubicado en el segundo piso del edificio E-45 de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño de la Universidad Autónoma de Baja California. Esta infraestructura consistió en el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi, el AP y el servidor local simulado a través del software libre *Hercules SETUP utility*. De las pruebas realizadas, se comprobó que el paciente puede estar realizando sus actividades mientras el sistema monitoriza sus parámetros fisiológicos, siempre y cuando, esté en el área de cobertura del puente. Las mediciones realizadas en el servidor médico fueron las correspondientes a la señales medidas por lo sensores, por lo cual se concluye que la arquitectura propuesta da respuesta al objetivo de la tesis.

7.2 Aportaciones

La principal aportación del presente trabajo de tesis es proveer de una arquitectura de e-Salud que permite crear una infraestructura de bajo costo que pueda implementarse ya sea en el hogar o residencia de cuidados, con el único requerimiento de contar con acceso a Internet vía Wi-Fi.

Esta arquitectura ya está dando sus primeros frutos para el Cuerpo Académico (CA) de Telemática, ya que ha permitido desarrollar un proyecto con la industria privada a través de apoyo CONACyT, dentro del proyecto denominado “Guardian System: Sistema de

Monitoreo de Salud para Adultos Mayores” que fue desarrollado por el CA y Serena Senior Care, S.A. DE C.V. El sistema desarrollado consistió en una pulsera que realiza la medición de la temperatura corporal, detecta caídas y que contiene un botón de pánico, la cual utiliza el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi con el fin de transmitir los datos a un servidor local y a un servidor remoto. El sistema fue probado utilizando dos pulseras las cuales fueron portadas por dos adultos mayores que viven en la Casa Harmony.

7.3 Trabajo futuro

Con la implementación del sistema de e-Salud propuesto, se ha probado la factibilidad de monitorizar pacientes que realizan actividades “cotidianas” de manera remota mediante la arquitectura propuesta. Sin embargo, existen áreas en las cuales se requiere realizar más trabajo con el fin de implementar al 100% la arquitectura propuesta o mejorar los prototipos desarrollados. El trabajo futuro propuesto es el siguiente:

- 1 En el caso del ECG, utilizar tela conductora (como la utilizada en la banda) con el fin de hacer los tres electrodos con este material, garantizando una mayor inmunidad al ruido de 60 Hz y permitiendo la elaboración de una especie de chaleco que contenga una “bolsa” que garantice que el nodo sensor permanezca portado por el paciente sin importar la actividad que éste realice.
- 2 Para el nodo sensor de temperatura corporal, cambiar el tipo de cable por uno más flexible y buscar cómo fijar el sensor de tal forma que se permita el libre movimiento de la cabeza sin que éste se mueva del oído externo.
- 3 Comprobar de manera práctica el tamaño de paquete propuesto en [84] con el fin de validar el tamaño óptimo del mismo.
- 4 Utilizar tecnología de tercera o cuarta generación de Freescale® para implementar los nodos sensores, esto con el fin de tener mayor capacidad de cómputo y una reducción en el número de componentes requeridos para la implementación del mismo, o evaluar tecnología de otros fabricantes como Texas Instruments o Xbee.
- 5 Instrumentar los nodos sensores para otras variables fisiológicas como son: frecuencia respiratoria, SaO₂, ritmo cardíaco, respuesta galvánica de la piel, glucosa en la sangre y presión sanguínea, para estos dos últimos casos buscar métodos no invasivos.

- 6 Instrumentar otras variables de contexto; a través de un acelerómetro, con el fin de monitorizar qué actividad están realizando los pacientes: caminar, correr, permanecer acostado, sufrir caída, etc.
- 7 Implementar el puente IEEE802.15.4/Wi-Fi a través de la utilización de una tarjeta Wi-Fi en lugar del Rabbit con el fin de reducir costos.
- 8 Desarrollar el servidor local y médico haciendo uso del sistema multicapa propuesto por Arturo J. LaFlor Hernández en [90].
- 9 Implementar el mecanismo de Hand-Off/Hand-On basado en el trabajo realizado por José Rafael Muñoz Ortiz [91].

7.4 Publicaciones

Una parte importante del trabajo lo constituyen las publicaciones realizadas a lo largo del presente proyecto, el listado de las mismas es el siguiente.

7.4.1 Publicación en revistas

- 1 H. Cervantes, J. I. Nieto, J. de D. Sánchez, M. E. Martínez y A. Hawa, “Arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores”, *Difu100ci@*, pp 54-61, Vol. 6, No.2, septiembre-diciembre 2012. ISSN 2007-3585
- 2 H. Cervantes-Ávila, J. I. Nieto-Hipólito, O. Sergiyenko, M. E. Martínez-Rosas, V.R. Velázquez-Mejía “Development and Evaluation of an Architecture of Wireless Sensors Network for e-health: partial results”. *PAHCE 2010*, Rio de Janeiro, Brazil. ISBN: 978-1-61284-918-8, IEEE Catalog Number: CFP1118G-ART.
- 3 A. J. Laflor-Hernández, J.I. Nieto-Hipólito, M. Vázquez-Briseño, H. Cervantes-De Ávila, J. D. Sánchez-López, E. Jiménez García “MMIG: A Middleware for Communicating a WSN to a Web Site for Monitoring Vital Signs. SMGI: Sistema de comunicación RIS 802.15.4 -WEB para monitorización de signos vitales”. *PAHCE 2011*, Rio de Janeiro, Brazil. ISBN: 978-1-61284-918-8, IEEE Catalog Number: CFP1118G-ART.

7.4.2 Publicaciones en capítulos de libro

- 1 Miguel Enrique Martínez-Rosas, Humberto Cervantes De Ávila, Juan Ivan Nieto Hipólito, and José Rosario Gallardo López, “Wireless Sensor Networks (WSN)

Applied in Agriculture”, Book chapter in Emerging Technologies in Wireless Ad Hoc Networks: Applications and future development, Ed. IGI Global, ISBN : 978-160-960-027-3, Enero-2011.

- 2 Juan Ivan Nieto Hipólito, Mabel Vázquez Briseño, Humberto Cervantes de Ávila, Miguel Enrique Martínez Rosas and Oleg Yu Sergiyenko, “m-health: software development and wireless technologies applications”, Book chapter in Emerging Technologies in Wireless Ad Hoc Networks: Applications and future development, Ed. IGI Global, ISBN: 978-160-960-027-3, Enero-2011.

7.4.3 Publicaciones en congresos

- 1 A. Hawa Calvo, C. Gómez Agis, H. Cervantes De Ávila, D. S. Salas Vargas, M. E. Martínez Rosas, J. de J. Zamarripa Topete, J. I. Nieto Hipólito, M. M. Miranda Velasco, E. Inzunza González, “Sistema de monitorización de signos vitales”, ITCH - ELECTRO 2010, Octubre, Chihuahua, Chih., México pp 18 - 22. ISSN 1405-2172, Volumen XXXII.

7.4.4 Citas a trabajos publicados

1. En Idoudi, et. al. “Alarms management in wireless body area networks”. In *Computer Systems and Applications (AICCSA), 2013 ACS International Conference on* (pp. 1-4). IEEE, se cita al trabajo publicado con el título “Development and Evaluation of an Architecture of Wireless Sensors Network for e-health: partial results”

8 Acrónimos

ACK	(<i>Acknowledgement</i>) Reconocimiento
ADC	(<i>Analog-to-Digital Converter</i>) Convertidor analógico a digital
AES	(<i>Advanced Encryption Standard</i>) Estándar de Encriptamiento Avanzado
AID-N	(<i>Advanced Health and Disaster Aid Network</i>) Red de Asistencia de Desastres y Salud Avanzado
AMON	(<i>Advanced Care and Alert Vestible Telemedical Monitor</i>) Supervisor de Alertas Telemédicas Vestible y Cuidado Avanzado
AP	(<i>Access Point</i>) Punto de Acceso
ASK	(<i>Amplitude Shift Keying</i>) Modulación por Corrimiento de Amplitud
AWGN	(<i>Additive White Gaussian Noise</i>) Ruido Aditivo Blanco Gaussiano
BAN	(<i>Body Area Network</i>) Red de Área Corporal
BBT	(<i>Basal Body Temperature</i>) Temperatura Corporal Basal
BER	(<i>Bit Error Rate</i>) Tasa de Bit de Error
BP	(<i>Blood Pressure</i>) Presión Sanguínea
BPSK	(<i>Phase Shift Keying</i>) Modulación por Corrimiento de Fase Binaria
BSS	(<i>Basic Service Set</i>) Juego de Servicios básico
CBC-MAC	(<i>Cipher Block Chaining Message Authentication Code</i>) Código De Autenticación de Mensaje de Encadenamiento de Bloque Cifrado
CCA	(<i>Clear Channel Assessment</i>) Evaluación del Canal más Despejado
CCK	(<i>Complementary Code Keying</i>) Modulación Por Código Complementario
CCM	(<i>Counter with CBC-MAC</i>) CBC-MAC con Contador
CFP	(<i>Contention-Free Period</i>) Período Libre de Contención
CMOS	(<i>Complementary Metal-Oxide-Semiconductor</i>) Semiconductor Complementario de Óxido Metálico
CMRR	(<i>Common-Mode Rejection Ratio</i>) Relación de Rechazo de Modo Común
COFDM	(<i>Coded Orthogonal Frequency Division Multiplexing</i>) Multicanalización por División de Frecuencia Ortogonal
CONAPO	Consejo Nacional de Población
CRC	(<i>Cyclic Redundancy Check</i>) Comprobación de Redundancia Cíclica

CSMA-CA	(<i>Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance</i>) Acceso Múltiple por Detección de Portadora y Prevención de Colisiones
CCS	(<i>Chirp Spread Spectrum</i>) Espectro Esparcido de Frecuencia Modulada Pulsada
CTS	(<i>Clear To Send</i>) Listo Para Enviar
CWPAN	(<i>China Wireless Personal Area network</i>) Red Inalámbrica de Área Personal para China
DSC	(<i>Digital Signal Controller</i>) Controlador Digital de Señales
DSP	(<i>Digital Signal Processing</i>) Procesador Digital de Señales
DSSS	(<i>Direct-Sequence Spread Spectrum</i>) Espectro Esparcido por Secuencia Directa
ECG	(<i>Electrocardiogram</i>) Electrocardiograma
ED	(<i>Energy Detection</i>) Detección de Energía
EEG	(<i>Electroencephalography</i>) Electroencefalograma
EMG	(<i>Electromyography</i>) Electromiografía
ESS	(<i>Extended Service Set</i>) Juego de Servicios Extendido
EU	Estados Unidos
EVDO	(<i>Evolution-Data Optimized</i>) Evolución de Datos Optimizada
FCS	(<i>Frame Check Sequence</i>) Secuencia de Verificación de Trama
FFD	(<i>Full-Function Device</i>) Dispositivo de Funcionalidad Completa
FHSS	(<i>Frequency Hopping Spread Spectrum</i>) Espectro Esparcido por Salto en Frecuencia
FIR	(<i>Finite Impulse Response</i>) Respuesta Finita al Impulso
GFSK	(<i>Gaussian Frequency-Shift Keying</i>) Modulación por Corrimiento de Frecuencia Gaussiana,
GPRS	(<i>General Packet Radio Service</i>) Servicio General de Paquete vía Radio
GSMA	(<i>Global System for Mobile Communications</i>) Asociación del Sistema Global para las Comunicaciones Móviles
GSR	(<i>Galvanic Skin Response</i>) Respuesta Galvánica de la Piel
GTS	(<i>Guaranteed Time Slot</i>) Ranuras de Tiempo Garantizadas
HR	(<i>Heart Rate</i>) Ritmo Cardíaco
HRV	(<i>Heart Rate Variability</i>) Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
I/O	(<i>Input/Output</i>) Entrada/Salida
I2C	(<i>Inter-Integrated Circuit</i>) Inter-Circuitos Integrados
IDE	(<i>Integrated Development Environment</i>) Entorno de Desarrollo Integrado
IIR	(<i>Infinite Impulse Response</i>) Respuesta Infinita al Impulso
INEGI	Instituto Nacional de Estadística y Geografía
IR	(<i>Infrared</i>) Infrarrojo
ISM	(<i>Industrial, Scientific and Medical</i>) Industrial, Científica y Médica
LLC	(<i>Logic Link Control</i>) Control de Enlace Lógico
LQI	(<i>Link Quality Indicator</i>) Indicador de Calidad de Enlace
LR/WPAN	(<i>Low-Rate Wireless Personal Area Network</i>) Red Inalámbrica de Área Personal con Baja Tasa

MAC	(Media Access Control) Control de Acceso al Medio
MB-OFDM	(Multiband Orthogonal Frequency-Division Multiplexing) Multicanalización por División de Frecuencia Ortogonal Multibanda
MCPS-SAP	(MAC Common Part Sublayer Service Access Point) punto de acceso de la parte común de la subcapa MAC
MCU	(Microcontroller Units) Microcontrolador
MD	(Master Device) Dispositivo Amo
MFR	(MAC Footer)
MHR	(MAC header) Encabezado MAC
MLME-SAP	(MAC Sublayer Management Entity Service Access Point) Punto de Acceso de la Entidad de Gestión de la Subcapa MAC
MOS	(Metal-Oxide-Semiconductor) Semiconductor Oxido de Metal
MPDU	(MAC Protocol Data Unit) Unidad de Datos del Protocolo MAC
MPU	(Micro Processor Unit) Microprocesador
M-QAM	(M-ary Quadrature Amplitude Modulation) Modulación por Amplitud en Cuadratura M-aria
MR-O-QFSK	(Multi-Rate and Multi-Regional Orthogonal Frequency Division Multiplexing) Multicanalización por División de Frecuencia Ortogonal Multiregional y Multitasa
MR-O-QPSK	(Multi-Rate and Multi-Regional Offset Quadrature Phase-Shift Keying) Conmutación por Corrimiento de Fase en Cuadratura Multiregional y Multitasa
MSDU	(MAC Service Data Unit) Unidad de Datos de Servicio MAC 32
MSK	(Minimum-Shift Keying) Conmutación por Corrimiento Mínimo
NACK	(Negative Acknowledgement) Acuse de Recibo Negativo
NIBP	(NonInvasive Blood Pressure) Presión Arterial No Invasivo
NYHA	(New York Heart Association) Asociación del Corazon de Nueva York
O-QPSK	(Offset Quadrature Phase-Shift Key) Modulación por Conmutación de Fase en Cuadratura Desplazada
P2P	(Peer-to-Peer) Entre Pares
PAN	(Personal Area Network) Red de Área Personal
PCI	(Peripheral Component Interconnect) Interconexión de Componentes Periféricos
PD	(Physical Layer Data) Datos de la Capa Física
PDA	(Personal Digital Assistant) Asistente Digital Personal
PD-SAP	(Physical Data Service Access Point) Punto de Acceso al Servicio de Datos de la capa Física
PEC	(Packet Error Code) Código de Error de Paquete
PHR	(Physical Header) Encabezado Físico
PHY	(Physical Layer) Capa Física
PIB	(PAN Information Base), Información de Base PAN
PLC	(Polycaprolactone), Policaprolactona
PLME	(Physical Layer Management Entity) Entidad de Gestión de la Capa PHY
PLME-SAP	(Physical Layer Management Entity-Service Access Point) Punto de

	Acceso al Servicio de la Entidad de Gestión de la Capa PHY
POS	(<i>Personal Operating Space</i>) Espacio de Operación Personal
PPDU	(<i>PHY Protocol Data Unit</i>) Protocolo de Unidad de Datos de la capa Física
PRF	(<i>Pulse Repetition Frequency</i>) Frecuencia de Repetición de Pulso
PSDU	(<i>PHY Service Data Unit</i>) Unidad de Servicios de Datos PHY
PWM	(<i>Pulse-Width Modulation</i>) Modulación por Ancho de Pulsos
QPSK	(<i>Quadrature Phase-Shift Keying</i>) Modulación por Corrimiento de Fase en Cuadratura
QRS	Gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón
RF	(<i>Radio Frequency</i>) Radio Frecuencia
RFD	(<i>Reduced-Function Device</i>) Dispositivo de Funcionalidad Reducida
RFID	(<i>Radio Frequency IDentification</i>) Identificación por Radio Frecuencia
RR	(<i>Respiratory Rate</i>) Frecuencia Respiratoria
RTS	(<i>Request To Send</i>), Solicitud Para Envío
SA	(<i>Slave Address</i>) Dirección Esclavo
SaO2	Saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre
SAP	(<i>Service Access Point</i>) Punto de Acceso al Servicio
SARD	(<i>Sensor Applications Reference Design</i>) Diseño de Referencia para Aplicaciones de Sensor
SCI	(<i>Serial Communications Interface</i>) Interfaz de Comunicación Serie
SD	(<i>Slave Device</i>) Dispositivo Esclavo
SERM	Sistemas Electrónicos de Registro Médico
SFD	(<i>Start-of-Frame Delimiter</i>) Delimitador de Inicio de Trama
SHR	(<i>Synchronization Header</i>) Encabezado de Sincronización
SIG	(<i>Special Interest Group</i>) Grupo Especial de Interés
SMAC	(<i>Simple Medium Access Control</i>) Control de Acceso al Medio Simple
SNR	(<i>Signal-to-Noise Ratio</i>) Razón Señal a Ruido
SPI	(<i>Serial Peripheral Interface</i>) Interfaz Periférica Serie
SRAM	(<i>Static Random-Access Memory</i>) Memoria Estática de Acceso Aleatorio
SSCS	(<i>Service Specific Convergence Sublayer</i>) Subcapa de Servicios Específicos de Convergencia
TCP/IP	(<i>Transmission Control Protocol/Internet Protocol</i>) Protocolo de control de transmisión/Protocolo de Internet
TIC	Tecnologías de la Información y la Comunicación
UART	(<i>Universal Asynchronous Receiver-Transmitter</i>) Transmisor Receptor Asíncrono Universal
UbiMon	(<i>Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors</i>) Ambiente de Monitoreo Ubicuo para Sensores Portátiles e Implantables
UDP	(<i>User Datagram Protocol</i>) Protocolo de Datagrama de Usuario
UMTS	(<i>Universal Mobile Telecommunications System</i>) Sistema Universal de Telecomunicaciones Móviles
USB	(<i>Universal Serial Bus</i>) Ducto Universal Serie

UWB	(<i>Ultra Wide Band</i>) Banda Ultra Ancha
WEP	(<i>Wired Equivalent Privacy</i>) Privacidad Equivalente a Cableado
WHMS	(<i>Wearable Health Monitoring Systems</i>) Sistemas Vestible de Monitoreo de Salud
WLAN	(<i>Wireless Local Area Network</i>) Red de Área Local Inalámbrica
WPA	(<i>Wi-Fi Protected Access</i>) Acceso Wi-Fi Protegido
WPA2	(<i>Wi-Fi Protected Access 2</i>) Acceso Wi-Fi Protegido
WPAN	(<i>Wireless Personal Area Network</i>) Red Inalámbrica de Área Personal
WSN	(<i>Wireless Sensor Network</i>) Redes Inalámbricas de Sensores

9 Bibliografía

- [1] I. Korhonen, J. Pärkkä and M. Van Gils, “Health Monitoring in the Home of the Future,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 66-73, may/june 2003.
- [2] I. Akyildiz, W. Su, , Y. Sankarasubramaniam and E. Cayirci, “Wireless sensor networks: a survey,” *Computer Networks*, vol. 38, no. 4, p. 393–422, 2002.
- [3] A. Wood, G. Virone, T. Doan, Q. Cao, L. Selavo, Y. Wu, L. Fang, Z. He, S. Lin and J. Stankovic, “ALARM-NET: Wireless Sensor Networks for Assisted-Living and Residential Monitoring,” Department of Computer Science, University of Virginia., 2006.
- [4] D. Malan, T. Fulford-Jones, M. Welsh and S. Moulton, “CodeBlue: An ad hoc sensor network infrastructure for emergency medical care,” *In International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2004.
- [5] A. Aldama, “CNNExpansión,” 09 julio 2012. [Online]. Available: <http://exp.mx/n0055N6>.

- [6] “eHealth 2006 High Level Conference and Exhibition,” 10-12 mayo 2006. [Online]. Available: <http://www.ehealthconference2006.org/pdf/120506Conclusiones.pdf>. [Accessed 23 noviembre 2009].
- [7] P. G. Fortea, “Grado de Implementación de las Tecnologías de la Información de da Salud en los EU.UU. de Norteamérica,” *RevistaeSalud.com*, vol. 3, no. 10, 2007.
- [8] B. Mornegain, “mHimss,” 10 june 2013. [Online]. Available: <http://www.healthcareitnews.com/news/mhealth-seen-boon-eu-economy>. [Accessed 13 junio 2013].
- [9] T. J. Dishongh y M. McGrath, *Wireless Sensor Networks for Healthcare Applications*, Norwood, MA: Artech House, 2010.
- [10] Naciones Unidas, *Informe de la Segunda Asamblea Mundial sobre el Envejecimiento*, Madrid, España: Naciones Unidas, 2002.
- [11] A. Milenković, C. Otto and E. Jovanov, “Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation,” *Computer Communications (Special issue: Wireless Sensor Networks: Performance, Reliability, Security, and Beyond)*, pp. 2521-2533, 2006.
- [12] INEGI, *Los adultos mayores en México. Perfil sociodemográfico al inicio del siglo XXI*, Aguascalientes, Ags, 2005.
- [13] CONAPO, “Comunicado de prensa 04/05,” México, D.F., 2005.
- [14] E. d. Hoyo Barbolla, *E-health reference framework for personalised information provision to promote sound lifestyles*, Madrid, España: Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicaciones - Universidad Politécnica de Madrid., 2007.
- [15] J. Farrell, “MobileHealthWatch.com,” 04 December 2009. [Online]. Available: <http://mobilehealthwatch.com/blog/wireless-wearable-sensors-key-healthcares-future>. [Accessed 07 diciembre 2009].
- [16] R. J. Rodríguez, “DocStoc,” 17 04 2009. [Online]. Available: <http://www.docstoc.com/docs/5538481/E-Health-in-Latin-America-and-the-Caribbean>. [Accessed 21 febrero 2011].
- [17] N. Gertrudiz, “e-Health: the case of Mexico,” *Latin Am J Telehealth*, vol. 2, no. 2,

- pp. 127-167, 2010.
- [18] J. Val, A. v. Halteren, I. Widya, N. Dokovski, G. Koprinkov, R. Bults, D. Konstantas and R. Herzog, "Mobihealth: Mobile Health Services based on Body Area Networks," in *M-Health: Emerging Mobile Health Systems*, Springer, 2006, p. 219–236.
 - [19] T. Gao, D. Greenspan, M. Welsh, R. R. Juang and A. Alm, "Vital signs monitoring and patient tracking over a wireless network," in *27th Annual International Conference of IEEE EMBS*, Shanghai, 2005.
 - [20] T. Gao, T. Massey, L. Selavo, D. Crawford, B.-r. Chen, K. Lorincz and V. Shnayder, "The Advanced Health and Disaster Aid Network: A Light-Weight Wireless Medical System for Triage," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, pp. 203-216, 2007.
 - [21] R. Jafari, A. Encarnacao, A. Zahoory, F. Dabiri, H. Noshadi and M. Sarrafzadeh, "Wireless Sensor Networks for Health Monitoring," *The Second Annual International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems: Networking and Services*, pp. 479-781, 2005.
 - [22] C. Otto, A. Milenković, C. Sanders and E. Jovanov, "System Architecture of A Wireless Body Area Sensor Network for Ubiquitous Health Monitoring," *Journal of Mobile Multimedia*, vol. 1, no. 4, pp. 307-326, 2006.
 - [23] J. W. P. Ng, B. P. L. Lo, O. Wells, M. Sloman, N. Peters, A. Darzi, C. Toumazou and G.-Z. Yang, "Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors (UbiMon)," in *Proceedings of the 6th International Conference on Ubiquitous Computing (UBICOMP '04)*, 2004.
 - [24] U. Anliker, J. A. Ward, P. Lukowicz, G. Tröster, F. Dolveck, M. Baer, F. Keita and E. B. Schenker, "AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system.," *IEEE transactions on information technology in biomedicine: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 415-427, 2004.
 - [25] J. I. Nieto Hipólito, M. Vázquez Briseño, H. Cervantes de Ávila, M. E. Martínez

- Rosas and O. Y. Sergiyenko, "M-Health: Software Development and Wireless Technologies Applications," in *Emerging Technologies in Wireless Ad-hoc Networks: Applications and Future Development*, 2011, pp. 92-114.
- [26] C. Chen , A. Knoll, H.-E. Wichmann y A. Horsch, «A Review of Three-Layer Wireless Body Sensor Network Systems in Healthcare for Continuous Monitoring,» *Journal of Modern Internet of Things (MIOT)*, vol. 2, n° 3, pp. 24-34, August 2013.
- [27] Y. Huang, M. Hsieh, H.-C. Chao y S. Hung, «Pervasive, secure access to a hierarchical sensor-based healthcare monitoring architecture in wireless heterogeneous networks,» *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, vol. 27, n° 4, p. 400 a 411, May 2009.
- [28] Z. Lv, F. Xia, G. Wu, L. Yao y Z. Chen, «iCare: A Mobile Health Monitoring System for the Elderly,» *2010 IEEE/ACM International Conference on & International Conference on Cyber, CPSCoM, GreenCom.*, pp. 18 - 20, 2010.
- [29] G. Yang, X. Su, L. Zhao, S. Cui, Q. Meng, P. WeiHua y C. HongDa, «Research of portable community-oriented health monitoring terminal,» *8th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA)*, pp. 2979 - 2984, July 2010.
- [30] C. Rotariu, H. Costin, G. Andrusac, R. Ciobotariu y F. Adochie, «An integrated system for wireless monitoring of chronic patients and elderly people,» *15th International Conference on System Theory, Control, and Computing (ICSTCC)*, 2011, pp. 1 - 4, 2011.
- [31] C. Wang, Q. Wang y S. Shi, «A Distributed Wireless Body Area Network for Medical Supervision,» *IEEE International Conference on Instrumentation and Measurement Technology (I2MTC)*, pp. 2612 - 2616, May 2012.
- [32] J. J. Pérez, A. J. Saldarriaga y J. Bustamante, «A wireless body sensor network platform to measure vital signs in clinical monitoring,» *Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)*, pp. 1 - 6, may 2013.
- [33] M. Khazraee, A. Zamani, M. Hallajian, S. P. Ehsani, H. Moghaddam, A. Parsafar y M. Shabany, «A novel hardware implementation for joint heart rate, respiration rate, and gait analysis applied to body area networks,» *IEEE International*

Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), pp. 1889 - 1892, 2013.

- [34] F. Touati, R. Tabish y A. Ben Mnaouer, «Towards u-health: An indoor 6LoWPAN based platform for real-time healthcare monitoring,» *6th Joint IFIP Wireless and Mobile Networking Conference (WMNC)*, pp. 1 - 4, April 2013.
- [35] “Fundación Española del Corazón,” 2009. [Online]. Available: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/holter.html>. [Accessed 29 noviembre 2009].
- [36] L. Fernández, J. M. Blasco and J. F. Hernández, “Wireless Sensor Networks in Ambient Intelligence,” in *Wireless Sensor Networks in Ambient Intelligence*, Univ. Politécnica de Valencia, 2009.
- [37] J.-S. Lee, Y.-W. Su and C.-C. Shen, “A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi,” in *The 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON)*, Taipei, Taiwan, 2007.
- [38] K. Shuaib, M. Boulmalf, F. Sallabi and A. Lakas, “Co-existence of Zigbee and WLAN, A Performance Study,” in *Wireless Telecommunications Symposium, 2006. WTS '06*, 2006.
- [39] M. Petrova, J. Riihijärvi, P. Mönen and S. Labella, “Performance Study of IEEE 802.15.4 Using Measurements and Simulations,” *PIn Wireless Communications and Networking Conference, 2006. WCNC 2006.*, vol. 1, pp. 487-492, 2006.
- [40] IEEE 802.15.4, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2006.
- [41] J. Zheng and J. L. Myung, “A comprehensive performance study of IEEE 802.15.4,” in *Sensor Network Operations*, IEEE Press, 2006, p. 218–237.
- [42] D. Gonzales, “Bluetooth Wireless Technology,” 11 2005. [Online]. Available: <http://www.studymode.com/essays/Bluetooth-Wireless-Technology-71099.html>.
- [43] J. Pan, S. Li y Z. Wu, «Towards a Novel In-community Healthcare Monitoring System over Wireless Sensor Networks,» *International Conference on Internet Computing in Science and Engineering, 2008. ICICSE '08.*, pp. 160 - 165, 28-29

Jan 2008.

- [44] N. Baker, "ZigBee and Bluetooth strengths and weaknesses for industrial applications," *Computing & Control Engineering Journal*, vol. 16, no. 2, pp. 20-25, April-May 2005.
- [45] C. Hofmann, C. Weigand and J. Ber, "Wireless medical sensor network with ZigBee," *WSEAS Transactions on Communications*, pp. 116-119, 2006.
- [46] IEEE 802.15.4, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2003.
- [47] H. Fernández López, J. H. Correia, R. Simões and J. A. Afonso, "Experimental Evaluation of IEEE 802.15.4/ZigBee for Multi-Patient ECG Monitoring," *3rd International ICST Conference on Electronic Healthcare for the 21st century*, 2010.
- [48] A. Shamseh, "Study the MAC Solution IEEE802.15.4 for Wireless Sensor Networks," 20 02 2013. [Online]. Available: http://powershow.com/view/917f5-YTBIN/Study_the_MAC_Solution_IEEE802_15_4_for_Wireless_Sensor_Networks_powerpoint_ppt_presentation.
- [49] N. Golmie, D. Cypher and O. Rebala, "Performance analysis of low rate wireless technologies for medical applications," *Computer Communications*, vol. 28, pp. 1266-1275, 2005.
- [50] N. F. Scanlon and W. G. Timmons, "Analysis of the Performance of IEEE 802.15.4 for Medical Sensor Body Area Networking," *Sensor and Ad Hoc Communications and Networks*, 2004. *IEEE SECON 2004*, pp. 16 - 24, 2004.
- [51] IEEE 802.15.4a, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2007.
- [52] IEEE 802.15.4c, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2009.
- [53] IEEE 802.15.4d, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer

- (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2009.
- [54] IEEE 802.15.4, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2011.
 - [55] IEEE 802.15.4e, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2012.
 - [56] IEEE 802.15.4f, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2012.
 - [57] IEEE 802.15.4g, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), IEEE, 2012.
 - [58] A. Hande and E. Cem, "Wireless sensor networks for healthcare: A survey," *Computer Networks*, vol. 54, no. 15, pp. 2688-2710, 2010.
 - [59] A. Bharadwaj and U. Kamath, "EETimes Design," 14 02 2011. [Online]. Available: <http://www.eetimes.com/design/medical-design/4213140/Techniques-for-accurate-ECG-signal-processing>.
 - [60] G. D. Luca, "Fundamental concepts in EMG signal acquisition," Delsys Inc, Boston, 2003.
 - [61] S. Sanei and J. Chambers, *EEG Signal Processing*, John Wiley & Sons Inc, 2007.
 - [62] H. Alemdar and C. Erso, "Wireless sensor networks for healthcare: A survey," *Computer Networks*, vol. 54, no. 15, pp. 2688-2710, 2010.
 - [63] A. A. Moshaddique, J. Liu and K. Kwak, "Security and Privacy Issues in Wireless Sensor Networks for Healthcare Applications," *Journal of Medical Systems*, pp. 93-101, 2010.
 - [64] V. Jones, R. Bults, D. Kostantas and P. A. Vierhout, "Healthcare PANs: Personal Area Networks for trauma care and home care," *Proceedings Fourth International*

- Symposium on Wireless Personal Multimedia Communications (WPMC)*, pp. 1369-1374, 2001.
- [65] Sociedad Gallega de Medicina, “Meiga.info, Medicina Interna de Galicia,” 2009. [Online]. Available: <http://www.meiga.info/escalas/NYHA.pdf>. [Accessed 01 diciembre 2009].
 - [66] W. Chen, S. Tokinoya and N. Takeda, “A Mobile Phone-based Wearable Vital Signs Monitoring System,” *In Proceedings of the the Fifth international Conference on Computer and information Technology (CIT’05)*, pp. 950-955, 21-25 September 2005.
 - [67] Panasonic, “LR/WPAN PAN802154HAR Application Notes,” Panasonic, 2005.
 - [68] Digi International Inc., «MiniCore RCM5600W/RCM6600W. OEM User's Manual,» Digi International Inc., 2013.
 - [69] Melexis Microelectronic Integrated Systems, “MLX90614 family,” Melaxis, 2009.
 - [70] SBS Implementers Forum, System Management Bus (SMBus) Specification Version 2.0, SBS Implementers Forum, 2000.
 - [71] Sensirion, “SHT1x / SHT7x Humidity & Temperature Sensor,” Sensirion, Staefa ZH, Switzerland, 2006.
 - [72] TAOS, “TSL2550 Ambient light sensor with SMBus interface,” TAOS, 2003.
 - [73] E. Company-Bosch and E. Hartmann, “ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter ®,” *Analog Dialogue*, vol. 34, no. 4, p. 10 a 14, 2004.
 - [74] C. Casillas, “Heart Rate Monitor and Electrocardiograph Fundamentals,” Freescale Semiconductor, 2010.
 - [75] A. Vahed, “3-Lead Wireless ECG,” 2005.
 - [76] Chair – State-wide clinical measurements network, «Adult & Paediatric Resting Electrocardiography (ECG) Cardiac Sciences,» Queensland Health, 2012.
 - [77] A. Larroza Santacruz, V. F. Zena Giménez and L. T. Frutos Olmedo, “Monitor Electrocardiográfico con Tecnología Inalámbrica ZigBee,” *Conciencia Tecnológica*, no. Conciencia Tecnológica, pp. 50-56, 2008.

- [78] E. J. Berbari, "Principles of Electrocardiography," in *The Biomedical Engineering Handbook*, J. D. Bronzino, Ed., Boca Raton, CRC Press LLC, 2000.
- [79] Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Safe Current Limits for Electromedical Apparatus (ANSI/AAMI ES1-1993), Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1993.
- [80] Texas Instruments, INA326, INA237 Precision, Rail-to-Rail I/O Instrumentation Amplifier, 2001.
- [81] T. Kugelstadt, «Getting the most out of your instrumentation amplifier design,» *Analog Applications Journal*, pp. 25-30, 2005.
- [82] D. E. Johnson and J. L. Hilburn, "5 Band-Reject Filters," in *Rapid Practical Design's of Active Filters*, John Wiley & Sons, 1975, pp. 206-213.
- [83] Freescale Semiconductor, 802.15.4 Media Access Controller (MAC) MyWyreless Applications: User Guide, 2010.
- [84] X. Liang y I. Balasingham, «Performance analysis of the IEEE 802.15. 4 based ECG monitoring network,» *Proceedings of the 7th IASTED International Conference Wireless and Optical Communications*, pp. 99-104, 2007.
- [85] F. Semiconductor, «Sensor Applications Reference Design: (SARD) User's Guide,» Freescale Semiconductor, 2006.
- [86] J. J. Rodríguez Mondéjar, C. Sánchez Campayo, J. Pérez Botella, J. Pérez López, M. Rodríguez Mondéjar, R. Pastor Pérez, T. Riquelme Perea y A. Invernón Caparros, «Estudio Prospectivo de la Lectura de la Temperatura Timpánica en una UCI Polivalente,» *Enfermería Global*, vol. 1, 2002.
- [87] M. Regueiro Mira y F. Regueiro Mira, «Fiebre,» *Guías Clínicas*, vol. 2, nº 19, 2002.
- [88] C. Jaramillo Tobón, «<http://www.aibarra.org>,» 10 04 2012. [En línea]. Available: <http://www.aibarra.org/Guias/7-24.htm>. [Último acceso: 28 10 2013].
- [89] Beurer GmbH, «BeurerSalud y Bienestar,» [En línea]. Available: <http://www.beurer.com/web/es/service/faq/faq.php>. [Último acceso: 10 2013].
- [90] A. J. L. Hernández, Sistema Multicapa que Establece Comunicación Confiable

entre un Sitio Web y una Red de Sensores Inalámbrica Basada en el Estándar IEEE 802.15.4, Ensenada, B.C.: FIAD, 2010.

- [91] J. r. M. Ortiz, Mecanismo de hand-off para redes inalámbricas de sensores, Ensenada, B.C.: FIAD, 2008.
- [92] “Disautonomía México,” 23 mayo 2012. [Online]. Available: <http://disautonomia.com/>. [Accessed 05 06 2013].
- [93] “Clínica Universidad de Navarra,” Universidad de Navarra, 08 abril 2012. [Online]. Available: <http://www.cun.es/area-salud/enfermedades/cardiovasculares/insuficiencia-mitral>. [Accessed 06 junio 2013].
- [94] P. S. Pandian, K. P. Safeer, P. Gupta, D. T. Shakunthala, B. S. Sundershesu and V. C. Padaki, “Wireless Sensor Network for Wearable Physiological Monitoring,” *Journal of Networks*, vol. 3, no. 5, pp. 21-29, may 2008.
- [95] Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU, “Medline Plus,” 30 noviembre 2009. [Online]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003391.htm>. [Accessed 01 diciembre 2009].
- [96] J. A. Garibaldi-Beltran y M. Vazquez-Brisaeno, «Personal Mobile Health Systems for Supporting Patients with Chronic Diseases,» *Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference (CERMA)*, pp. 105-110, 2012.