

Universidad Autónoma de Baja California

Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño



“Diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo portable para el cuidado de adultos mayores basado en WSN”

TESIS

que para obtener el grado de MAESTRO EN CIENCIAS

Presenta

CARLOS RUBEN AGUILAR BENSON

Director de tesis:

DR. JUAN IVÁN NIETO HIPÓLITO

Universidad Autónoma de Baja California

Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño

"Diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo portable para el cuidado de adultos mayores
basado en WSN"

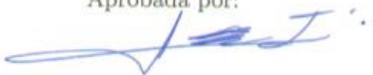
TESIS

que para obtener el grado de MAESTRO EN CIENCIAS

Presenta

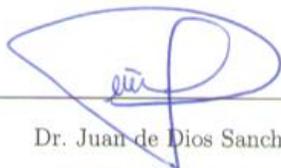
Carlos Ruben Aguilar Benson

Aprobada por:



Dr. Juan Iván Nieto Hipólito

Director de Tesis



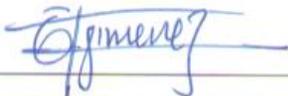
Dr. Juan de Dios Sanchez López

Miembro del Comité



Dra. Mabel Vázquez Brizeño

Miembro del Comité



M.C. Elitania Jiménez García

Miembro del Comité



Dr. Humberto Cervantes de Ávila

Miembro del Comité

Ensenada, Baja California, Junio del 2014

Resumen de la tesis de **CARLOS RUBEN AGUILAR BENSON**, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN CIENCIAS del programa de Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería (MYDCI) de la UABC. Ensenada Baja California, México, 6 de Junio del 2014.

“Diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo portable para el cuidado de adultos mayores basado en WSN”

Resumen Aprobado por:



JUAN IVÁN NIETO HIPÓLITO

Director de Tesis

El presente trabajo, muestra la investigación, diseño y desarrollo de un sistema para brindar soporte en el cuidado de adultos mayores. El cual mediante un dispositivo vestible colocado en la muñeca del paciente, es capaz de detectar caídas y alarmas de pánico, además permite el monitoreo de variables fisiológicas comunes tales como temperatura y ritmo cardiaco.

El sistema, propone el uso de una red de sensores mediante el estándar IEEE 802.15.4 para lograr establecer una red con topología estrella, ofreciendo conectividad de cada nodo cliente (paciente) con un nodo coordinador que brinda acceso a internet (pasarela)

Finalmente se muestra el diseño de la solución tecnológica, aplicada a un brazalete que consta de un circuito electrónico que propone una arquitectura de un microcontrolador, un radio trans-receptor de 2.4 Ghz y un grupo de sensores digitales y analógicos para lograr el objetivo.

Palabras Clave: *802.15.4, red de sensores, sensor de temperatura, medidor de pulso, detección de caídas, acelerómetro, Internet de las cosas, dispositivos vestibles*

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mi padre Jorge Aguilar Rodriguez(Q.E.P.D.), por ser pieza clave en mi formación como ser humano, por la paciencia y sabiduría con la que siempre me aconsejo, pero sobre todo por el amor que siempre me demostró en vida.

Agradecimiento Especial

Agradezco a mi esposa por apoyarme y alentarme a lo largo de la maestría, por ser quien siempre me dio valor para no desistir y continuar con mis estudios de posgrado, por su gran paciencia y confianza en mí aun en los ratos más amargos y difíciles que se presentaron durante mi preparación, pero sobre todo por hacerme ver y entender que los errores son aprendizajes, que una caída únicamente implica levantarme nuevamente y que con perseverancia no hay fracasos.

Agradecimientos

Quiero expresar mi agradecimiento:

Principalmente a Dios por permitirme vivir todas estas gratas experiencias a lado de gente que realmente aprecio y valoro.

Agradezco a mi madre que con su amor y bondad siempre me motiva para superarme y crecer.

Agradezco a mi director de Tesis, Dr. Juan Iván Nieto Hipólito quien a sido un gran guía y tutor en la preparación de este trabajo, por compartirme sus conocimientos y experiencia, lo cual me permitió terminar con éxito mis estudios de maestría.

Agradezco a mis maestros sinodales Mabel Vázquez B., Elitania Jiménez G., Juan de Dios Sanchez L. y Humberto Cervantes De Ávila por todo el apoyo y ayuda que me brindaron para que yo pudiera realizar el presente trabajo.

Agradezco la asesoría tecnica y teórica en área de microondas de los maestros Benjamín Ramírez D. y J.A. Michel Macarty.

A mis compañeros de telemática Mary, Julian, y Raymundo por su amistad y por permitirme ser parte de su equipo de trabajo, pero sobre todo por su humildad y respeto con el que siempre me han tratado.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico brindado y a la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño (FIAD) de la Universidad Autónoma de Baja California (UABC) por las facilidades otorgadas para la realización de éste trabajo.

Acrónimos

ACK Señal de reconocimiento (acknowledge)

AWGN Ruido aditivo blanco gaussiano

BER Razón de error por bit

BAN Red de area corporal (body area network)

BER Razón de error por bit

BPSK Modulación por desplazamiento de fase binario

CAD Diseño asistido por computadora

CPU Unidad de procesamiento central (procesador principal)

dB Decibel, un décimo de un belio $20\text{Log}(A1/A0)$

DSP Procesador digital de señales

ECG Electrocardiógrafo o electrocardiograma

FCS Secuencia para comprobación de trama

FFD Dispositivo completo en funciones (Del ingles: Full function device)

FR4 Material estandar usado en la construcción de circuitos impresos

GTS Ranura de tiempo garantizado

IIC Tecnología para inter-conectar circuitos mediante 2 líneas creado por Phillips

IEEE Instituto de ingeniería eléctrica y electrónica

INESERM Instituto nacional de la salud y de la investigación médica en paris

IR Infra rojo

IrDA Protocolo para transmisión de datos mediante modulación con luz infraroja

LAN Red de área local

LED Diodo emisor de luz

LQI Indicador de calidad de enlace

MAC Capa de acceso al medio en una red

MEMS Sistema microelectrónico mecánico

MFR Pie de capa MAC

MHR Encabezado de capa MAC

MPDU Unidad de datos de protocolo de capa MAC

MSDU Unidad de datos de servicio de capa MAC

NXP Empresa sucesora de phillips en el área de componentes electrónicos

OQPSK Modulación por desplazamiento de fase de cuadratura ortogonal

OMS Organización mundial de la salud

PBI Información de base física

PCB Placa de circuito impreso

PDA Ayudante personal digital (Del ingles: Personal digital assistant)

PDU Unidad de datos de protocolo

PHR Encabezado capa física

PHY Layer de capa física en la red

PLME Entidad para el manejo de la capa física

ppm Partes por millón

PSDU Unidad de datos de servicio de capa física

RAM Memoria de acceso aleatorio

RF Radio frecuencia

RFD Dispositivo reducido en funciones(Del ingles:Reduced function device)

ROC Curva que muestra la característica operativa del receptor

ROM Memoria de solo lectura

SAP Punto de acceso al medio

SCI interfaz de controlador serial

SDU Unidad de datos de servicio

SFD Delimitador para inicio de trama

SHR Encabezado de sincronía

SMBUS Tecnología tipo bus muy parecida a IIC pero con requerimientos mas simples

SNR Relación señal a ruido

SPI Interfaz de periférico serial

TICs Tecnologías de la información y las comunicaciones

WPAN Red inalámbrica de área personal

WSN Red inalámbrica de sensores

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.1.1. e-Salud	1
1.1.2. m-Salud	2
1.1.3. Riesgos comunes en el cuidado de adultos mayores	2
1.2. Motivación y pregunta de investigación	6
1.3. Objetivos	10
1.3.1. Objetivo general	10
1.3.2. Objetivos Específicos	10
1.4. Limitaciones	11
1.5. Estructura de la tesis	13
2. Estado del Arte	15
2.1. Sistemas de monitoreo comerciales	15

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	III
2.1.1. Wriskwatch™ de Emergency Medical Technologies[9]	16
2.1.2. Oxybeat [10]	17
2.1.3. Heal Force, Nison [3]	18
2.1.4. MD300W11 de ChoiceMMed [5]	20
2.2. Sistemas no comerciales (publicaciones)	21
2.3. Conclusión estado del arte	23
3. Marco Teórico	24
3.1. Introducción	24
3.2. Redes Inalámbricas de área personal (WPAN)	25
3.3. Selección de tecnología de red mas apropiada	26
3.4. Estándar 802.15.4	29
3.4.1. Capa Física (PHY)	30
3.4.2. Capa MAC	32
3.4.3. Modos de operación con y sin baliza	33
3.4.4. Tipos de dispositivos	34
3.5. Trama de datos	36
3.6. Conclusión	37
4. Arquitectura propuesta	38
4.1. Introducción	38

4.1.1.	Escenario de aplicación	39
4.1.2.	Aquitectura propuesta	39
5.	Implementación del prototipo	42
5.1.	Introducción	42
5.2.	Plantilla de código para nodo brazalete	42
5.3.	Procesador y Radio Transceptor	44
5.3.1.	Características de procesador y radio MC13237	45
5.4.	Antena y circuito de acoplamiento para micro-ondas	46
5.4.1.	Calculo de Microcintas: Microstrip y Guía de onda coplanar	48
5.5.	Implementación de I^2C y SMBus	52
5.5.1.	características eléctricas del bus I^2C	53
5.5.2.	Funciones básicas a implementar en bus I^2C	57
5.6.	Acelerómetro y detección de caídas	60
5.6.1.	Acelerómetro	60
5.6.2.	Diagrama para conexión de acelerómetro	61
5.6.3.	Detección de caídas	62
5.6.4.	Algoritmo para detección de caídas	68
5.6.5.	Sensor de Pulso	75
5.6.6.	Sensor De Temperatura	80

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	v
5.6.7. Botón de pánico	84
6. Resultados.	86
6.1. Estudio estadístico en detección de caídas	86
6.1.1. Estimador de variable discreta binaria	87
6.2. Medición de pulso	93
7. Conclusiones	95
Bibliografía	96
A. Diagrama eléctrico	101
B. Diagramas circuito impreso	104
C. Diseño mecánico CAD	106

Índice de figuras

2.1. Wriskwatch. Emergency Medical Technologies	16
2.2. Oxybeat by KTMed Inc. (medidor de pulso)	17
2.3. Pulsera Heal Force de Nison, básicamente otro oxímetro	18
2.4. Oxímetro MD300W11 de ChoiceMMed	20
2.5. Sistema propuesto en la universidad Pukyong en Korea	21
3.1. Comparativa de consumo de energía en tecnologías mencionadas	26
3.2. Comparativa de corriente	27
3.3. Comparativa de consumo de energía	27
3.4. Arquitectura de modelo 802.15.4	29
3.5. Topologías estrella y Peer-Peer en 802.15.4 [8]	29
3.6. BER de tecnologías bajo AWGN	31
3.7. Nodo a coordinador con baliza [8]	33
3.8. Coordinador a nodo con baliza [8]	34
3.9. Nodo a coordinador sin baliza [8]	34

3.10. Coordinador a nodo sin baliza [8]	35
3.11. Estructura de paquete 802.15.4 [8]	36
4.1. Arquitectura propuesta	39
4.2. Diagrama a bloques de arquitectura propuesta	40
5.1. Configuración de plantilla para brazalete	43
5.2. Diagrama a bloques del procesador MC13237 [22]	44
5.3. Patrón de distribución de radiación en antena F invertida [7]	46
5.4. Dimensiones físicas en mm de Antena F de $50\ \Omega$ [7]	46
5.5. Circuito de acoplamiento y Antena F	47
5.6. Microstrip de $100\ \Omega$	49
5.7. Guía coplanar de $50\ \Omega$	49
5.8. Microstrip y Guía de onda en nuestro circuito	50
5.9. Frecuencia de resonancia de Antena F	51
5.10. Intensidad de recepción en 2.5Gh y $2.5\text{Ghz}\pm 20\text{Mhz}$	52
5.11. Ejemplo de bus I^2C usando 2 microcontroladores [20]	53
5.12. Usando diferentes fuentes en el mismo bus [20]	54
5.13. Arreglo interno para lograr bidireccionalidad y salida open colector	55
5.14. Aqui fallo	57
5.15. Bloque completo de comunicación por el bus I^2C	58

5.16. Escribir datos al dispositivo esclavo por el bus I^2C	58
5.17. Bloque completo de comunicación por el bus I^2C	59
5.18. Acelerómetro tri-axial MMA8451 de Freescale [23]	60
5.19. Acelerómetro tri-axial MMA8451 de Freescale [23]	61
5.20. Comportamiento de aceleración en una caída	62
5.21. Cálculo de magnitud de aceleración $ A $	64
5.22. Gasto energético E.E. en una caída	66
5.23. Etapas de procesamiento de caída, frecuencia de trabajo de 50Hz	70
5.24. Proceso de inicialización de acelerómetro	72
5.25. Resumen de registros de configuración	73
5.26. Algoritmo para detectar la caída	74
5.27. Diagrama para sensor de pulso	75
5.28. Respuesta del LED verde utilizado [24]	76
5.29. Respuesta espectral del sensor de pulso[26]	77
5.30. Inicialización de pulso	78
5.31. Algoritmo para medir el pulso	79
5.32. Diagrama de conexión básica recomendada para MLX90614	80
5.33. Ángulo de visión para detección de temperatura en la piel de la muñeca.	81
5.34. Sensibilidad contra ángulo de incidencia de MLX90614	81
5.35. Angulo de Visión de MLX90614	82

5.36. Secuencia de SMBUS para lectura de temperatura de objetivo.	82
5.37. Diagrama de conexión de botón de pánico y led	84
5.38. Diagrama de flujo para botón de pánico.	85
6.1. Curvas tipo ROC, mostrando 3 diferentes comportamientos [21]	89
6.2. Escenario para probar detección de caídas, usando maniquí.	90
6.3. Tablas con resultados de pruebas de caídas en humano y maniquí	92
6.4. Resultados de sensibilidad, especificidad y exactitud en las pruebas	92
6.5. Curva ROC obtenida, muestra resultados para maniquí y caída de humano.	93
6.6. Diagrama de sensor de pulso, conexión a convertidor ADC	94
6.7. Medición en osciloscopio al momento de detectar 74 BPM por el sistema	94
A.1. Diagrama eléctrico de microcontrolador y etapas de R,F de micro-ondas	102
A.2. Diagrama eléctrico de sensores digitales, analógicos y circuito de alimentación.	103
B.1. Circuito impreso usado el lado de los componentes de montaje superficial	104
B.2. Circuito impreso usado en plano de tierra, capa interna de la placa.	105
B.3. Circuito impreso usado en la parte inferior de la placa, cuarta capa.	105
C.1. Diagrama 3D del diseño mecánico de la base para contener el brazalete	107
C.2. Diagrama 3D del diseño mecánico de la tapa del brazalete.	108

C.3. Diagrama y descripción mecánica del botón (guía de luz) para alarma de pánico	109
--	-----

Índice de tablas

2.1. Comparativa de los sistemas vistos en este capítulo	23
3.1. Alcance y tasas de transmisión típicas	25
3.2. Frecuencias de trabajo para 802.15.4	32
4.1. Parámetros fisiológicos y tasas de transmisión típicas	41
5.1. Características que ofrece el dispositivo MC13237 [22]	45
5.2. Impedancia en puerto de salida en radio, magnitud promedio 100Ω	47
5.3. Tabla comparativa de I^2C contra SMBus trabajando a 3.3 Volts	55
5.4. Tabla comparativa de I^2C contra SMBus trabajando a 5 Volts	56
5.5. Registro ODR para seleccionar frecuencia de trabajo[23]	68
5.6. Selección de rango dinámico en registro FS0,FS1, [23]	69
5.7. Rango de valores para 14 bits [23]	70
5.8. Frecuencias de corte del registro XYZ-DATA-CFG[23]	71

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes

Los términos e-Salud y m-Salud resultan de recientes campos de investigación donde se brindan nuevas capacidades de cuidado beneficiando a pacientes, médicos, investigadores y personas dedicadas al cuidado de pacientes, y resulta muy aplicable en el caso de cuidar adultos mayores.

1.1.1. e-Salud

Desde el punto de vista electrónica y telecomunicaciones: Surge este nuevo término como la necesidad de describir el uso continuo de la comunicación electrónica y la tecnología de la información en el sector de la salud, donde se toman datos digitales que son transmitidos, almacenados y recuperados electrónicamente, para propósitos clínicos, educacionales o administrativos, en un sitio local o a distancia [16].

Desde el punto de vista de la informática: Se define como la aplicación de las Tecnologías de la información y las comunicaciones (TICs) en el amplio rango de aspectos que afectan el cuidado de la salud, desde el diagnóstico hasta el seguimiento de los pacientes, pasando por la gestión de las organizaciones implicadas en estas actividades. En el caso concreto de los ciudadanos, la e-Salud les proporciona considerables ventajas en materia de información, incluso favorece la obtención de diagnósticos alternativos.

En general, para los profesionales, e-Salud se relaciona con una mejora en el acceso a información relevante, asociada a las principales revistas y asociaciones médicas, con la prescripción electrónica asistida y, finalmente, con la accesibilidad global a los datos médicos personales a través de la historia clínica informatizada.

1.1.2. m-Salud

Es un término comúnmente usado para referirse al uso de dispositivos móviles de comunicación, tales como teléfonos celulares, smart-phone, computadoras tipo tableta, y Ayudante personal digital (PDA), aplicadas a servicios de salud.

El campo de estudio de m-Salud ha emergido como un sub-segmento de e-Salud, haciendo uso de las TICs para servicios de salud y de información [12], como ejemplo de su aplicación se tienen la monitorización y diagnóstico de pacientes a distancia.

1.1.3. Riesgos comunes en el cuidado de adultos mayores

A continuación se tratarán algunos de los riesgos de salud y emergencia más comunes a los que se enfrentan los adultos mayores y que son de interés básico para incluir como

parte de un monitoreo continuo.

1.1.3.1. Riesgos relacionados a fiebre

La presencia de fiebre en el anciano no es frecuente [19], sin embargo su existencia obliga a un estudio completo; ya que puede ser la manifestación inicial de algún proceso inflamatorio agudo ó alguna patología crónica. Es importante definir el concepto de fiebre, ya que la capacidad de regulación térmica del adulto mayor es variable, por lo que puede presentar elevación de la temperatura cutánea superficial debido a exceso de abrigo, exposición a ambientes calurosos, ó deshidratación. La fiebre es una respuesta fisiológica, ante la invasión del torrente sanguíneo, por algún agente infeccioso capaz de afectar los centros reguladores de temperatura corporal localizados en el sistema nervioso central, a nivel del hipotálamo.

La temperatura corporal normal oscila entre 36.5°C a 37°C por consiguiente: Hablamos de febrícula a partir de los 37.5°C a 38°C , y fiebre a partir de los 38.5°C . [11]

1.1.3.2. Riesgo de caídas

Cada año aproximadamente un tercio de los adultos con edades arriba de los 65 años sufren alguna caída, y la probabilidad de que esto ocurra aumenta conforme la edad y el sexo (es mas alta la probabilidad en mujeres)[14]. Aproximadamente el 50 % de estos incidentes son caídas recurrentes y aproximadamente un 10 % de las caídas resultan en lesiones graves [25].

Con o sin pérdida del conocimiento, las caídas son un factor de riesgo elevado para los adultos mayores. Estas caídas pueden ser causadas por diversos factores que se caracterizan en intrínsecos y extrínsecos.

1.1.3.2.1. Factores intrínsecos causantes de caídas:

Alteraciones fisiológicas: Disminución de la agudeza visual, alteraciones en la conducción nerviosa vestibular, angioesclerosis del oído interno, retardo global de los reflejos, atrofia muscular y degeneración de las articulaciones [25].

Consumo de fármacos: Antibióticos, tetraciclina, glucopéptidos, amino glucócidos, antidepresivos, psicotrópicos, neurolépticos, calcio antagonistas, diuréticos, beta bloqueantes, antihipertensivos, alcohol, fenitoína, metales pesados.

Enfermedades tanto agudas como crónicas:

- Patologías cardiovasculares: Insuficiencia cardíaca, hipertensión, lesiones cardiovasculares, cardiopatía isquémica.
- Patología neurológica psiquiátrica: Enfermedad de Parkinson, hidrocefalia, crisis epilépticas, tumores intracraneanos, deterioro cognitivo, depresión, ansiedad.
- Patología sistemática: Infecciones, trastornos endocrino metabólicos y hematológicos.
- Patologías del aparato locomotor: Artrosis, osteoporosis.
- Patologías sensoriales: Propioceptiva, ocular y del equilibrio.

1.1.3.2.2. Factores extrínsecos causantes de caídas:

Factores ambientales o del medio que los rodea que puede propiciar una caída ya sea en la vivienda en la vía pública o en medio de transporte [25].

Algunos ejemplos pueden ser: Desniveles, obstáculos, iluminación insuficiente o inadecuada, escaleras sin pasamanos, escalones altos, muebles situados a una altura incorrec-

ta, cables sueltos, muebles inestables, ausencia de barras en la bañera, suelos resbaladizos, ausencia de antideslizantes, camas altas y/o estrechas.

1.1.3.3. Riesgos de exposición a temperatura ambiente extrema

De acuerdo con una investigación del Instituto Nacional de la Salud y de la Investigación Médica de París (INSERM), aunque las temperaturas invernales incrementan la presión arterial de toda la población, en el caso de las personas en senectud se presenta una mayor susceptibilidad a dicha reacción [1].

Los especialistas recabaron datos estacionales de 8 mil 800 mayores de 65 años durante dos años, y comprobaron que con la edad se producen cambios en los mecanismos que regulan la presión arterial, lo que les hace aún más sensibles a las oscilaciones. En las personas mayores, los mecanismos baroreceptores que regulan la presión arterial sufren cambios. Diferentes hipótesis indican que este desorden incrementa la sensibilidad de los vasos sanguíneos, afirman los autores. El frío afecta con más intensidad la presión de los mayores de 80 años, cuando las temperaturas son muy bajas se recomienda incrementar la vigilancia médica de los hipertensos.

Cuando el organismo se ve expuesto a temperaturas frías o a un ambiente frío y húmedo por períodos prolongados, los mecanismos de control pueden dejar de mantener la temperatura normal. El clima frío puede causar daños severos en los tejidos e incluso la muerte [18]. Si no se toman precauciones adecuadas, cualquier persona puede llegar a sufrir de hipotermia.

El signo clave de la hipotermia, es que la temperatura interna del cuerpo baje a menos de 35 °C. Los signos y síntomas, que suelen desarrollarse lentamente incluyen temblores, afectación del habla, respiración anormalmente lenta, piel pálida y fría,

pérdida de coordinación y fatiga, letargo o apatía.

1.1.3.4. Riesgo de accidente y situaciones de emergencia

El adulto mayor, puede enfrentar situaciones de accidente o riesgo, tales como asfixia, imposibilidad de salir de algún sitio, alerta de fuego, etc., y que en algunas ocasiones, se presente una inhabilitación circunstancial que le impide el pedir auxilio o ayuda. Es importante en estos casos contar con un sistema que brinde un llamado de alerta y atención inmediata, ya que los primeros minutos del accidente son los más importantes para disminuir los riesgos, pudiendo evitar así la muerte o graves secuelas posteriores.

Estos sistemas de petición de auxilio, son importantes para que el cuidador responsable acuda de manera pronta y oportuna a prestar los servicios adecuados a dicho evento.

A estos se les consideran alarmas de pánico, las cuales pueden hacer uso de ayuda visual (pantalla, Luz indicadora, tablero de mensajes) y/o acústica (sirena, bocinas, llamada telefónica automática, sistema de voz). A estos sistemas se les puede agregar la posibilidad de enviar un mensaje de texto a un dispositivo móvil, el envío de correo electrónico o publicar mensaje en alguna de las redes sociales para la comunicación de este tipo de eventos.

1.2. Motivación y pregunta de investigación

El crecimiento disparado de la población en envejecimiento, es uno de los mayores problemas sociales actuales alrededor del mundo [17].

Segun cifras aportadas por la organización mundial de la salud, para antes del año 2050, la proporción de los habitantes del planeta mayores de 60 años se duplicará, pasando del 11 % al 22 %. En números absolutos, este grupo de edad pasará de 605 millones a 2000 millones en el transcurso de medio siglo [17].

Tambien son muchos los riesgos de accidentes y de salud a los que los adultos mayores se enfrentan a diario. El detectar, prevenir o monitorear estos riesgos o accidentes, es una tarea difícil de los familiares y del personal dedicado al cuidado de los adultos mayores.

Debido a los altos riesgos de accidentes y de salud que los adultos mayores enfrentan diariamente, es de gran interés para los cuidadores a cargo de los adultos mayores, el monitoreo continuo de sus pacientes.

La actual aparición de dispositivos móviles que hacen uso de las tecnologías emergentes novedosas en la transmisión inalámbrica tales como zigbee, bluetooth, WiFi etc., y por otro lado, sensores analógicos y digitales de compacta integración y bajo consumo de energía nos ha abierto la puerta en el campo de desarrollo orientado al cuidado de la salud mediante el uso de redes de sensores y tele-monitoreo de pacientes.

Por otro parte, los avances técnicos en el desarrollo de sensores MEMS (sistemas micro electro mecánicos) y microprocesadores en los años recientes, han sido la clave para facilitar el tele-monitoreo de las actividades físicas de las personas [27].

Incorporando estas tecnología al campo del cuidado de adultos mayores nos lleva a una nueva búsqueda que es referente a la optimización en la incorporación, portabilidad e integración física en el paciente, pero al mismo tiempo buscar el mínimo coste y que brinde un acceso a todos los interesados mediante una red convenientemente comercial y óptima [12],[16].

Es por esto que surge la demanda en este sector para cubrir esta problemática en la que se necesita del desarrollo de sistema guardián de monitoreo continuo para adultos mayores, basado en una red IEEE802.15.4, que brinde flexibilidad en su escalamiento para futuras tecnologías, capaz de monitoreo de las caídas, temperatura y ritmo cardíaco del paciente, y que brinde una robusta y económica integración de desarrollo.

Basado en lo anterior surgen las siguientes preguntas de investigación:

- ¿Que elementos deberá tener el sistema de arquitectura tipo vestimenta, para la portabilidad sencilla, practica y que logre incorporar sensor para caídas y temperatura, pero que a su vez sea de fácil acceso para activar alarmas de pánico?

- ¿Cuál sería el nivel de funcionalidad que tendría el sistema de detección de caídas al ser incorporado en un dispositivo de vestimenta tipo brazaletes para adultos mayores?

- ¿Cuál sería el nivel de funcionalidad que tendría el sistema de medición de temperatura corporal, al ser incorporado en un dispositivo de vestimenta tipo brazaletes para adultos mayores?

- ¿Cuál sería el nivel de funcionalidad que tendría el sistema de medición de ritmo cardíaco, al ser incorporado en un dispositivo de vestimenta tipo brazaletes para adultos mayores?

- ¿Qué ventajas aportaría un sistema de monitoreo de vestimenta tipo brazaletes que incorporara todos los sensores de variables biomédicas mencionadas (temperatura corporal, temperatura ambiente, pulso y detección de caídas) y los incorporara a una red de sensores 802.15.4.

Para dar respuesta a la pregunta de investigación se propone el diseño y desarrollo de un sistema tipo brazaletes, para el apoyo a cuidadores de adultos mayores, con monitoreo de su salud y que brinde respuesta a emergencias médicas básicas, mediante la

CAPÍTULO 1

incorporación de sensor de caídas, medición de temperatura en la piel, ritmo cardiaco y botón de pánico.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar y desarrollar un sistema electrónico tipo brazalete, para que los cuidadores de adultos mayores puedan monitorear datos vitales y de actividad física de sus pacientes, haciendo uso de la redes de sensores basadas en el estándar IEEE 802.15.4.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Compatibilidad con sensores bio-eléctricos comerciales y brindar la suficiente flexibilidad para variantes futuras de estos.
- El sistema a desarrollar tomará en cuenta las tecnologías móviles actuales para tener la compatibilidad requerida, sistemas operativos y aplicaciones en uso actual.
- El sistema deberá incluir la red IEEE802.15.4 procurando la óptima integración de esta mediante un sistema operativo conveniente a los recursos del microprocesador a utilizar, aprovechando al máximo los recursos de este.
- Configuración de una plantilla del sistema para trabajar con 802.15.4 básico, capa física y capa MAC.
- Implementación de software para control, administración y envío de paquetes por la red de sensores.
- Desarrollo de driver I^2C para acceso a los dispositivos del sistema.
- Desarrollo de drivers para acelerómetro, sensor de temperatura y sensor de pulso.

- Desarrollar alarmas y temporizadores para monitoreo automático de señales fisiológicas.
- Implementación de software para controlar botón de pánico.
- La arquitectura de hardware debe quedar limitada en recursos para incluir los requerimientos mínimos para lograr la integración más reducida posible haciendo uso de tecnologías actuales referentes al montaje y manufactura de los dispositivos electrónicos (microprocesador, radio transceiver y antena), de incorporación ergonómica y de fácil portabilidad personal en el pacientes mediante un brazalete.
- Validación estadística de las pruebas del sistema en detección de caídas.

1.4. Limitaciones

Un sistema que resuelva el presente problema deberá enfrentar las siguientes limitaciones:

- El sistema deberá operar en una red de dispositivos conectados a un coordinador en un radio de 30 mts.
- El sistema deberá operar en una red dispositivos que permita el bajo consumo de energía, por lo tanto Wifi y Bluetooth serán descartados, pues estas demandan grandes consumos de energía.
- En el algoritmo de caídas se basará en principios de acelerometría como entrada, se evitará el uso de giroscopio para reducir el coste.
- La probabilidad de detección de caídas estará limitada al uso del algoritmo en la muñeca, se tendría una mayor probabilidad de detección al situar el sensor en la cadera del individuo, pero el objetivo de esta tesis es el diseño de un brazalete.

- La zona para tomar las mediciones de cualquier parámetro fisiológico es únicamente la muñeca.
- La zona de la muñeca del brazo muestra poca concentración de grasa por lo que en el caso de la temperatura se deberá hacer una corrección correspondiente.
- Por ser considerada una extremidad del cuerpo, la muñeca pertenece a una de las zonas disipadoras de temperatura del cuerpo humano por lo que se deberá hacer una corrección correspondiente de hasta +1.5 grados aprox, esto dependiendo de masa corporal promedio del individuo y la temperatura ambiente a la que la el brazo este expuesta.
- La muñeca es una zona con mucho movimiento, esto presenta un verdadero problema ya que impacta directamente a la respuesta del algoritmo de caídas al detectar estos movimientos y golpes por el acelerómetro.
- El espacio a desarrollar el sistema es un brazaletes y la área de trabajo es muy reducida : 34mm x 38 mm.
- Por motivos de ahorro de energía se deberá utilizar un microprocesador compacto de 8 bits y muy poca memoria RAM y ROM.
- Debido al tamaño del microprocesador requerido no se puede incorporar sistema operativo, solo podrá implementarse un algoritmo administrador de tareas básico.

1.5. Estructura de la tesis

Esta tesis esta estructurada de la siguiente manera:

El capítulo 1, muestra una introducción al tema a resolver, incluye terminos y definiciones importantes para comprender la problemática a trabajar, se manejan temas importantes a considerar en el monitoreo de actividad fisiológica de los adultos mayores, se explican riesgos a los que estos se enfrentan como fiebre, exposición a temperaturas extremas, caídas y accidentes con inmovilidad o imposibilidad de pedir auxilio.

En el capítulo 2, se presentará el estado del arte actual compuesto por cuatro soluciones comerciales y una en proceso de investigación en desarrollo. Las cuales ofrecen alternativas de solución al problema propuesto en esta tesis, pero mostrando variantes en metodos de adquisición, tecnologías de transmisión de datos y tipo de sensado de señales fisiológicas. Tambien se mencionarán sus ventajas y desventajas.

En el capítulo 3 se trata el marco teórico necesario para implementación de la solución propuesta, se aborda una comparación de redes de área personal, finalmente se selecciona la mas apropiada a nuestro caso que es el estandar IEEE 802.15.4.

En el capítulo 4 se mostrará la arquitectura propuesta para la solución a nuestro problema y se brindarán los elementos básicos que lo conforman en un sistema a bloques.

En el capítulo 5 se detalla una solución tecnica que incorpora los algoritmos propuestos para el monitoreo de los eventos. Además se propondrán los sensores de medición

con sus correspondientes circuitos de adaptación, en este se incluyen diagramas de flujo, circuitos y especificaciones técnicas de los componentes usados.

En el capítulo 6 se muestran los resultados obtenidos al evaluar la solución propuesta. Se exponen los criterios utilizados y el marco de referencia con el que se trabajó para evaluar dichos resultados. En este capítulo se muestra el análisis de los resultados del algoritmo para detección de caídas y la medición del pulso.

Por último en el capítulo 7 se muestran las conclusiones obtenidas por este trabajo.

Capítulo 2

Estado del Arte

2.1. Sistemas de monitoreo comerciales

En el mercado actual existen varias propuestas aplicadas al monitoreo de señales fisiológicas como el pulso y/o las caídas, que integran el uso sensores bio-eléctricos y transmisores inalámbricos (WiFi, Zigbee, Bluetooth), pero muy pocas de estas propuestas se enfocan para uso en adultos mayores, algunas utilizan el transmisor con el sensor fisiológico integrado en el mismo hardware, y menor aun es la cantidad de propuestas que lo hagan usando detector de caídas, botón de pánico, sensor de pulso y temperatura en un mismo dispositivo.

En esta comparación, no se tomarán en cuenta ninguna aplicación deportiva y que generalmente monitorean unicamente pulso, como por ejemplo: Nike, New Balance, Zephyr, Alpha entre otros.

2.1.1. Wriskwatch™ de Emergency Medical Technologies[9]

Consiste en un reloj pulsera que monitorea el ritmo cardiaco y manda alertas en caso de que el pulso se pare. Los mensajes de alarma son enviados por Bluetooth, una imagen de este producto se puede observar en la figura 2.1

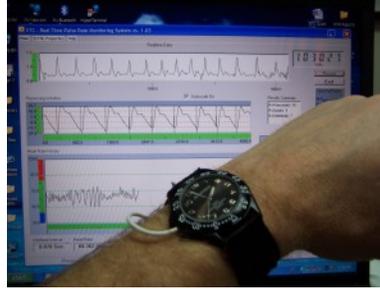


Figura 2.1: Wriskwatch. Emergency Medical Technologies

Ventajas:

- Se coloca en la muñeca, la cual es una área ideal para la toma de pulso, ya que no tiene tanta grasa lo cual facilita el la medición, además se trata de un área que no obstruye en la actividades diarias y comunes del paciente.

Desventajas:

- Alto numero de falso verdaderos, cuando esto sucede emite un sonido el brazalete que el portador debe presionar para desactivar la alarma y enviar una segunda alarma para cancelar la primera.
- Bluetooth, consume mucha energía comparada contra Zigbee y 802.15.4.
- Solo integra ritmo cardiaco, pero planean sacar la siguiente producto que incluya detección de caídas.

- Aún no se ha comercializado.
- Aún no tiene conexión a internet.

2.1.2. Oxybeat [10]

Consiste en un reloj pulsera que monitorea el ritmo cardiaco, el método utilizado para medición de pulso es basado en oximetría (SpO_2). La medición es tomada mediante el uso de un sensor externo colocado en la punta del dedo medio y almacena hasta 38 horas de datos en una memoria flash que puede ser descargada posteriormente por un cable USB, una imagen de este producto se puede observar en la figura 2.2.



Figura 2.2: Oxybeat by KTMed Inc. (medidor de pulso)

Ventajas:

- Se coloca en la muñeca, es una área ideal ya que no tiene tanta grasa lo cual facilita el monitoreo. Y es un área que no obstruye actividades diarias y comunes.
- Compatible con sensores comerciales de oximetría SpO_2 que se colocan en el dedo.

Desventajas:

- Se requiere comprar un accesorio para la medición del pulso en el dedo.

- No se conecta a ningún tipo de red.
- Los datos se descargan mediante cable USB
- Únicamente mide el ritmo cardiaco.

2.1.3. Heal Force, Nison [3]

Al igual que Oxybeat y WriskWatch este dispositivo consiste en un reloj tipo pulsera que monitorea el ritmo cardiaco mediante oximetría, y también requiere la conexión de un sensor externo hacia el dedo medio para tomar la medición, una imagen de este producto se puede observar en la figura 2.3.



Figura 2.3: Pulsera Heal Force de Nison, básicamente otro oxímetro

Ventajas:

- Se coloca en la muñeca, es una área ideal ya que no tiene tanta grasa lo cual facilita el monitoreo. Y es un área que no obstruye actividades diarias y comunes.
- Compatible con sensores comerciales de oximetría SpO_2 que se colocan en el dedo.

Desventajas:

- No se conecta a ningún tipo de red.
- Los datos son mostrados en el display tipo LCD integrado
- Solo monitorea el ritmo cardiaco.

2.1.4. MD300W11 de ChoiceMMed [5]

Consiste en un reloj pulsera de la marca ChoiceMMED que monitoréa el ritmo cardiaco basado en oximetría y nivel de oxígeno en la sangre, también lo hace con un sensor colocado en el dedo medio, pero no tiene capacidad de enviar datos por ningún medio. Una imagen de este producto se puede observar en la figura 2.4



Figura 2.4: Oxímetro MD300W11 de ChoiceMMed

Ventajas:

- Se coloca en la muñeca, es una área ideal ya que no tiene tanta grasa lo cual facilita el monitoreo, además esta es un área que no obstruye actividades diarias y comunes.
- Compatible con sensores comerciales de oximetría SpO_2 , diseñados para ser colocados en el dedo medio.

Desventajas:

- No se conecta a ningún tipo de red.
- Los datos solo son mostrados en display, no tiene capacidad para entregarlos por un puerto o enviarlos hacia algún tipo de red.

2.2. Sistemas no comerciales (publicaciones)

En esta área se encontraron varios artículos referentes a la detección de caídas utilizando acelerómetro, pero no se incluirán, pues solo se concentraban en la caída. Del resto de artículos son tres los que van más de acuerdo al objetivo planteado, y son aquellos que incluyeron más de una señal fisiológica [15],[13],[6]. Curiosamente los dos del mismo autor. Por tal motivo se presenta el trabajo más reciente que es del 2008 [13]. En el artículo [13], un grupo de investigadores de la división de telecomunicaciones y electrónica de la universidad nacional de Pukyong Korea, usando ECG, acelerómetro y SpO_2 describen un sistema que implementa varios de los elementos buscados, como son uso de WSN, sensor de pulso, sensor de caídas y temperatura.

Es muy completo pues incluye algunos de los elementos buscados en nuestro problema como es incorporación de acelerómetro y pulso, excepto que no incluye botón de pánico, temperatura corporal, ni detección de caídas (el acelerómetro solo lo usan para ver el movimiento). En la Figura 2.5 se muestra a un usuario portando dicho sistema.

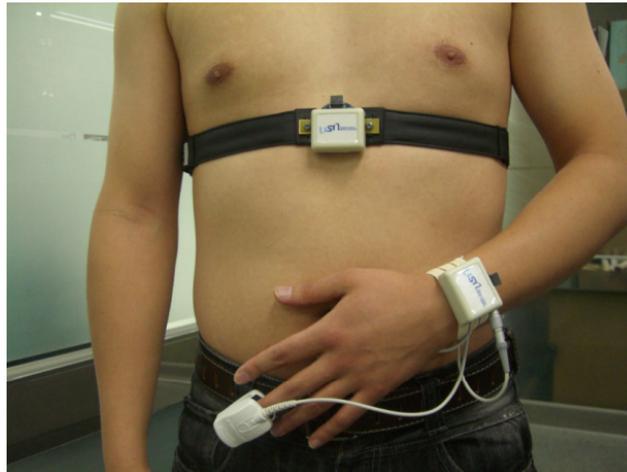


Figura 2.5: Sistema propuesto en la universidad Pukyong en Korea

Pros y contras

Ventajas:

- Usa el estándar 802.15.4 para enviar los datos a un coordinador.
- Detecta movimiento utilizando un acelerómetro MMA7260Q.
- Mide el pulso.
- Mide ECG.

Desventajas:

- El pulso lo mide en el dedo, no en la muñeca, esto implica la necesidad de un cable para conectar el sensor a el dispositivo en el brazalete, lo cual lo hace poco practico para el uso común y diario del paciente.
- El ECG lo mide en el pecho mediante una banda alrededor de tronco del paciente
- No mide temperatura.
- No envía alarmas de caída ni de pánico.

2.3. Conclusión estado del arte

Solo se encontró un artículo que describe una solución parecida a nuestra propuesta, pero aun así no incluye detección de caídas, alarmas de pánico ni temperatura, aun así no deja de ser una buena referencia de diseño para propósitos de comparación.

Para la aplicación del ritmo cardiaco es muy conveniente el colocar el sensor en la muñeca, pero la mayoría de estos sensores de pulso toman la señal en el dedo, de los mencionados en el estado del arte solo el primero toma el pulso en la muñeca.

La muñeca es un área ideal para la toma señales fisiológicas como el pulso, ya que es una área que tiene poca concentración de grasa, aun en la medicina tradicional se suele tomar el pulso por tacto en esta zona, solamente con ayuda de un reloj.

En nuestra propuesta, todas las señales fisiológicas se adquieren en la muñeca, lo cual da la ventaja respecto a los sistemas descritos en este capítulo. La tabla 2.1 muestra una comparativa de los sistemas descritos contra el nuestro.

Sistema	Tipo de Red	ECG	Ubicación de sensores	Incluye acelerómetro	Temp. corporal	Temp. ambiente	Mide pulso	Detecta caídas	Botón pánico
WristWatch	Bluetooth		Muñeca/Dedo	✓			✓	✓	
Oxybeat	N/A		Muñeca/Dedo				✓		
Heal Force	N/A		Muñeca/Dedo				✓		
ChoiceMMed	N/A		Muñeca/Dedo				✓		
P.N.U(korea)	802.15.4	✓	Muñeca/Dedo/Tronco	✓			✓		
Brazalete FIAD	802.15.4		Muñeca	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Tabla 2.1: Comparativa de los sistemas vistos en este capítulo

Capítulo 3

Marco Teórico

3.1. Introducción

Inicialmente los procesos de monitoréo mediante sensores inalámbricos se hacían con redes inalámbricas de área local (WLAN), las cuales son bastante buenas para aplicaciones donde la tasa y el volumen de datos a enviar son bastante altos. Por otro lado, estas redes son muy comunes y prácticamente la mayoría de los centros que brindan servicios para el cuidado de adultos mayores cuentan con acceso a internet mediante Hotspots (puntos de acceso), lo que hace que la información sea accesada inmediatamente por servicios web, así no solo el cuidador podría monitorear la actividad física del adulto mayor sino también los familiares del paciente.

El uso de tecnologías inalámbricas de área personal (WPAN) para aplicaciones médicas es una opción para sustituir a las tan populares y comunes redes inalámbricas de área local (WLAN). Las WPAN nos brindan ventajas en el ahorro de energía, lo cual es un valioso recurso, en la salud móvil.

3.2. Redes Inalámbricas de área personal (WPAN)

Dentro de las redes inalámbricas de área personal más importantes están: Bluetooth, 802.15.4, Zigbee, BAN, ANT, IrDA, pero de estas las más aplicables a este proyecto serían las cuatro primeras, la tabla 3.1 muestra el área de cobertura y la tasa de transmisión de estas redes.

IrDa es un formato ya muy explorado y utilizado sobre todo en transferencia de archivos, y ofrece un gran ancho de banda pero se descarta pues funciona en el espectro de luz.

La tecnología inalámbrica BAN tiene el problema de que su cobertura es de aproximadamente entre los 2 y 5 metros (ver tabla 3.1), lo que no es conveniente para nuestro problema a resolver.

En el caso de Zigbee se deberá aplicar para obtener una certificación, por lo que se descarta, pues para esta tesis el desarrollo es solo para propósitos demostrativos.

Tecnología	Alcance	Tasa de transmisión
Wifi	100mts	54Mb/s
802.15.4	10-100mts	254 Kb/s
Bluetooth	10mts	1Mb/s
BAN	3mts	kb/s - Mb/s

Tabla 3.1: Alcance y tasas de transmisión típicas

3.3. Selección de tecnología de red mas apropiada

Al considerar la selección de que tecnología a usar, es importante tener en cuenta las limitaciones mencionadas en el capítulo anterior, donde se menciona que el ahorro de energía es uno de los principales problemas a enfrentar.

Otra limitación importante mencionada es el rango de cobertura en metros que se tiene de alrededor de los 30 mts de radio.

La figura 3.1 muestra una comparativa de todas las WPAN mencionadas, haciendo un análisis en función de tasa de datos contra consumo de energía, resulta fácil observar de esta gráfica que Zigbee y BAN son las mas adecuadas en cuanto al ahorro de energía.

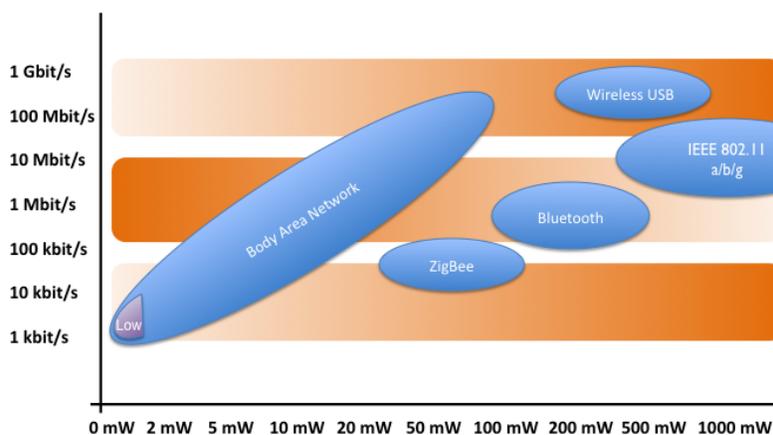


Figura 3.1: Comparativa de consumo de energía en tecnologías mencionadas

Con respecto al consumo de corriente, también se muestra un análisis comparativo de Bluetooth, 802.15.4 y WiFi, en el que se observa que 802.15.4 muestra el menor consumo de corriente, y que es aun menor cuando el dispositivo está en modo de transmisión, ver figura 3.2

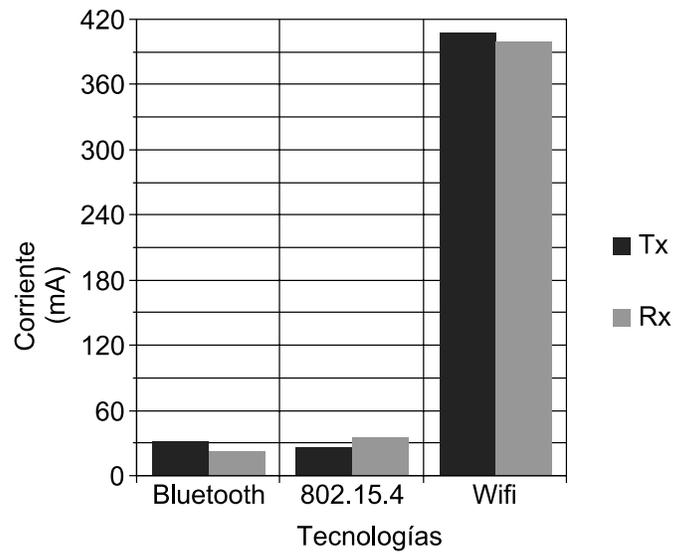


Figura 3.2: Comparativa de corriente

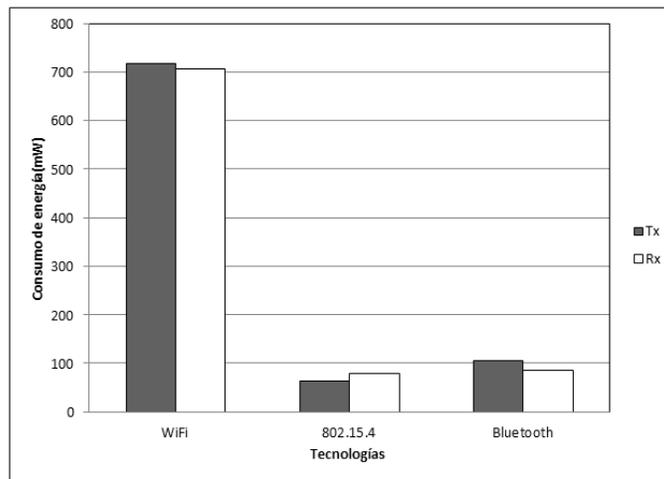


Figura 3.3: Comparativa de consumo de energía

Como ya se ha explicado anteriormente, Zigbee requiere certificación, pero esta tecnología está basada en el estándar IEEE 802.15.4, lo único que tiene como agregado es lo referente a la aplicación y sus perfiles de uso, por lo que se optó por seleccionar solamente el estándar 802.15.4, y así nos evitamos la limitación de la certificación, en específico se seleccionó la versión del estándar 802.15.4 revisión 2006.

Finalmente, habiendo seleccionado las dos principales opciones con respecto al alcance en metros, nos quedan Bluetooth y el estándar IEEE 802.15.4, y haciendo un análisis comparativo de consumo de energía, tenemos la siguiente figura que muestra sus comparaciones con respecto a WiFi, ver figura 3.3

Del análisis de las figuras 3.1,3.2,3.3, se seleccionó el estándar IEEE 802.15.4 para el desarrollo de esta tesis.

3.4. Estándar 802.15.4

Este protocolo responde a un modelo que está integrado por la capa física (PHY) y la capa de acceso al medio (MAC), las capas de red y aplicación son definidas por el usuario, ver figura 3.4

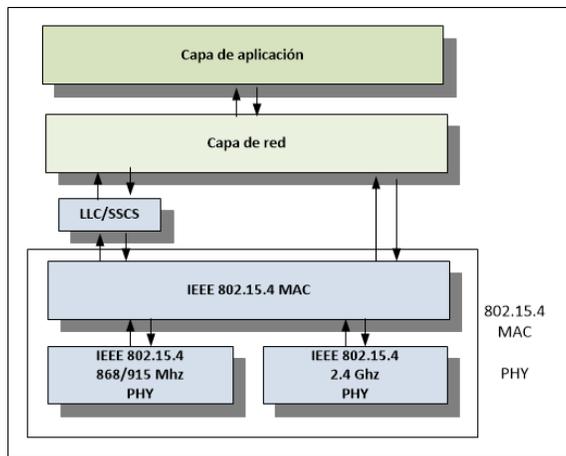


Figura 3.4: Arquitectura de modelo 802.15.4

El estándar 802.15.4 da la posibilidad de armar redes en topología tipo estrella y par a par (peer to peer), ambas son mostradas en l figura 3.5.

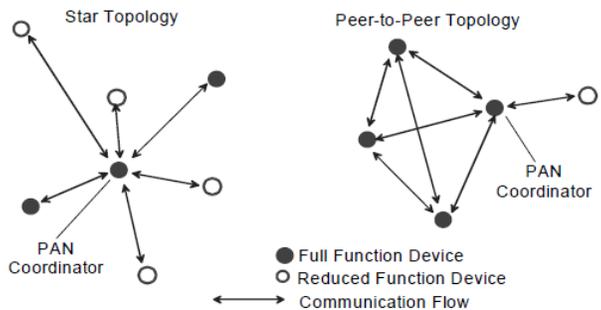


Figura 3.5: Topologías estrella y Peer-Peer en 802.15.4 [8]

3.4.1. Capa Física (PHY)

La capa física (PHY) define las características del medio inalámbrico y es aquí donde se llevan a cabo tareas relacionadas directamente con el radio transmisor y receptor de RF.

Esta capa brinda principalmente 2 servicios:

- *Servicio de datos:* Transmite los datos al medio físico mediante un punto de acceso al servicio (SAP).
- *Servicio de administración:* Administra el acceso a la entidad física (PLME), y lleva un control en base de datos para administrar las conexiones hechas, que forman lo que se conoce como información de base física (PBI).

En esta capa se llevan a cabo importantes tareas como:

- Apagar y encender el radio.
- Detección de nivel de energía en un canal.
- Indicación de nivel de calidad de enlace (LQI), midiendo la potencia con que fue recibido el dato.
- Sintoniza la frecuencia de trabajo en alguno de los canales disponibles a petición de la capa MAC
- transmisión y recepción de datos de capas superiores y las envía al medio físico.

En la capa física se trabaja con un radio en la banda ISM (banda de radiofrecuencia con propósito científico, médica o industrial). Teniendo como opciones de portadora:

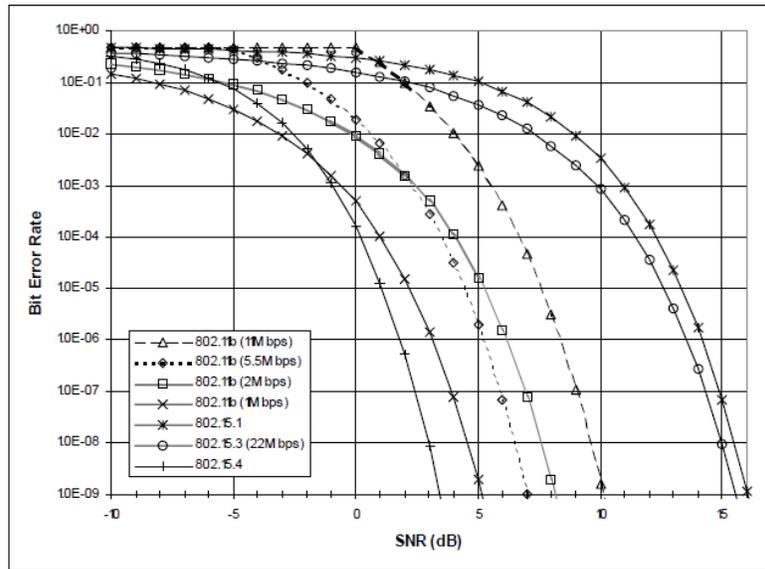


Figura 3.6: BER de tecnologías bajo AWGN

868 Mhz, 915Mhz y 2.5 Ghz. Estas tres opciones de trabajo del estándar usan secuencia directa de espectro esparcido (DSSS).

Para cada caso de las frecuencias a trabajar se tiene su correspondiente de-modulación, ver tabla 3.2 que corresponde a cada frecuencia de trabajo.

Tanto Bluetooth, Wifi y Bluetooth trabajan con espectro esparcido, y también comparten la misma frecuencia de portadora, por lo que la coexistencia de estas 3 tecnologías deberá tenerse en cuidado. La figura 3.6 nos muestra la tasa de error de bit, encontrada en un estudio donde se analizaron las 3 tecnologías bajo el efecto inducido de ruido aditivo blanco Gaussiano, se observa que la señal correspondiente a 802.15.1 es la más afectada por el ruido ya que en 3dB de SNR presenta un BER muy alto, cercano al 0.1, mientras que 802.15.4 presenta un BER de 0.00000001.

Frecuencia	Zonas	Canales	Modulación	Tasa de transmisión
868 Mhz	Japon	1	BPSK	20Kbps
915 Mhz	Europa	10	BPSK	40 Kbps
2.4 Ghz	America	16	O-QPSK	250 kbps

Tabla 3.2: Frecuencias de trabajo para 802.15.4

3.4.2. Capa MAC

La capa MAC se encarga de proporcionar un enlace entre SSCS y la capa PHY, la capa MAC al igual que la capa física (PHY) también cuenta con un punto de acceso al servicio para servicio de datos y gestión de acceso.

Esta capa es responsable de las siguientes tareas:

- Generar las balizas(beacons), se trabaja en supertramas divididas en n ranuras (por defecto 16) de tiempo de igual tamaño. Un dispositivo coordinador puede enviar balizas para sincronizar dispositivos conectados.
- Sincronización de las balizas: en modo nodo, debe localizar las balizas del coordinador para sincronía. Este método es muy útil para el poleo de los datos, el ahorro de energía y detección de nodos huérfanos.
- Trabajo de asociación y des-asociación de nodos de la red.
- El empleo de CSMA-CA para el acceso al canal de datos.
- El manejo y mantenimiento del mecanismo ranura de tiempo garantizada(GTS).
- Proporcionar un servicio fiable para el enlace entre dos nodos pares, reconocimiento y retransmisión de la trama y verificación de los datos mediante algoritmo de verificación de redundancia cíclica(CRC) de 16 bits.

3.4.3. Modos de operación con y sin baliza

- **Modo con Baliza:** En este modo, la comunicación es controlada por el coordinador. El coordinador de la red define el inicio y final de una supertrama mediante la transmisión de una baliza periódica. En este modo se tiene una baja latencia, pues el coordinador administra comunicarse con el resto de los nodos, pero con la desventaja que tendrá que asegurarse que todos los nodos estén siempre activos (encendidos) para revisar la baliza.

En la figura 3.7 se muestra la comunicación con baliza de nodo hacia coordinador.

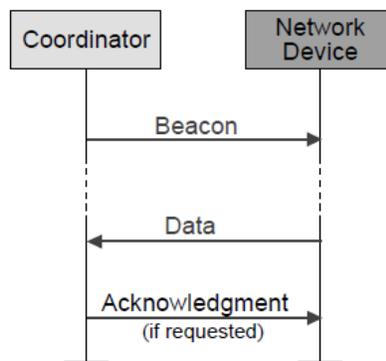


Figura 3.7: Nodo a coordinador con baliza [8]

En la figura 3.8 se muestra comunicación con baliza de coordinador hacia nodo.

- **Modo sin Baliza:** En este modo el nodo receptor no tiene que estar encendido para estar checando la baliza, pero tiene la desventaja de que el coordinador no puede estar conectándose a voluntad con el nodo deseado, sino que deberá esperarse a ser invitado por el nodo para comunicarse.

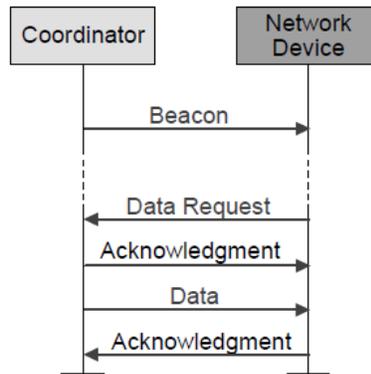


Figura 3.8: Coordinador a nodo con baliza [8]

En la figura 3.9 se muestra comunicación sin baliza de nodo hacia coordinador.

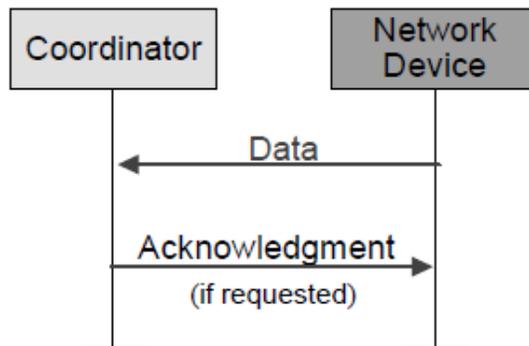


Figura 3.9: Nodo a coordinador sin baliza [8]

En la figura 3.10 se muestra comunicación sin baliza de coordinador hacia nodo.

3.4.4. Tipos de dispositivos

En una red 802.15.4 se tienen 2 tipos de dispositivos:

- RFD : Dispositivo que solamente puede ser simple nodo y por lo tanto no puede ser coordinador de la red.

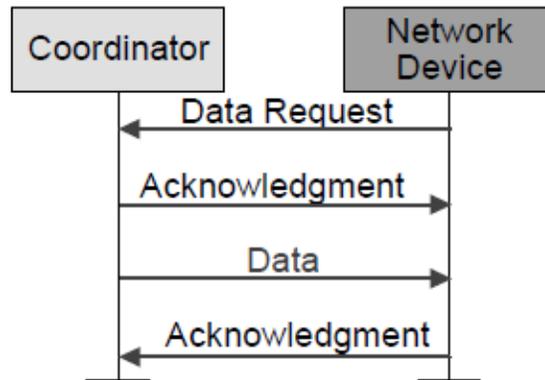


Figura 3.10: Coordinador a nodo sin baliza [8]

- FFD : Dispositivo que puede ser coordinador y nodo.

En el caso de dispositivo FFD, no es necesario tener consideraciones en ahorro de energía, pues en el supuesto que por ser coordinador este se encontraría en un lugar fijo al que se le puede conectar energía directamente de una toma de servicio eléctrico. A diferencia de esto el RFD sí deberá tener precaución en el uso de energía pues generalmente se alimenta con baterías de baja capacidad, donde se procurará la máxima duración de las mismas.

3.5. Trama de datos

La trama de datos se origina en las capas superiores. La carga útil se pasa a la capa MAC y se le llama MSDU. Este MSDU se le agrega un MHR (MAC header) y un MFR (MAC footer), en el MHR está contenido el control de paquete, el número de secuencia y los campos de información de direccionamiento. El MFR está compuesto por 16 bits FCS (frame check sequence). El MHR, MSDU y el MFR conforman el paquete de datos MAC, este paquete es llamado MPDU.

Este paquete MPDU es enviado a la capa física (PHY) donde es ahora la carga útil de paquete de datos de capa física (PHY), llamada también PSDU. Aquí se le agrega un prefijo que está formado de un SHR (que contiene la secuencia del preámbulo y los campos SFD) y un PHR que contiene la longitud del PSDU en octetos. El SHR, PHR y PSDU forman el paquete de datos PHY, ver la figura 3.11

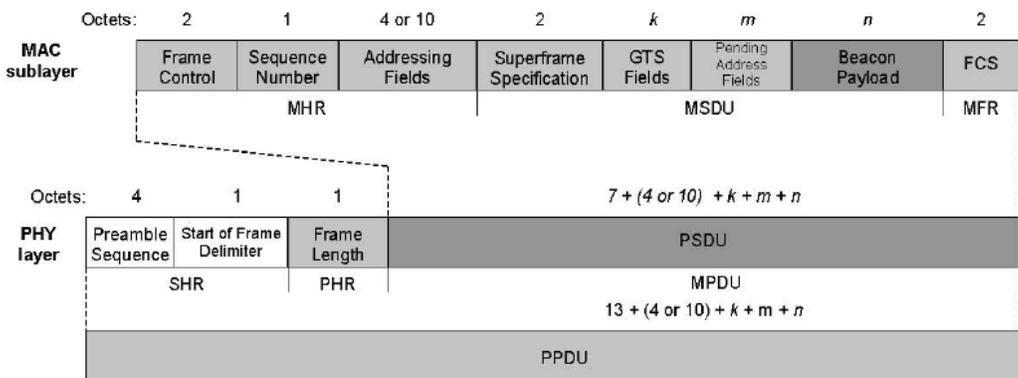


Figura 3.11: Estructura de paquete 802.15.4 [8]

3.6. Conclusión

De este capítulo, se puede concluir que en nuestro caso de estudio que es el brazalete como sistema monitor de los eventos del paciente, cumple con el perfil de dispositivo tipo RFD, es decir nodo simple no coordinador. El cual, se conectará con un coordinador como central recolectora de los datos y eventos que el brazalete detecte.

Dado que el tener baliza implica mayor consumo de energía para el nodo brazalete, como se definió en la sección , entonces es conveniente adoptar el modo no baliza para nuestro caso de estudio. Además, el modo no baliza cumple con el concepto de no recibir comunicación del coordinador, y esto es precisamente el concepto de nuestro sistema de monitoreo. En nuestro sistema la comunicación siempre se iniciará del nodo hacia el coordinador.

Capítulo 4

Arquitectura propuesta

4.1. Introducción

El uso de un brazalete para un sistema de monitoreo vestibular, en este caso en la muñeca, brinda obvias ventajas para el portador de los sensores, pero también para las personas al cuidado de los pacientes (en este caso los adultos mayores). Al tener al paciente monitorizado mediante el sistema propuesto, el cuidador tiene la ventaja de poder cuidar grupos mayores de pacientes y dar un mejor servicio. También el número de cuidadores por edificio se reduce notoriamente, pues ya no es necesario un cuidador dedicado por paciente, se pueden manejar grupos de pacientes asignados por cuidador y así el costo por día en atención al adulto mayor resulta en fracción menor al costo de cuidado que implica el escenario actual.

Se debe preparar la infraestructura adecuada para que la cobertura de este servicio sea lo más eficiente, este dependerá de si se trata de domicilio particular o de un centro dedicado al cuidado de adultos mayores.

4.1.1. Escenario de aplicación

El escenario de aplicación para esta tesis, es aquel donde el adulto mayor se encuentra bajo el cuidado de personal especializado en el tutelaje geriátrico y donde las condiciones de uso estan bien definidas por el entorno que los rodea dentro de las instalaciones en las que se opera.

A través del sistema propuesto, el paciente podrá desarrollar su vida “cotidiana” mientras el auxiliar o cuidador podrá vigilar su actividad y estado físico.

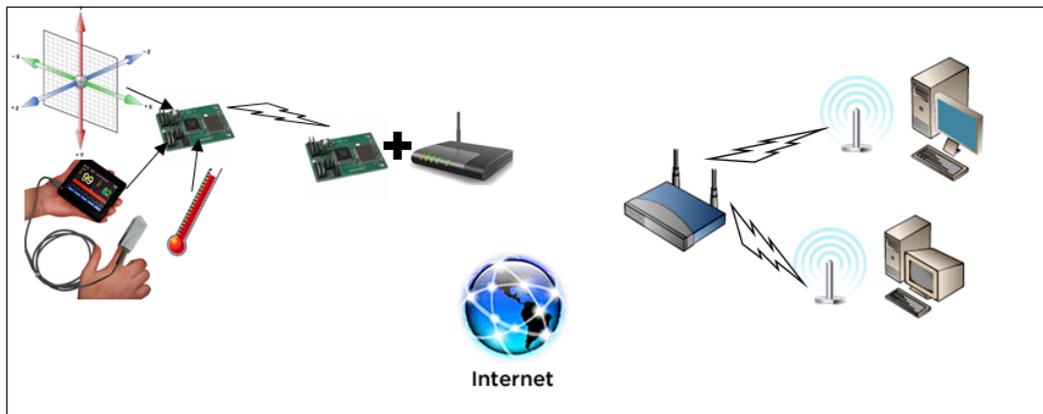


Figura 4.1: Arquitectura propuesta

4.1.2. Arquitectura propuesta

La arquitectura propuesta nos lleva a la obtención de un sistema Ad-Hoc con aplicaciones al soporte de cuidadores de adultos mayores, basado en una red IEEE802.15.4, que brinde monitoreo de señales fisiológicas (como: Temperatura, Ritmo cardiaco, entre otros), capaz de brindar alertas ante emergencias médicas comunes en adultos mayores, que sea de robusta económica integración y desarrollo.

La figura 4.1 muestra un esquema de la arquitectura propuesta, en la que se incluye la posible conexión a internet mediante un dispositivo pasarela.

El pulso del paciente proporciona una valiosa ayuda al cuidador pues este se encontrará de manera continua monitorizada y este será conocido en cualquier momento, independientemente de la hora y la actividad que el paciente desarrolle.

Por medio de la temperatura, el cuidador puede saber si el paciente está desarrollando algún tipo de infección, si su cuerpo está presentando algún grado de hipotermia, o si sufre de alguna alteración emocional fuera de lo normal.

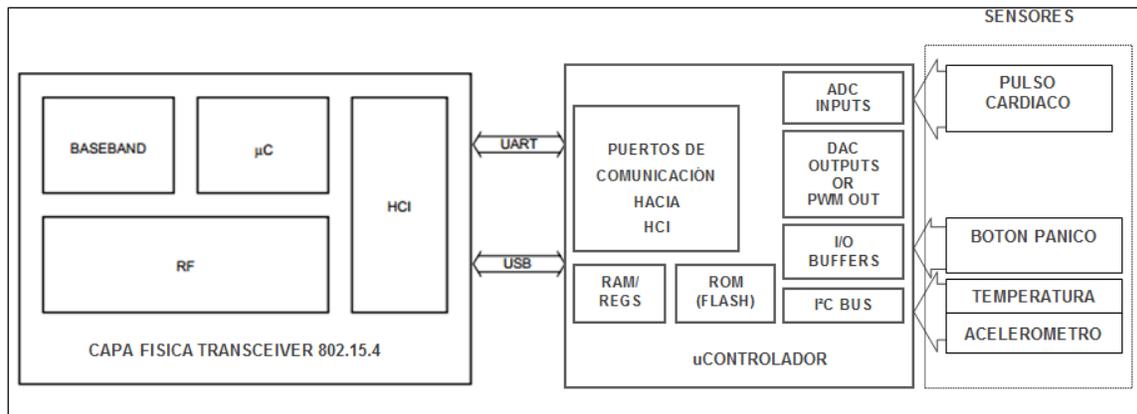


Figura 4.2: Diagrama a bloques de arquitectura propuesta

La figura 4.2 muestra el diagrama a bloques de la arquitectura propuesta en la que se muestran los elementos básicos que conforman el sistema de brazaletes, incluye sensores de variables fisiológicas así como microprocesador y radio transceptor.

Adicionalmente de signos vitales básicos como temperatura y pulso, el sistema podrá enviar señales de alerta al cuidador que en dado momento podrían hacer la diferencia entre la vida y la muerte:

- La petición de ayuda a través de un botón de pánico, puede advertir al cuidador de una situación a la que el adulto mayor se enfrenta y no le es posible hablar o desplazarse con facilidad, así la alarma iniciará una pronta respuesta por parte del cuidador al cargo del paciente, para atenderlo prontamente.

- La detección de caídas, puede ayudar a reducir notoriamente el tiempo de respuesta por parte del equipo al cuidado del adulto mayor, y así prevenir un daño mayor al paciente a causa de daños derivados de las lesiones que no fueran atendidas con prontitud.

La tabla 4.1 muestra un resumen de los servicios ofrecidos por el sistema que se desarrolló.

Signos vitales y eventos	Tasa de muestreo	No.de Bits	Tasa de datos
Ritmo cardiaco	30 Hz	10	300 bps
Temperatura corporal	0.001Hz	14	60 bph
Temperatura ambiente	0.001Hz	14	60 bph
Movimiento	20 Hz	10	200 bps

Tabla 4.1: Parámetros fisiológicos y tasas de transmisión típicas

Capítulo 5

Implementación del prototipo

5.1. Introducción

En este capítulo se detalla cada uno de los elementos que conforma el sistema de monitoréo portable propuesto.

5.2. Plantilla de código para nodo brazalete

El sistema trabajará con el estándar 802.15.4, para lo que se deberá contar con la pila de código de este protocolo, el cual debe incluir las Capas PHI (física) y MAC (acceso al medio). Para lograr tal objetivo se preparó una plantilla base con ayuda de la herramienta Beekit de Freescale, la cual es una herramienta que nos permite hacer toda la configuración base para nuestra pila de código (Stack), se seleccionó CodeBase versión 2.6.0

En la Figura 5.1 se muestra como configurar la plantilla de beekit, se seleccionó la aplicación MywirelessApp en nodo cliente, se seleccionó el Micropocesador MC13237, versión de estándar del 2006, 16 canales y 2 paquetes en cola de espera.

Configure user defined target hardware	Select the channels allowed for RF operation
<p>Which type of MCU and transceiver does the custom hardware use?</p> <p><input type="radio"/> MC1321x SiP</p> <p><input type="radio"/> MC13233C PiP</p> <p><input type="radio"/> MC13234C PiP</p> <p><input checked="" type="radio"/> MC13237C PiP</p> <p><input type="radio"/> S08QE128 MCU and MC1320x Transceiver</p>	<p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 11 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 19</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 12 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 20</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 13 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 21</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 14 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 22</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 15 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 23</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 16 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 24</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 17 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 25</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Channel 18 <input checked="" type="checkbox"/> Channel 26</p>
<p>Set the Protocol Version and Address of the Target</p> <p>Select IEEE 802.15.4 protocol version</p> <p><input type="radio"/> IEEE 802.15.4 MAC 2003</p> <p><input checked="" type="radio"/> IEEE 802.15.4 MAC 2006</p> <p>Set the Extended (MAC) address of the node</p> <p>MSB <input type="text" value="FF"/> LSB</p>	<p>Configure 802.15.4 MAC Application Settings</p> <p>Maximum number of pending packets:</p> <p><input type="text" value="2"/></p> <p><small>Specifies the default number of data packets that can remain</small></p> <p>Slow poll interval:</p> <p><input type="text" value="820"/></p> <p><small>Default interval in milliseconds after which the end device polls the previous poll request.</small></p> <p>Fast poll interval:</p> <p><input type="text" value="82"/></p> <p><small>Default interval in milliseconds after which the end device polls available in the previous poll request.</small></p>

Figura 5.1: Configuración de plantilla para brazaletes

5.3. Procesador y Radio Transceptor

Se seleccionó el microprocesador MC13237, ya que este cuenta con la capacidad de contener la unidad de procesamiento y el radio transmisor-receptor en un empaque de encapsulado monolítico, lo cual da la capacidad de incorporarse en nuestro reducido espacio asignado dentro del brazalete (32x34 mm).

En la Figura 5.2 se muestra un diagrama a bloques del sistema interno que conforma el dispositivo MC13237, en el se puede observar que cuenta con un bloque de procesamiento principal (CPU), un radio transmisor receptor controlado por un switch de micro-ondas, y varias entradas digitales entre las que se encuentran I^2C , SPI, SCI,IR, así como un modulo de conversión digital analógica de 12/8 bits [22],

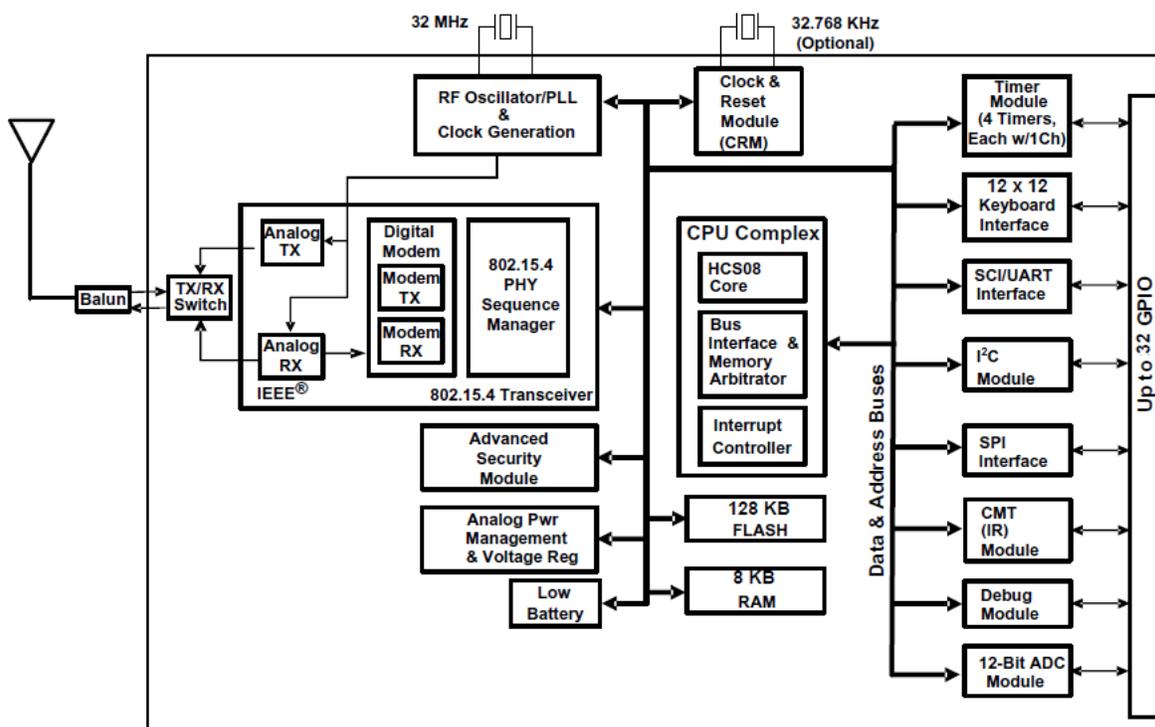


Figura 5.2: Diagrama a bloques del procesador MC13237 [22]

5.3.1. Características de procesador y radio MC13237

La Tabla 5.1 muestra las características más importantes que ofrece este microprocesador.

Características	Valor
Familia	HCS08
Estandar	802.15.4
Empaque	QFN48
Dimensiones	7x7mm
Numero de pines	48 pines
Bits CPU	8 bits
Radio RF	2.4 Ghz
Potencia salida	de -30db a +2dB
Sensibilidad de entrada	-93dB
Voltaje de alimentación	3.3 Volts
Velocidad	32 MHz
RAM	8K
FLASH ROM	128K
Convertidor Analógico-Digital	8 de 12y8 bits
Entradas salidas proposito general	28
PWM	4 de 16bits
Comunicación serial	I ² C,SPI,SCI
Interrupciones	8 de H.W.

Tabla 5.1: Características que ofrece el dispositivo MC13237 [22]

5.4. Antena y circuito de acoplamiento para microondas

La antena utilizada en nuestra propuesta es tipo F invertida, la cual es muy popular en diseños de microondas a 2.4 Ghz.

La Figura 5.3 muestra el patrón de transmisión típico de la antena F invertida, la Figura 5.4 muestra las dimensiones de esta antena, la cual es una referencia de diseño bajo recomendación del proveedor [7].

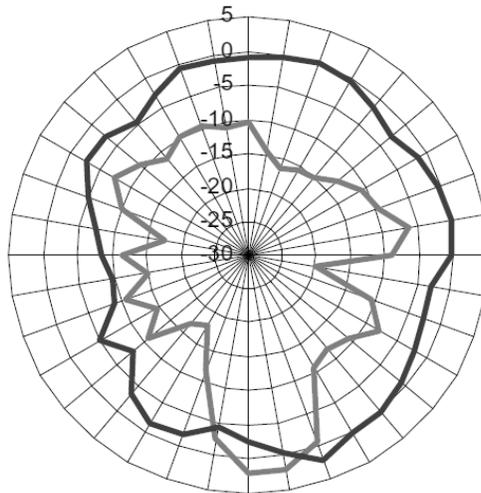


Figura 5.3: Patrón de distribución de radiación en antena F invertida [7]

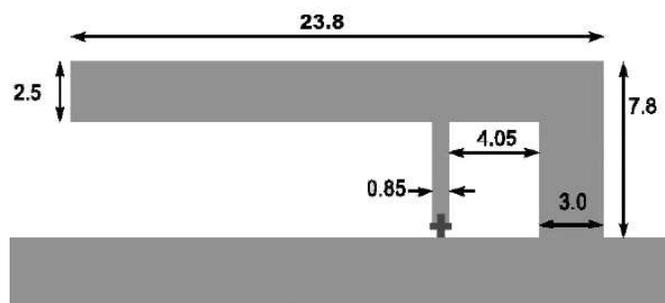


Figura 5.4: Dimensiones físicas en mm de Antena F de 50 Ω [7]

La Tabla 5.2 muestra los parámetros de impedancia obtenidos mediante el análisis de redes, tomando como puerto la salida del radio, de aquí se puede obtener la frecuencia promedio absoluta de 50Ω .

Frecuencia	Valor impedancia
@ 2.405 Ghz	$22.2 - j74.8$
@ 2.442 Ghz	$20.6 - j89.9$
@ 2.480 Ghz	$20.2 - j98.4$

Tabla 5.2: Impedancia en puerto de salida en radio, magnitud promedio 100Ω

La Figura 5.5 muestra el circuito que se utilizó para acoplar el radio con la antena no balanceada. Se puede observar como mediante un balun 50/100 se hace el acoplamiento entre la salida balanceada que es el Radio y la entrada no balanceada que es la antena, también se tienen dos capacitores de 10pF para filtrar armónicos de frecuencias no deseadas mayores a la frecuencia de oscilación, con los dos inductores de 3.3nH y 3.9nH se logra la afinación final para optimizar el acople entre radio y antena.

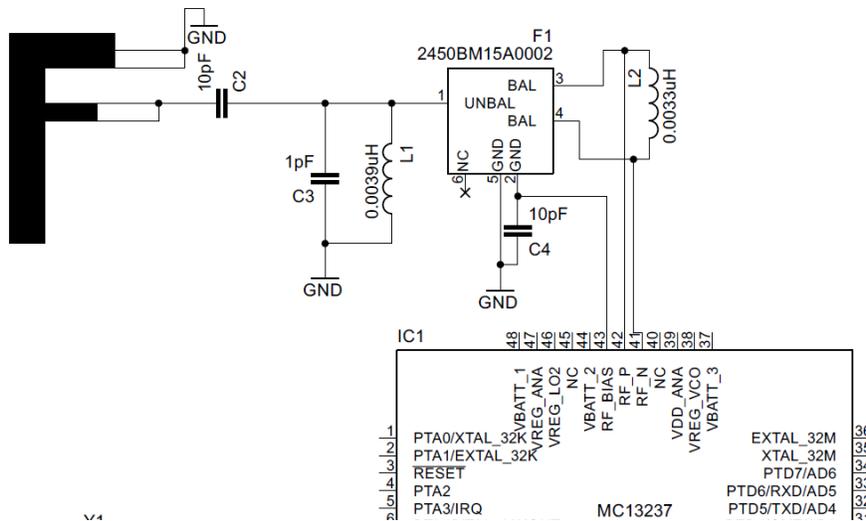


Figura 5.5: Circuito de acoplamiento y Antena F

5.4.1. Cálculo de Microcintas: Microstrip y Guía de onda coplanar

Para lograr que el acople entre el radio y la antena sea lo más cercano al ideal, se debe tener cuidado en el diseño del circuito impreso (PCB), para evitar problemas tales como:

- Una deficiente transferencia de energía.
- Impedancias y capacitancias parásitas.
- Cambios en la linealidad de la respuesta de resonancia.
- Dañar puerto de salida del radio utilizado, causado por la reflexión de la señal.

Consideraciones previas para el cálculo de la Micro-strip y la guía de onda

- Material Dieléctrico: FR4 con un valor aproximado de 4.6
- Plano de tierra apropiado: Se considerará asignar el área lo más grande posible.
- Evitar inductancias parásitas: Se usaron vías de 0.2mm.

Para cumplir con el diseño de estas guías coplanares se utilizó el software gratuito AppCAD de Agilent, configurado en milímetros y seleccionando FR4 como el material dieléctrico.

Calculo de Microstrip: La Figura 5.6 muestra el calculo realizado para diseñar la Microstrip de 100Ω .

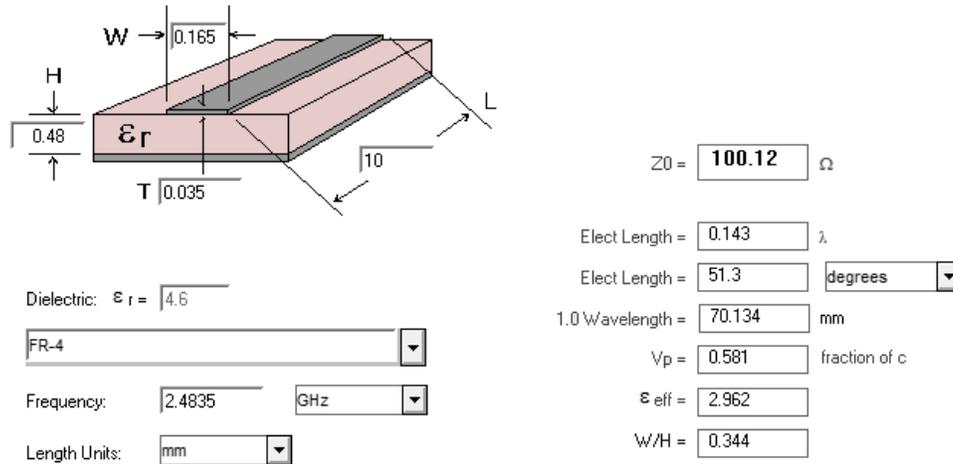


Figura 5.6: Microstrip de 100Ω

Calculo de guia de onda coplanar: La Figura 5.7 muestra el calculo realizado para diseñar la guía de onda co-planar de 50Ω .

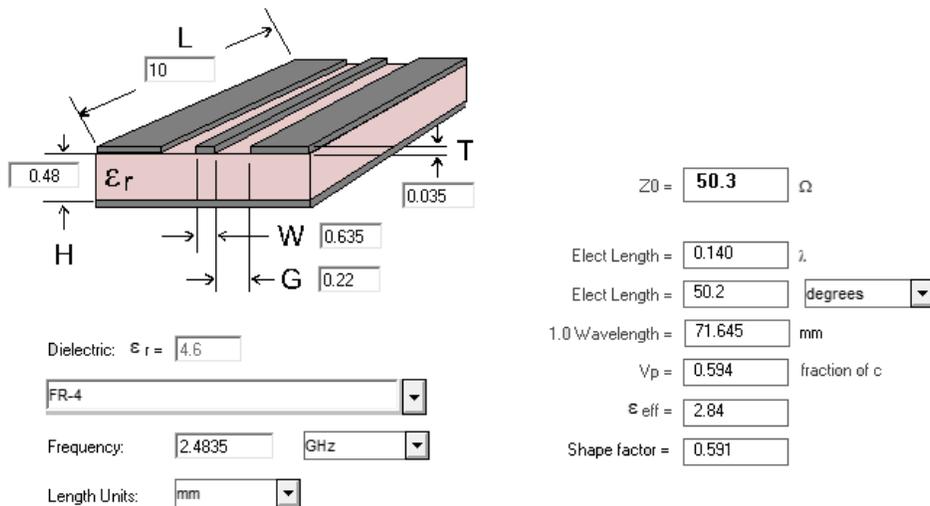


Figura 5.7: Guía coplanar de 50Ω

La Figura 5.8 muestra el trazo actual del circuito impreso, basado en los cálculos detallados en esta sección, incluyendo Microstrip y Guía coplanar.

El microstrip se colocó en el puerto de salida de el radio, aquí el plano de tierra toma un factor importante, pues este afecta en gran medida al calculo de la impedancia en la red.

La guía coplanar de 50Ω , se encuentra entre la antena y el puerto no balanceado del dispositivo balun.

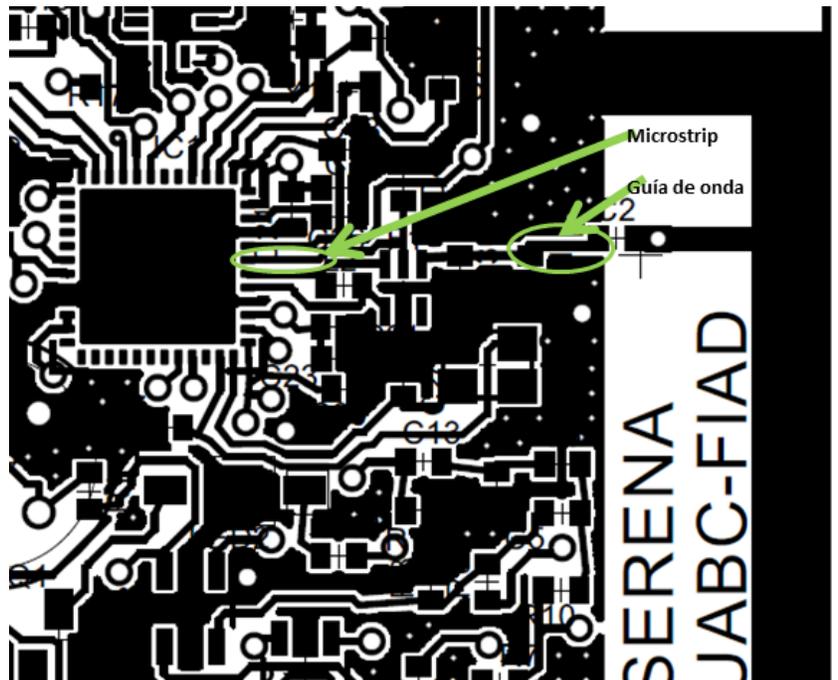


Figura 5.8: Microstrip y Guía de onda en nuestro circuito

La Figura 5.9 muestra la recepción de nuestra antena bajo una prueba de laboratorio, donde se puede apreciar el momento en que la antena captó la señal emitida al asociar dos teléfonos por Bluetooth a una distancia de 10 mts de la antena. La antena resonó en 2.414 Ghz, esta frecuencia de resonancia esta muy cerca de la frecuencia calculada que es 2.4 Ghz.

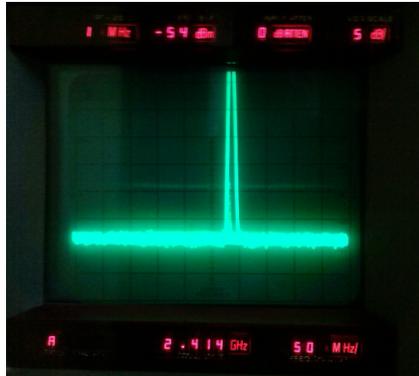


Figura 5.9: Frecuencia de resonancia de Antena F

La Figura 5.10 muestra la intensidad de recepción que se obtuvo para tres diferentes frecuencias (2.37Ghz,2.54Ghz y 2.77Ghz), la máxima intensidad de recepción se obtuvo en 2.55Ghz, cayendo 3dB al alejarse ± 20 Mhz de la frecuencia de 2.57Ghz.

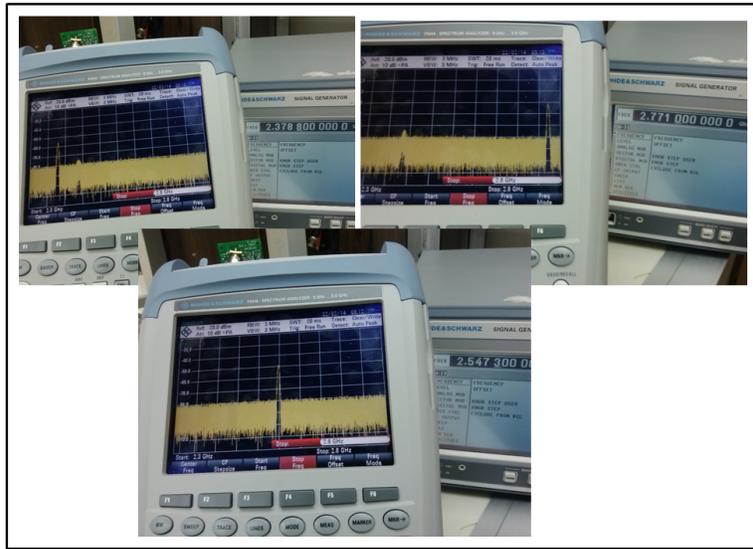


Figura 5.10: Intensidad de recepción en 2.5Gh y 2.5Ghz±20Mhz

5.5. Implementación de I^2C y SMBus

En la arquitectura propuesta hay dos sensores digitales que requieren configuración y acceso mediante un bus de direcciones y datos, estos sensores son el Acelerómetro y el sensor infrarrojo de temperatura.

En el caso del acelerómetro se utiliza el bus bidireccional I^2C (circuitería integrada) y en el caso del sensor de temperatura se usa el bus SMBus (BUS por manejo de sistema) que en realidad es una variante de el primero.

Para resolver este punto se opto por implementar en esencia un driver controlador de puerto I^2C , ya que con unas pequeñas variaciones este puede ser utilizado para soportar SMBus.

5.5.1. características eléctricas del bus I^2C

I^2C es un protocolo que fue creado por la compañía Phillips electronics (ahora NXP), que desde su introducción a principios de los noventas hasta nuestros días, se encuentra entre las principales elecciones de los diseñadores de equipos electrónicos en las diferentes áreas de la industria y el desarrollo tecnológico, vista como tipo de comunicación base entre dispositivos digitales, y sistemas embebidos.

I^2C es un protocolo tipo bus, que solo requiere de 2 líneas de datos seriales para trabajar, ambas líneas de datos son bi-direccionales, es decir que funcionan en ambos sentidos.

La Figura 5.11 muestra como es la interconexión en este bus, se puede observar como solamente se ocupan 2 líneas bidireccionales, estas son SDA (para datos) y SCL (para señal de reloj).

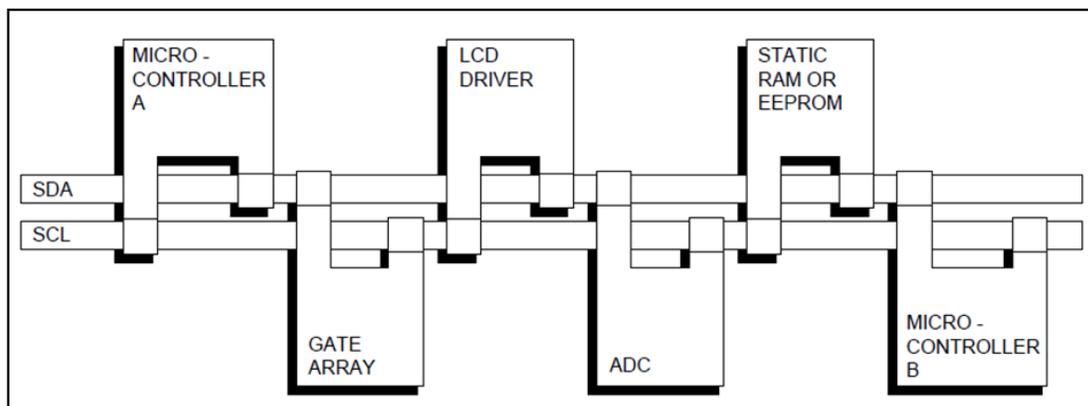


Figura 5.11: Ejemplo de bus I^2C usando 2 microcontroladores [20]

El hecho de funcionar con open colector, nos brinda la posibilidad de ser independientes de la fuente de alimentación, de esta manera la resistencia de Pull-Up tomará la corriente de manera externa.

La Figura 5.12 muestra dispositivos conectados al bus, de los cuales 2 son alimentados con fuentes diferente etiquetados con VDD2 y VDD3, también hay otros dos dispositivos pero estos se encuentran conectados a una fuente comun VDD1, mediante resistencias R_p de Pull-Up.

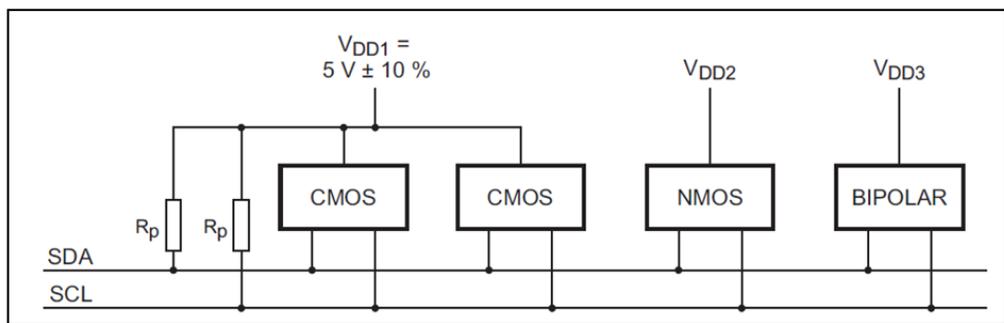


Figura 5.12: Usando diferentes fuentes en el mismo bus [20]

Como eléctricamente esta basada en un principio de salidas de colector abierto en todos los dispositivos inter-conectados, esto equivalen a estar bajo una operación lógica tipo AND alambrada, en el cual con solo haber un cero aportado por alguna de las salida conectadas en común, todos los demás dispositivos inmediatamente tendrán también cero como voltaje de entrada.

La Figura 5.13 muestra dos dispositivos conectados al bus, cuentan con sus respectivas Resistencias de Pull-Up y cada uno tiene Linea de datos y reloj bidireccional, también se puede notar como para cada linea se tienen 2 semiconductores asignados, uno para salida de datos y otro para la entrada de los datos a la linea, es por esto mismo la característica de bidireccionalidad que posee lo que lo hace atractivo para integración reducida de nuestro diseño.

Nota: tener cuidado en la cantidad de dispositivos colgado, pues se corre el riesgo de incrementar la capacitancia del bus, lo cual nos llevaría a mal funcionamiento del Bus.

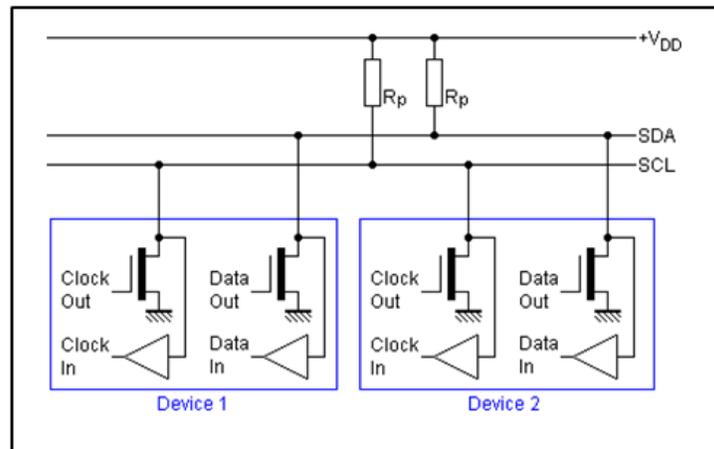


Figura 5.13: Arreglo interno para lograr bidireccionalidad y salida open colector

En el caso del bus SMBus, este es muy similar en cuanto a a las conexiones eléctricas y el protocolo, La Tabla 5.3 muestra las principales diferencias entre ambos protocolos trabajando a 3.3 volts, y se puede ver que los niveles de voltaje alto y bajo son muy parecidos a los de I^2C bus, la unica gran diferencia es en que SMBus tiene un tiempo de espera maximo de 35ms, pero esto no sera problema si se selecciona la frecuencia de trabajo de 100Kbs en el bus I^2C .

Caracteristicas	I^2C	SMBus
Velocidad Min.	DC	10Kbs
Velocidad Max.	5Mbs	100Kbs
Resistencia Pull-Up valor Min.	1K	1.5K
Tiempo de espera max.	DC	35ms
Estado Alto en volts	2.1V	2.1V
Estado bajo en volts	0.9	0.8V

Tabla 5.3: Tabla comparativa de I^2C contra SMBus trabajando a 3.3 Volts

Mientras se use el voltaje de alimentación de 3.3volts la tabla 5.3 muestra que los

parametros de ambos protocolos son muy parecidos y se podrá trabajar sin problemas, pero la situación cambia cuando se trabaja a 5 volts.

Caracteristicas	I^2C	SMBus
Velocidad Min.	DC	10Kbs
Velocidad Max.	5Mbs	100Kbs
Resistencia Pull-Up valor Min.	4.7K	4.7K
Tiempo de espera max.	DC	35ms
Estado Alto en volts	3.5V	2.1V
Estado Bajo en volts	1.5V	0.8V

Tabla 5.4: Tabla comparativa de I^2C contra SMBus trabajando a 5 Volts

En la Tabla 5.4 se puede ver claramente que cuando el voltaje de trabajo es 5V entonces los valores de los niveles lógicos alto y bajo cambian notablemente entre un protocolo y otro, es en este caso en el que los dos protocolos no pueden coexistir eléctricamente.

Para nuestro caso, que se desea la interconexión de los dos sistemas, por lo que aplicaremos la tabla 5.3. Se usarán resistencias de Pull-Up con valor de 1.5K para cumplir con los requerimientos eléctricos de los dos protocolos.

En la Figura 5.14 se muestra la conexión eléctrica de nuestro sistema para lograr esta característica eléctrica de colector abierto de bus I^2C , de la figura se puede apreciar que esto se logra mediante resistencias de Pull-Up con un valor de 1.47K .

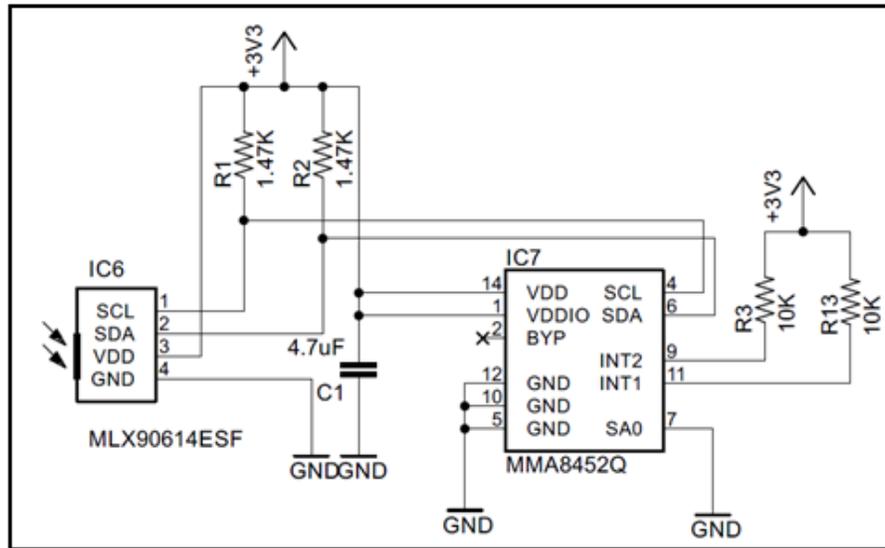


Figura 5.14: Aquí fallo

5.5.2. Funciones básicas a implementar en bus I^2C

Elementos básicos que conforman el paquete de datos en el protocolo I^2C son:

- Start: esta función se trata de tomar el bus y comenzar a enviar los datos hacia los dispositivos.
- Stop: Esta es la condición final con la que se indica fin de trama
- Slave Address: Este es el grupo de 8 bits en el cual el bit menos significativo significa acceso de lectura o escritura a determinado registro
- Sub Address: Este envía la sub-dirección, del registro al cual queremos se desea acceder acceso, en caso de memoria sería la localidad en memoria.

La Figura 5.15 muestra un bloque completo de comunicación, la cual podemos ver comenzó con el evento de inicio(Start), luego se envió la dirección del maestro, se recibió

un ACK de confirmación por recibido se acceso una sub dirección y finalmente se recibió un evento de paro (stop).

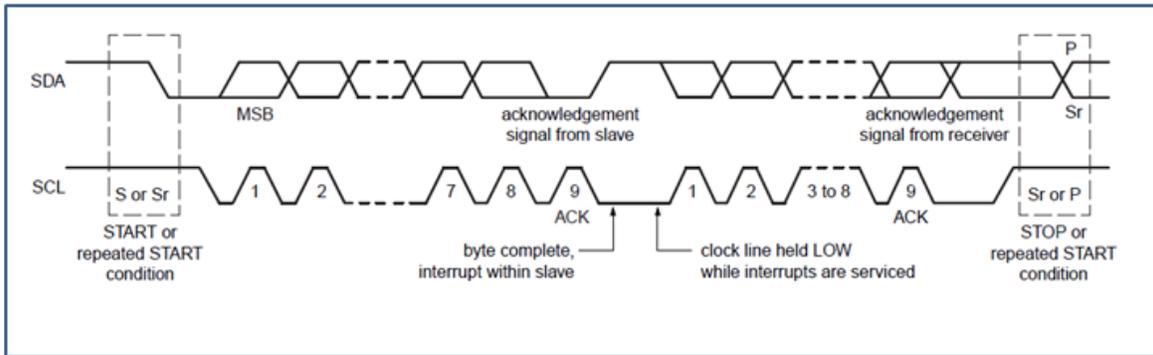


Figura 5.15: Bloque completo de comunicación por el bus I^2C

La Figura 5.16 muestra la descripción de como se forma el paquete para poder hacer una escritura a un dispositivo esclavo, se puede ver que para indicar una escritura es necesario fijar en "0" el bit menos significativo de la dirección del esclavo al que queremos escribir, seguido a esto se escriben los datos incluyendo la sub dirección.

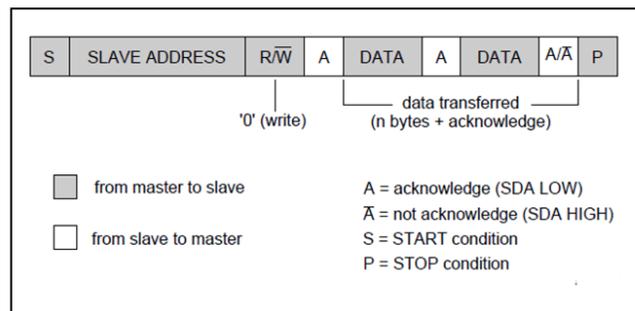


Figura 5.16: Escribir datos al dispositivo esclavo por el bus I^2C

La Figura 5.17 muestra el bloque para hacer una lectura a un dispositivo esclavo, en este caso el bit menos significativo de la dirección esclavo se fija en "1", una vez que se recibe el ACK del esclavo esta listo para ser accedido, y se leen los datos.

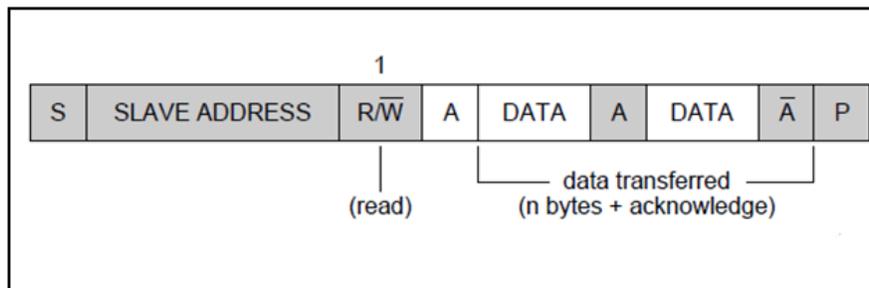


Figura 5.17: Bloque completo de comunicación por el bus I^2C

Para poder cumplir con este objetivo se creó el código de una pequeña rutina de servicio a interrupción, la cual será llamada cada que se detecte un flanco de llegada de datos provenientes del dispositivo esclavo, además se adaptaron funciones para SMBbus.

5.6. Acelerómetro y detección de caídas

5.6.1. Acelerómetro

Para la detección de caídas, utilizaremos el acelerómetro MMA8451 de Freescale. Este acelerómetro consiste en un dispositivo tipo MEMS(Sistema micro electro mecánico) el cual brinda características muy apropiadas para nuestro sistema, en la figura 5.18 se muestra el dispositivo y la distribución de sus pines.

Tales características son: Bajo consumo de energía, el tamaño del dispositivo es muy pequeño y nos brinda una integración compacta, posee un DSP interno (procesador digital de señales), cuenta con un gran numero de funciones embebidas, y un número muy reducido de pins [23].

El acelerómetro MMA8451 es tri-axial, es decir que lee datos en 3 ejes X,Y,Z, y puede manejar un gran rango dinámico, para lo que brinda tres opciones de rango $\pm 2g$, $\pm 4g$ y $\pm 8g$, estas mediciones pueden ser de 8 o 14 bits [23].

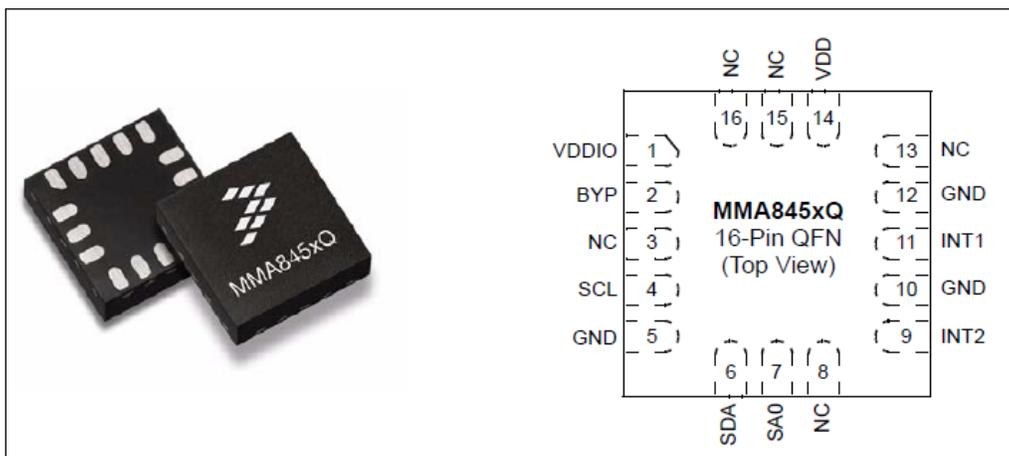


Figura 5.18: Acelerómetro tri-axial MMA8451 de Freescale [23]

5.6.2. Diagrama para conexión de acelerómetro

El siguiente diagrama en fig 5.19 muestra el esquema mínimo de conexiones requeridas para la integración del acelerómetro MMA8451 en el esquemático de nuestro sistema.

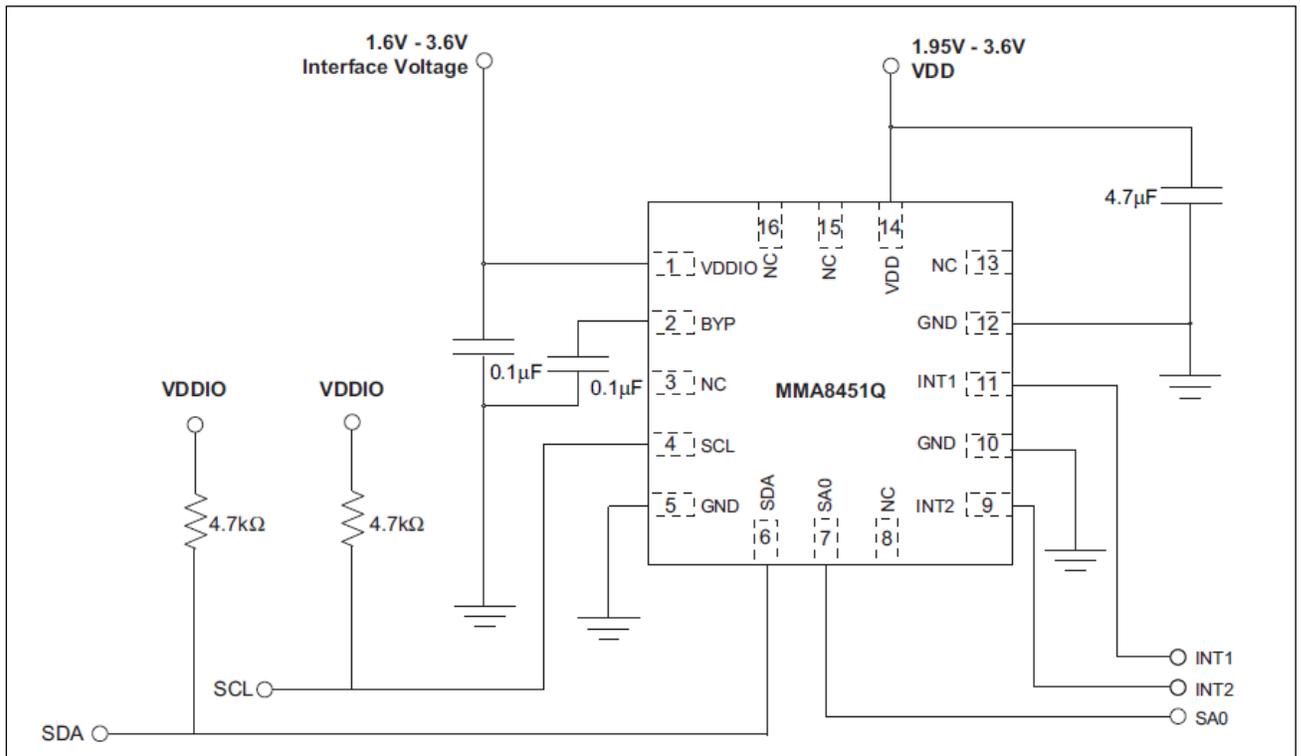


Figura 5.19: Acelerómetro tri-axial MMA8451 de Freescale [23]

5.6.3. Detección de caídas

Desarrollar un sistema para la detección de una caída, representa un gran reto debido a la naturaleza estocástica de los eventos relacionados con dicho accidente, los cuales están presentes antes y durante la caída. Por tal motivo, es necesario analizar cada uno de los eventos que conforman un evento de caída.

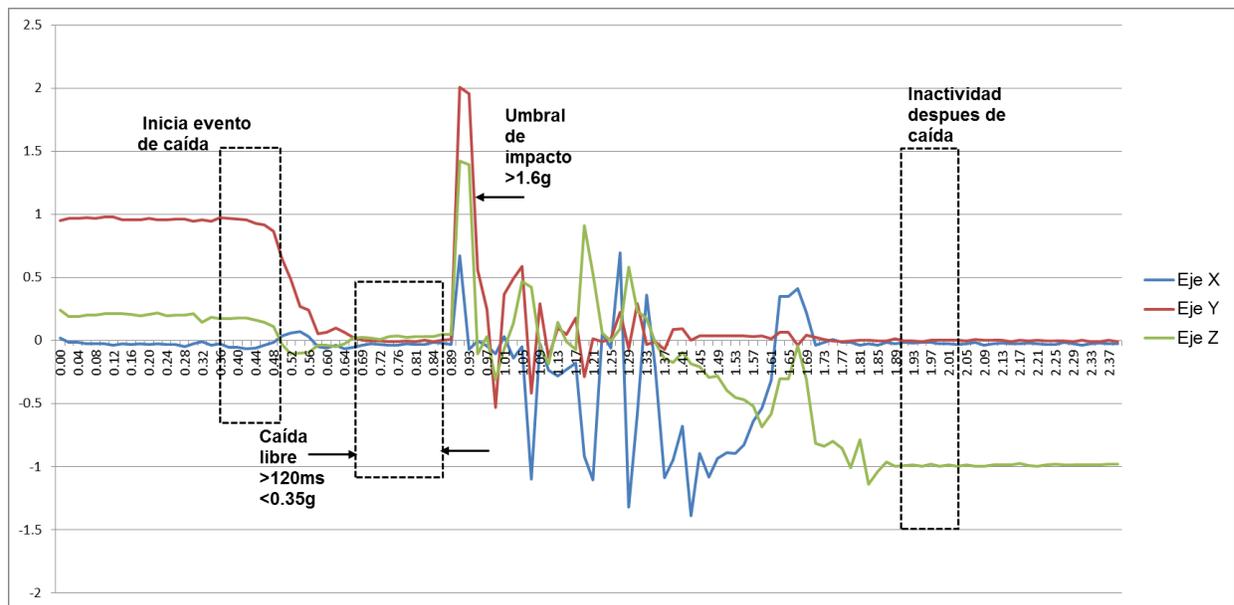


Figura 5.20: Comportamiento de aceleración en una caída

Una de las herramientas más importantes para comprender la manera en que se comporta una caída es poder calcular el gasto energético de las actividades del individuo, pues mediante un análisis de comportamiento de gasto energético con respecto al tiempo podemos concluir e identificar varios patrones de comportamiento en la mecánica de comportamiento dinámico del individuo.

En la figura 5.20 se puede observar la respuesta arrojada por un acelerómetro durante un evento de caída, dicho sensor fue colocado en la muñeca izquierda de un maniquí, que se usó para estudiar el accidente. Se tomaron muestras en los ejes coordenados X,Y,Z, a una razón de muestreo de 50 hz (una muestra de X, Y, Z cada 20ms), se utilizó

una resolución de 10 bits, cada lectura se normalizó con respecto a la gravedad, la cual se manejó como un valor constante $-9.81m/s^2$.

5.6.3.1. Gasto energético

Para el estudio de eventos de caídas, nos hemos basado en el estudio de gasto energético presente durante el desarrollo de este evento. Esto con fundamento a los diferentes estudios que han demostrado la relación lineal que existe entre la aceleración y gasto energético presente en el análisis biomecánico de los movimientos [4], [2]. A este tipo de estudio biométrico se le conoce como análisis de la marcha, y sus campos de aplicación son principalmente diagnóstico médico y ciencia del deporte.

El acelerómetro tri-axial (de 3 ejes), nos da los valores en magnitud para cada uno de los 3 vectores de aceleración en los diferentes ejes X, Y y Z respectivamente. Aplicando el concepto de gasto energético (EE: energy expenditure por sus siglas en inglés), tenemos:

$$EE \equiv \alpha \int_{t_1}^{t_2} |\sqrt{(a_x^2 + a_y^2 + a_z^2)}| dt \quad (5.1)$$

Donde α es una razón de proporcionalidad que para nuestro caso tendrá un valor de uno.

Seguido a esto, se toma el valor de gasto energético resultante y se compara contra un valor de umbral de referencia preestablecido, este valor se aplica mediante la función de inicialización del acelerómetro.

Iniciando la caída tenemos un punto en el que el acelerómetro junto con el individuo (maniquí) experimentan una ligereza, esta se debe a la pérdida de peso temporal, pues el cuerpo va cayendo a una aceleración constante muy cercana a la de la gravedad

terrestre g , a este evento le llamaremos “Caída libre”.

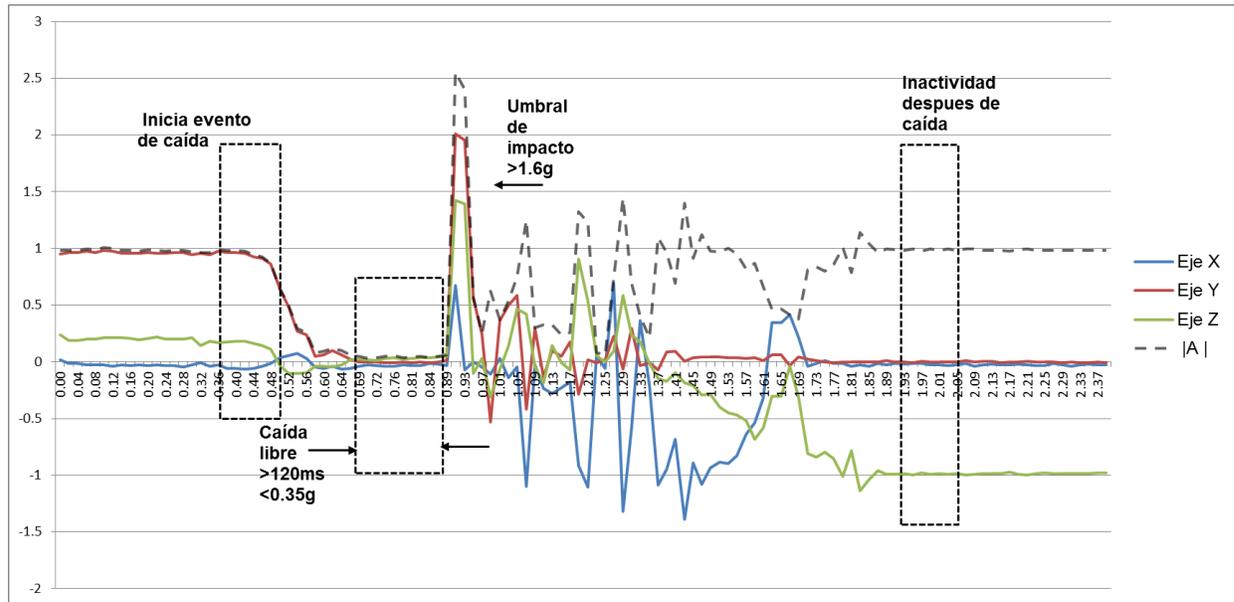


Figura 5.21: Cálculo de magnitud de aceleración $|A|$

5.6.3.2. Caída libre:

Durante la caída libre los tres vectores (X,Y,Z) que forman la aceleración toman un valor cercano al cero, es decir: “Durante una caída libre, la suma de las tres aceleraciones tiende a cero”.

$$\sqrt{(a_x^2 + a_y^2 + a_z^2)} \approx 0 \quad (5.2)$$

Esta es una condición que podría aparecer no solo en una caída, sino en cualquier actividad común diaria, es entonces que tenemos que fijar una ventana de tiempo para que solo se active nuestra detección cuando sea una verdadera caída.

Para detectar que efectivamente se trata de una caída libre, hay dos cosas importantes que hacer , la primera es poder medir el gasto energético y la segunda es fijar

nuestra ventana de tiempo.

Primero hay medir el gasto energético y fijar un umbral con el cual podemos comparar la medición a cada momento, para comprobar que la medición siempre se encuentre superior a dicho umbral, si la medición es inferior al valor del umbral establecido, entonces se dice que hay una alta probabilidad de que se trate de una caída libre. Si esta condición continua durante todo el periodo establecido por nuestra ventana de tiempo entonces se puede decir que se ha producido una caída libre.

5.6.3.3. Impacto en suelo:

Algo mas que hay que observar, es que cada que se tiene una caída real, justo cuando la caída libre termine, se experimentará un impacto contra el suelo (piso, escaleras o fondo), dicho impacto generará una delta mucho mayor al resto de todos los valores observados durante las actividades de la vida diaria de un individuo.

Este valor se puede calcular como la magnitud de la resultante de los tres datos de la aceleración, la cual se calcula de la siguiente manera:

$$|A| \equiv \frac{\sqrt{(a_x^2 + a_y^2 + a_z^2)}}{9.81} \quad (5.3)$$

Para detectar si se dio un impacto después de la caída libre, se seleccionó un umbral de 1.6g. Este valor es para evitar falsos positivos, pues la mayoría de las actividades de la vida diaria de un paciente se encuentran por debajo de este umbral, así que es muy baja la probabilidad que que se sobrepase dicho valor, en la figura 5.22 se puede observar como el impacto sobrepasa este valor de umbral.

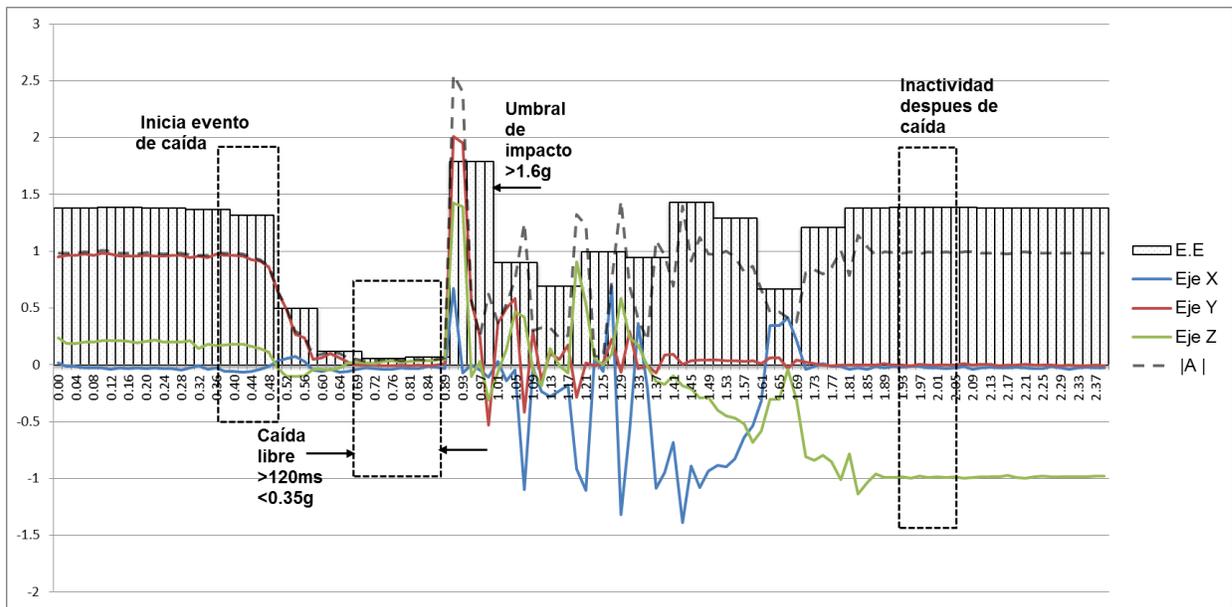


Figura 5.22: Gasto energético E.E. en una caída

5.6.3.4. El rebote

A raíz del impacto en el suelo, de manera inmediata se presenta un efecto de rebote. Este consiste en una variación en los valores de la aceleración con efecto amortiguado y por lo tanto solo dura un lapso corto de tiempo.

La duración del rebote y la intensidad de este dependen de diversos factores. Dentro de estos factores está el considerar la propiedades elasticas de los objetos relacionados en el accidente así como las características de el suelo (alfombra, madera, concreto etc).

Cuando el rebote se presenta, debemos aplicar un ciclo de espera para dar tiempo a que este evento haya sesado.

5.6.3.5. Etapas finales de la caída

Las dos etapas etapas finales de la caída son :

Etapa Pos-Rebote

Después de haberse detectado el primer rebote del impacto , el acelerómetro detectará una gran número de señales transitorias o espurias. Estas deben ser ignoradas con una apropiada ventana de tiempo, en ocasiones la persona puede rodar por un gran numero de escalones antes de detenerse completamente en la caída.

Etapa de no-Actividad

Esta es un periodo de tiempo cuando el individuo que sufrió la caída , finalmente se queda en estado de quietud y generalmente le tomará un tiempo restablecerse nuevamente, por lo que es un hecho que por cada real suscitada esta será acompañada por una etapa de asentamiento o reposo, y a la cual también se le asigna una ventana de tiempo. En el caso de un maniquí este fenómeno es obvio de entender pues se trata de un ser inanimado, también podría darse el caso en que un humano pierda el conocimiento justo después del impacto y tenga resultados similares al maniquí.

5.6.4. Algoritmo para detección de caídas

Basado en lo anteriormente descrito, surge nuestra propuesta para un sistema de detección de caídas portable en la muñeca, de manera práctica y efectiva. En el siguiente capítulo se mostrará un análisis y evaluación de este método de detección propuesto.

Este método consiste en fijar una serie de valores de umbral, ventanas de tiempo, procesamiento digital de la señal, configuración de interrupción de salida y posteriormente el algoritmo de detección de caídas.

5.6.4.1. Configuración inicial del acelerómetro

Seleccionar Frecuencia de trabajo

Primeramente configuramos el acelerómetro MMA8451 a una frecuencia de trabajo de 50Hz, es decir un tiempo de 20ms entre cada muestra. Esto nos dá un total de 50 muestras por segundo. El acelerómetro MMA8451 cuenta con el registro 0x2A llamado CTRL-REF1, en el cual los Bits indicados por DR0, DR1 y DR2 indican que frecuencia de trabajo se desea. La siguiente tabla 5.5, proporcionada por el fabricante, muestra las diferentes opciones en frecuencia de trabajo de el acelerómetro MMA8451.

DR2	DR1	DR0	ODR	Period
0	0	0	800 Hz	1.25 ms
0	0	1	400 Hz	2.5 ms
0	1	0	200 Hz	5 ms
0	1	1	100 Hz	10 ms
1	0	0	50 Hz	20 ms
1	0	1	12.5 Hz	80 ms
1	1	0	6.25 Hz	160 ms
1	1	1	1.56 Hz	640 ms

Tabla 5.5: Registro ODR para seleccionar frecuencia de trabajo[23]

Seleccionar rango dinámico de lecturas x,y,z

Para establecer nuestra resolución debemos primero configurar nuestro rango dinámico para las lecturas del acelerómetro MMA8451 y en nuestro caso esta será de $\pm 2g$. Esto se logra mediante la configuración del registro 0x0E llamado XYZ-DATA-CFG, específicamente en los 2 bits menos significativos de este registro, que son FS0 y FS1. La tabla 5.6 muestra las 3 opciones para rango dinámico ofrecidas en el acelerómetro MMA8451.

FS1	FS0	Full Scale Range
0	0	2
0	1	4
1	0	8
1	1	Reserved

Tabla 5.6: Selección de rango dinámico en registro FS0,FS1, [23]

En nuestro caso seleccionamos FS1=0 y FS0 = 0, para lograr rango dinámico de -2g a 2g. Las lecturas serán complemento a 2 para ofrecer posible valores negativos.

Seleccionar numero de bits en lecturas x,y,z.

Solo falta asignar el numero de bits por cada muestra que se espera por cada valor x,y,y leído del acelerómetro, con este valor podemos saber la resolución a la que estaríamos trabajando. En la siguiente tabla se muestra el rango de valores posible usando valores x,y,z de 14 bits.

De esta manera, solo nos queda calcular nuestra resolución, la cual se evalúa a continuación, en la ecuación (5.4)

$$\frac{(Max - Min)}{2^n} = \frac{(2g - (-2g))}{2^{14}} = \frac{4g}{16384} \approx 0.25ms \quad (5.4)$$

Ahora que tenemos nuestra resolución, podemos ver el rango de valores posibles en la tabla 5.7.

14-bit Data	Range $\pm 2g$ (0.25 mg)
01 1111 1111 1111	1.99975g
01 1111 1111 1110	1.99950g
...	...
00 0000 0000 0001	0.00025g
00 0000 0000 0000	0.00000g
11 1111 1111 1111	-0.00025g
...	...
10 0000 0000 0001	-1.99975g
10 0000 0000 0000	-2.00000g

Tabla 5.7: Rango de valores para 14 bits [23]

5.6.4.2. Configuración de DSP interno.

Es necesario llevar a cabo una serie de procesos digitales en la señal para poder aplicar el algoritmo de detección de la manera más adecuada posible.

La Figura 5.23 muestra el diagrama del sistema, mostrando los principales procesos digitales que son necesarios de aplicar en nuestro algoritmo de caídas.

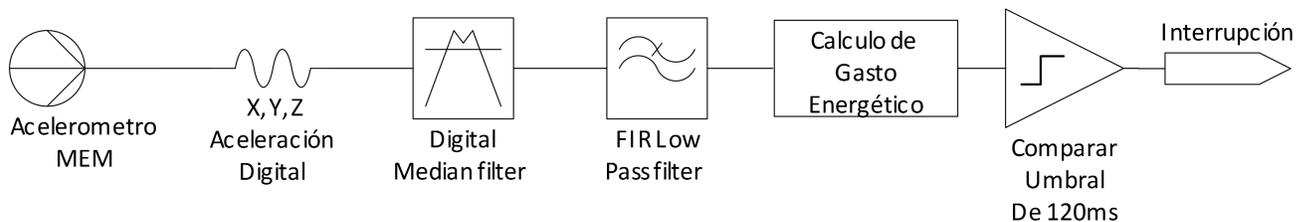


Figura 5.23: Etapas de procesamiento de caída, frecuencia de trabajo de 50Hz

Para poder realizar estas tarea, haremos uso del DSP integrado en el acelerómetro MMA8451, el cual puede llevar a cabo los siguientes procesos digitales:

- Filtro mediano: Necesario para preparar y limpiar la señal, ayuda a evitar picos de alta intensidad y frecuencia. Este filtro se ejecuta automáticamente con solo seleccionar una de sus funciones embebidas, y esta aplicado por defecto.
- Filtro pasa altas: Nos ayuda a eliminar la componente constante de la gravedad ejercida en reposo. Este filtro se configura mediante dos registros:
 - XYZ-DATA-CFG con dirección 0x0E en bit4 llamado HPF-OUT, este bit se debe poner en alto para activar filtro pasa altas.
 - HP-FILTER-CUTOFF con dirección 0x0F, aquí se fija la frecuencia de corte del filtro pasa altas, con los 2 bits menos significativos SEL1 y SEL0, ver tabla 5.8.
- Cálculo de magnitud vectorial de la aceleración.

Estos dos últimos se aplican mediante la seleccion del registro OAE:

- OAE = 0, (x^2 and y^2 and z^2)
- OAE = 1, (x^2 or y^2 or z^2)

- Valor de umbral, ventana de tiempo:
 - Este valor de tiempo se fija mediante el registro 0x18 llamado MT_COUNT, indicando cuantos muestreos de espera, ejemplo:

$$CTRL_REG4 = \frac{Umbral_deseado}{periodo_de_muestras} = \frac{120ms}{20ms} = 6 \quad (5.5)$$

Oversampling Mode = Normal									
SEL1	SEL0	800 Hz	400 Hz	200 Hz	100 Hz	50 Hz	12.5 Hz	6.25 Hz	1.56 Hz
0	0	16 Hz	16 Hz	8 Hz	4 Hz	2 Hz	2 Hz	2 Hz	2 Hz
0	1	8 Hz	8 Hz	4 Hz	2 Hz	1 Hz	1 Hz	1 Hz	1 Hz
1	0	4 Hz	4 Hz	2 Hz	1 Hz	0.5 Hz	0.5 Hz	0.5 Hz	0.5 Hz
1	1	2 Hz	2 Hz	1 Hz	0.5 Hz	0.25 Hz	0.25 Hz	0.25 Hz	0.25 Hz

Tabla 5.8: Frecuencias de corte del registro XYZ-DATA-CFG[23]

5.6.4.3. Función de inicialización.

Una vez inicializado el acelerómetro mediante la función de configuración (figura 5.24) entonces el microprocesador esta en disposición de ejecutar en cualquier momento la función de detección, este algoritmo se ejecuta mediante una función de interrupción la cual se configura mediante dos registros:

0x2D (CTRL_REG4 , bit2 =1)

0x2E (CTRL_REG5 , bit2 = 0)



Figura 5.24: Proceso de inicialización de acelerómetro

La siguiente tabla proporcionada por el vendedor, contiene los registros relacionados a la configuración del algoritmo de detección de caídas.

Reg	Name	Definition	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
0C	INT_SOURCE	Interrupt Status R	SRC_ASLP	SRC_FIFO	SRC_TRANS	SRC_LNDPRT	SRC_PULSE	SRC_FF_MT	—	SRC_DRDY
15	FF_MT_CFG	FF/Motion Config R/W	ELE	OAE	ZEFE	YEFE	XEFE	—	—	—
16	FF_MT_SRC	FF/Motion Source R	EA	—	ZHE	ZHP	YHE	YHP	XHE	XHP
17	FF_MT_THS	FF/Motion Threshold R/W	DBCNTM	THS6	THS5	THS4	THS3	THS2	THS1	THS0
18	FF_MT_COUNT	FF/Motion Debounce R/W	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
2A	CTRL_REG1	Control Reg1 R/W	ASLP_RATE1	ASLP_RATE0	DR2	DR1	DR0	LNOISE	F_READ	ACTIVE
2D	CTRL_REG4	Control Reg4 R/W (Interrupt Enable Map)	INT_EN_ASLP	INT_EN_FIFO	INT_EN_TRANS	INT_EN_LNDPRT	INT_EN_PULSE	INT_EN_FF_MT	—	INT_EN_DRDY
2E	CTRL_REG5	Control Reg5 R/W (Interrupt Configuration)	INT_CFG_ASLP	INT_CFG_FIFO	INT_CFG_TRANS	INT_CFG_LNDPRT	INT_CFG_PULSE	INT_CFG_FF_M T	—	INT_CFG_DRDY

Figura 5.25: Resumen de registros de configuración

5.6.4.4. Algoritmo de detección.

A este algoritmo de detección, agregaremos la capacidad de almacenar 32 datos X,Y,Z mediante una FIFO, antes de comenzar el algoritmo, lo cuales contendrán los últimos 640ms de información de la caída, los cuales al termino de la caída podrían servir para enviarlos al coordinador si este los requiriera, como una opción alterna para incrementar la probabilidad de la detección. En la siguiente figura 5.26 se muestra el algoritmo obtenido.

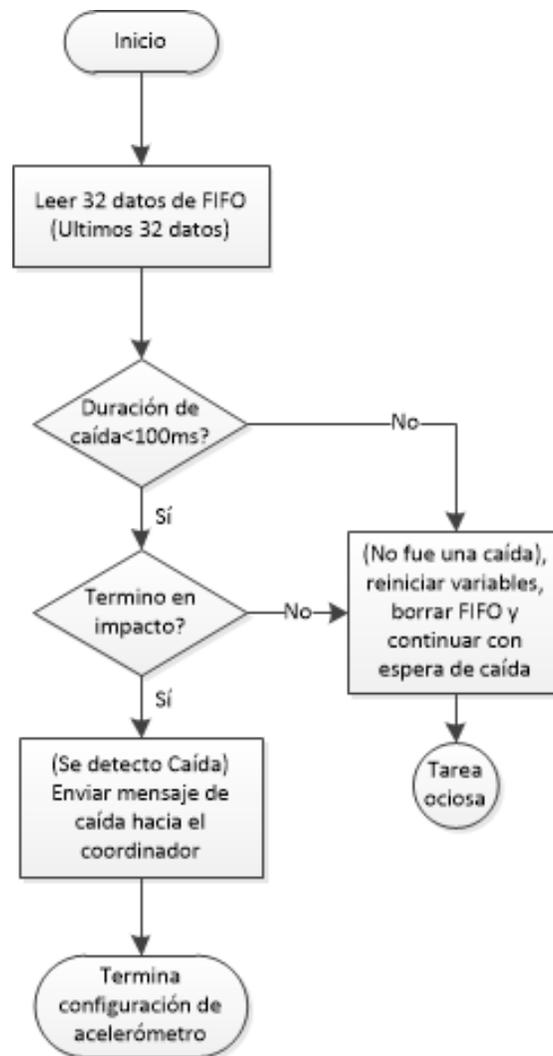


Figura 5.26: Algoritmo para detectar la caída

5.6.5. Sensor de Pulso

El sensor de pulso utilizado en nuestro sistema, consiste en un circuito analógico que entrega las mediciones al microcontrolador a través de su convertidor analógico digital.

En la Figura 5.27 se muestra el diagrama de conexión del sensor de pulso, del lado izquierdo se muestra la luz emitida por la fuente constante y del lado derecho se encuentra el foto-sensor, el cual entrega los niveles de voltaje correspondientes a la intensidad de luz recibida.

Como se muestra en la Figura 5.27 la muñeca sirve de reflector de la luz incidente. La manera en que la luz es reflejada varía dependiendo de la cantidad de sangre que se bombea a través del torrente sanguíneo en las arterias.

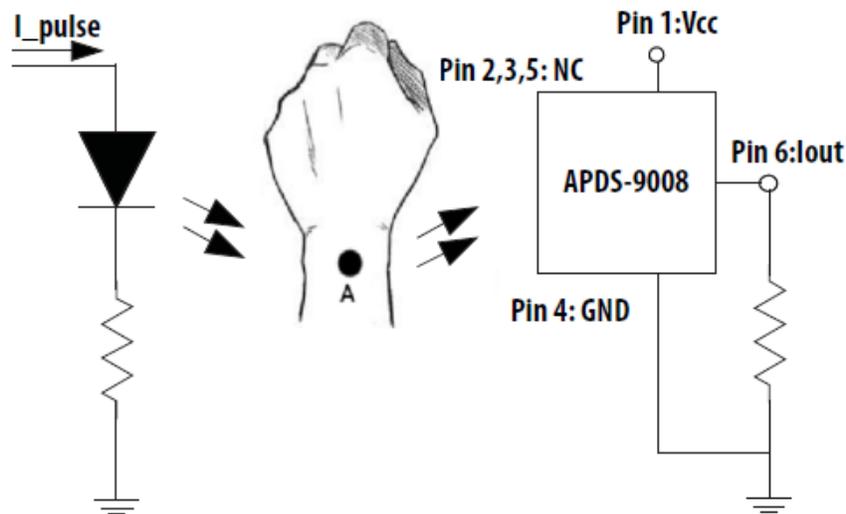


Figura 5.27: Diagrama para sensor de pulso

El principio de funcionamiento es basado en la oximetría, el cual es un método no invasivo para medir la saturación de oxígeno en la sangre SaO_2 . Se usó el método de medición por reflexión.

Tanto el LED como el sensor óptico, son colocados sobre la piel en la parte superior de la muñeca, en la Figura 5.27 se muestra el punto de medición por la letra A.

5.6.5.1. LED de sensor para pulso.

El LED utilizado en el sensor de pulso, es el modelo AM2520 de la marca Kingbright. Se selecciono por la intensidad luminosa que ofrece.

En la Figura 5.28 se muestra la intensidad luminosa relativa irradiada por el LED en relación con la longitud de onda de interés. En esta figura se puede observar que la máxima intensidad se da en la longitud de onda correspondiente al color verde, la cual es 525nm.

Este LED en promedio consume una corriente de $\approx 20\text{mA}$. Con fines de ahorro de energía, se requiere tener un control de encendido y apagado de este LED mediante el microcontrolador, procurando encender este LED solo al hacer las lecturas y apagándolo una vez terminada la lectura.

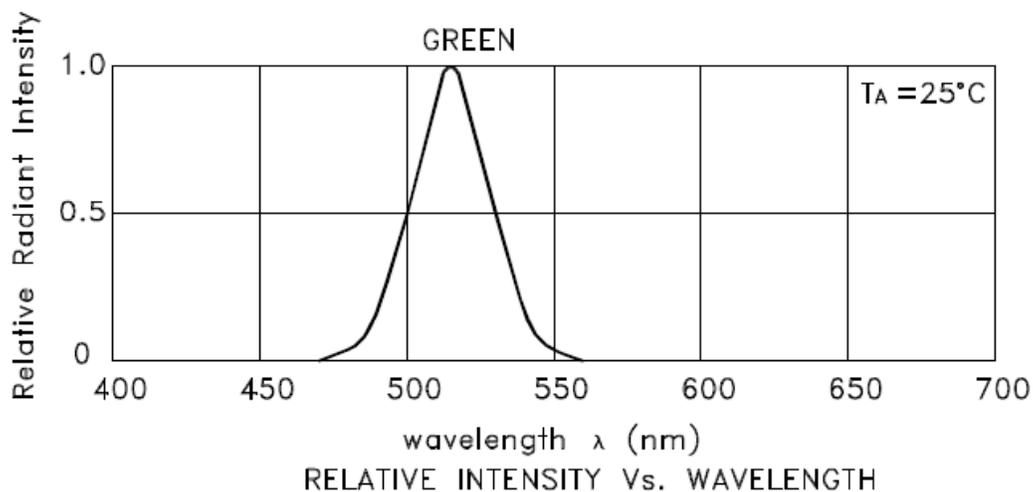


Figura 5.28: Respuesta del LED verde utilizado [24]

5.6.5.2. Sensor óptico para pulso.

En la Figura 5.29 se muestra la respuesta espectral del sensor óptico APDS, graficando intensidad relativa detectada en función de la longitud de onda. En la misma imagen se puede observar que la máxima intensidad detectada ocurre precisamente en la longitud de onda a 525nm, que corresponde a la luz del LED verde seleccionado.

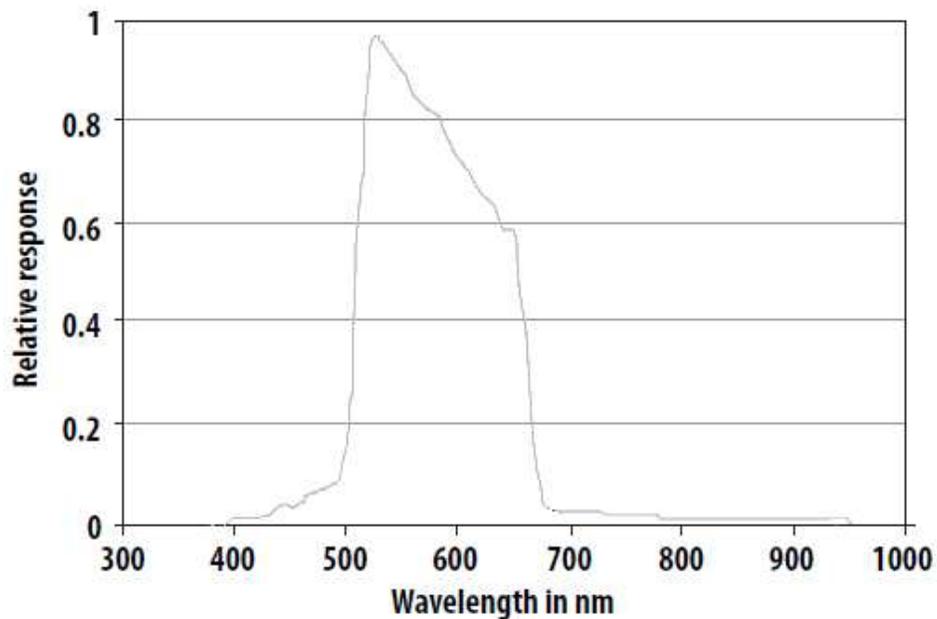


Figura 5.29: Respuesta espectral del sensor de pulso[26]

5.6.5.3. Algoritmo para medición de pulso

Para la medición de pulso en este algoritmo se utilizó una frecuencia de muestreo de 40hz, que equivale a un periodo de muestreo de 25ms.

Una vez iniciado el algoritmo para medición de pulso, este comienza a contar pulsos cardiacos detectados, y continua contando hasta completar 4 pulsos consecutivos, si no son detectados en un periodo máximo de 5 segundos entonces se detiene el algoritmo y se envía un error.

Ejemplo: Se detectaron 4 pulsos en un periodo de 187 muestras, como cada muestra se toma cada 20ms, entonces tomo 3.75 segundos el detectar estos 4 pulsos, por lo que el periodo del pulso fue 938ms, que equivale a una frecuencia de 1.0666Hz o bien, igual a 64 latidos por minuto.

Antes de ejecutar el algoritmo por primera vez, se deberá hacer una inicialización de registros de convertidor analógico digital y tomar un valor semilla de pulso.

La Figura 5.30 muestra la función generalizada de reset, y se puede observar como el pulso es inicializado en 60 BPM, justo despues de la inicializacion del acelerómetro.

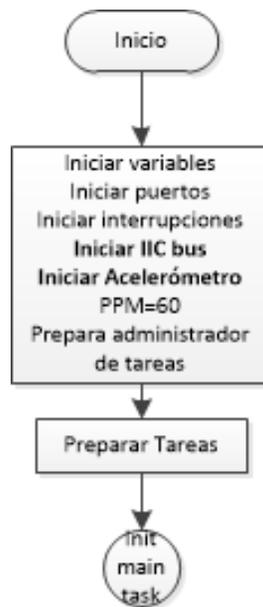


Figura 5.30: Inicialización de pulso

La Figura 5.31 muestra el algoritmo para la lectura del pulso, se puede observar como arranca con un valor semilla de 60 BPM,pero conforme pasan los siguientes segundos, este se va recalibrando mediante promedios con el valor adyacente hasta llegar al valor mas cercano al real.

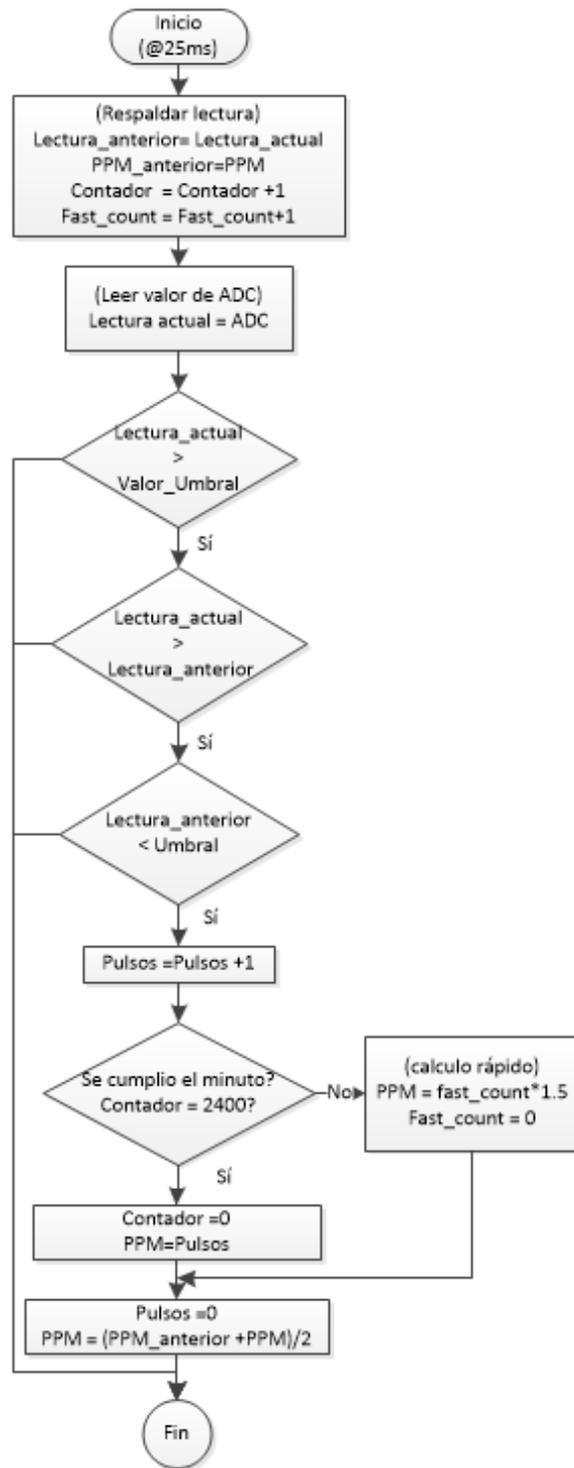


Figura 5.31: Algoritmo para medir el pulso

5.6.6. Sensor De Temperatura

Se utilizo un sensor infrarojo, que utiliza el principio de funcionamiento de termopila. Este sensor es de la marca Melexis y su numero de parte es MLX90614, el cual brinda la siguientes ventajas:

- Rango amplio de trabajo: de -40 hasta 125 °C
- Resolución de 0.02 °C
- Calibración de fábrica con exactitud médica
- Compatible con comunicación SMBUS
- Voltaje de operación de 3V
- Angulo de visión de 90 grados

En la figura 5.32 se muestra el diagrama de conexiones recomendada por el proveedor, y se puede observar que el montaje es relativamente sencillo, ya que solo requiere de 2 resistencias externas de Pull-Up para funcionar, y se conecta directamente al bus, lineas de datos (SDA) y linea (SCL).

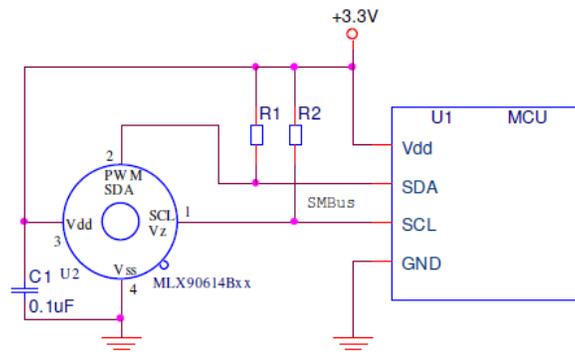


Figura 5.32: Diagrama de conexión básica recomendada para MLX90614

En la Figura 5.33 se muestra como el sensor de temperatura tomará la muestra de luz infrarroja emitida por la temperatura de la piel en el área de la muñeca, esta temperatura por ser tomada en una extremidad (cercana a la palma de la mano la cual es considerada disipadora de calor), será unos grados mas baja que la temperatura corporal promedio, así que se debe hacer una calibración de las lecturas una vez instalado el sensor (aproximadamente entre 1-2 grados centígrados).

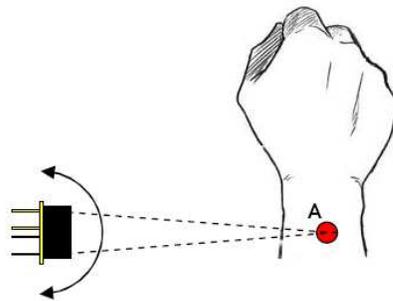


Figura 5.33: Ángulo de visión para detección de temperatura en la piel de la muñeca.

En la Figura 5.34 se muestra el ángulo de visión que ofrece este sensor, este es medido a partir del 50 % de la sensibilidad, se puede observar para este caso es 90 °.

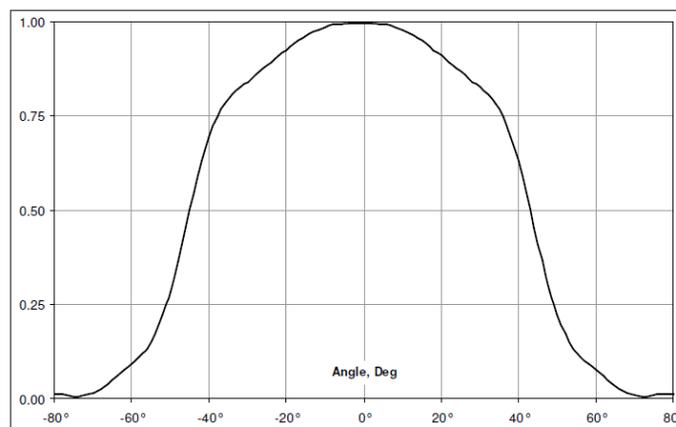


Figura 5.34: Sensibilidad contra ángulo de incidencia de MLX90614

En la Figura 5.35 se muestra los registros que podemos acceder para la lectura datos de temperatura, para temperatura ambiente se tiene el registro 0x06, para temperatura de objetivo se tiene 0x07

RAM (32x17)		
Name	Address	Read access
Melexis reserved	0x00	Yes
...
Melexis reserved	0x03	Yes
Raw data IR channel 1	0x04	
Raw data IR channel 2	0x05	
T _A	0x06	Yes
T _{OBJ1}	0x07	Yes
T _{OBJ2}	0x08	Yes
Melexis reserved	0x09	Yes
...
Melexis reserved	0x1F	Yes

Figura 5.35: Angulo de Visión de MLX90614

La Figura 5.36 nos muestra la secuencia para poder leer estos registros por el SMBUS. en este ejemplo se muestra la dirección 0xB2 que corresponde a la dirección esclavo del Sensor, y 0x07 que es la sub-address que se desea acceder, seguido a esto se puede también observar como el dispositivo contesta con 2 bytes, el primero es 0x2D correspondiente a la parte baja del dato de temperatura de objetivo y el segundo corresponde a la parte alta del dato que en este caso fue 0x3A

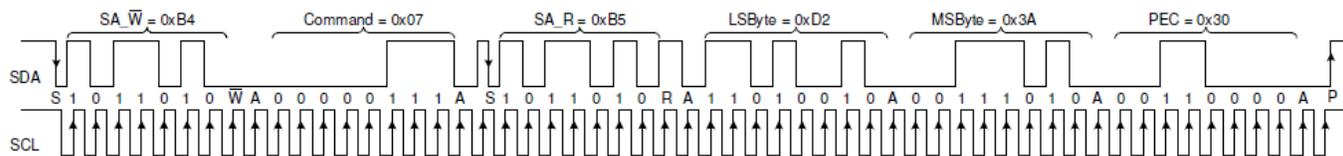


Figura 5.36: Secuencia de SMBUS para lectura de temperatura de objetivo.

Entonces del ejemplo mostrado podemos concluir que la temperatura es 0x3A2D, el cual se convierte a grados celcius de la siguiente manera:

- Convertir el dato a Decimal: $0x3A2D = 14,893$
- Obtenemos grados Kelvin al dividir el dato entre 50: $14,893/50 = 297.86\text{ }^\circ\text{K}$
- Finalmente a celcius, restarle 273.15 : $297.86\text{ }^\circ\text{K} - 273.15 = 24.71$
- Por lo tanto temp del objetivo = $24.71\text{ }^\circ\text{C}$

5.6.7. Botón de pánico

Para el botón de pánico se implemento un botón tipo Push-Button conectado directamente a una interrupción del microcontrolador, la Figura 5.37 muestra la conexión eléctrica de este botón hacia el microcontrolador, este boton es conectado a un pin que fue configurado como tipo interrupción, también se muestra la conexión del led asociado a la conectividad, el cual sirve para confirmación de mensajes de pánico recibidos exitosamente por coordinador.

- Boton de pánico : Pin KBIP0
- Control de LED : Pin PTB3

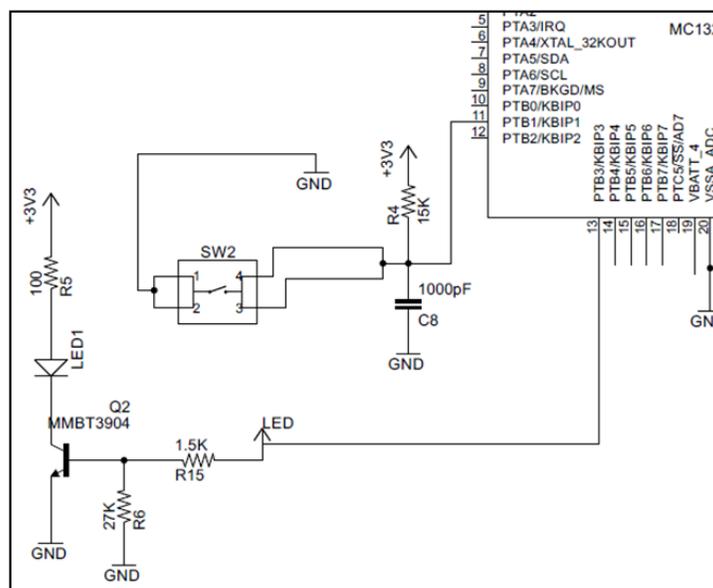


Figura 5.37: Diagrama de conexión de botón de pánico y led

Por software se le asigno una rutina de servicio a interrupción, la cual tiene como único objetivo enviar por la red un mensaje de alerta con una alta prioridad para que el personal al cuidado del paciente atienda con prontitud la eventualidad.

La Figura 5.38 muestra el diagrama de flujo del código para este evento, para el cual también se tiene asignado un led para indicar si el mensaje de pánico fue recibido exitosamente por algún nodo coordinador, si el mensaje de pánico es recibido por un coordinador se recibe un mensaje de ACK y entonces el led se enciende por 5 segundos

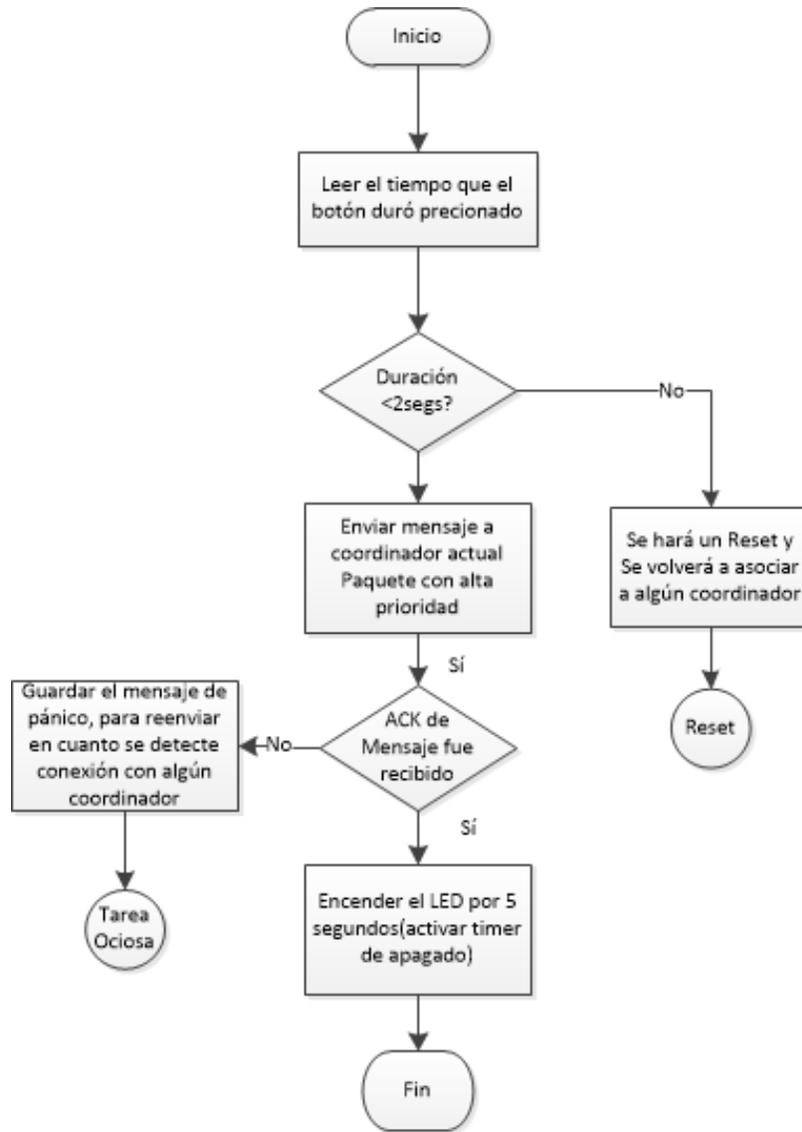


Figura 5.38: Diagrama de flujo para botón de pánico.

Capítulo 6

Resultados.

En este capítulo se expondrán los resultados obtenidos por la implementación de este sistema, tales resultados como: Estudio estadístico de resultados en detección de caídas, medición de pulso, resultados del diseño mecánico y de la placa eléctrica.

6.1. Estudio estadístico en detección de caídas

Se realizó el estudio y evaluación de la detección de caídas, con la objetividad y abstracción que nos brinda el juicio estadístico, tomando las siguientes consideraciones:

- Los eventos de una caída son aleatorios
- Detectar o no detectar es un sistema de salida binaria
- Se debe aplicar un estimador para variables de eventos binarios
- Procurar representar gráficamente la confiabilidad del sistema

6.1.0.1. Clasificación de eventos en caídas

- VP : Verdaderos positivos (TP en ingles): Caídas Verdaderas detectadas con alarma por el sistema.
- FP: Falsos Positivos (FP en ingles): No hubo caída, sin embargo el sistema emitió una alarma como detección de caída.
- VN : Verdaderos negativos (TP en ingles): No fue una verdadera caída y el sistema no envió ninguna alarma.
- FN: Falsos negativos (FP en ingles): la caída fue real, sin embargo el sistema no emitió la alarma de detección.

6.1.1. Estimador de variable discreta binaria

Dado un estimador para una variable estadística discreta binaria se definen dos valores asociados importantes:

6.1.1.1. La sensibilidad

La sensibilidad: nos indica la capacidad de nuestro estimador para dar como casos positivos los casos realmente positivos; proporción de positivos correctamente identificados. Es medicina la sensibilidad caracteriza la capacidad de la prueba para detectar la enfermedad en sujetos enfermos.

como ya establecimos previamente una clasificación de los eventos podemos sustituirlos en la descripción de sensibilidad y matemáticamente podría expresarse como:

$$Sensibilidad = \frac{VP}{VP - FN} \quad (6.1)$$

6.1.1.2. La especificidad

La especificidad: nos indica la capacidad de nuestro estimador para dar como casos negativos los casos realmente negativos; proporción de sanos correctamente identificados. En la medicina, la especificidad caracteriza la capacidad de la prueba para detectar la ausencia de la enfermedad en sujetos sanos.

sustituyendo en la descripción de especificidad, matemáticamente podría expresarse como:

$$Sensibilidad = \frac{VN}{VN - FP} \quad (6.2)$$

6.1.1.3. La exactitud

Es la suma de resultados acertados positivamente (ciertos positivos mas negativos positivos) entre la población total.

$$ACC = \frac{VP + VN}{N + P} \quad (6.3)$$

6.1.1.4. Curva ROC

Curva ROC (Característica operativa relativa): Representa el comportamiento del diagnostico, mostrando la tasa de verdaderos positivos vs tasa de falsos positivos [21].

La Tasa de verdaderos positivos (TPR) forma el eje vertical y la tasa de falsos positivos (FPR) forma el eje horizontal.

La tasa de ciertos positivos (TPR) es la sensibilidad.

La tasa de falsos positivos (FPR) es igual a 1 - Especificidad

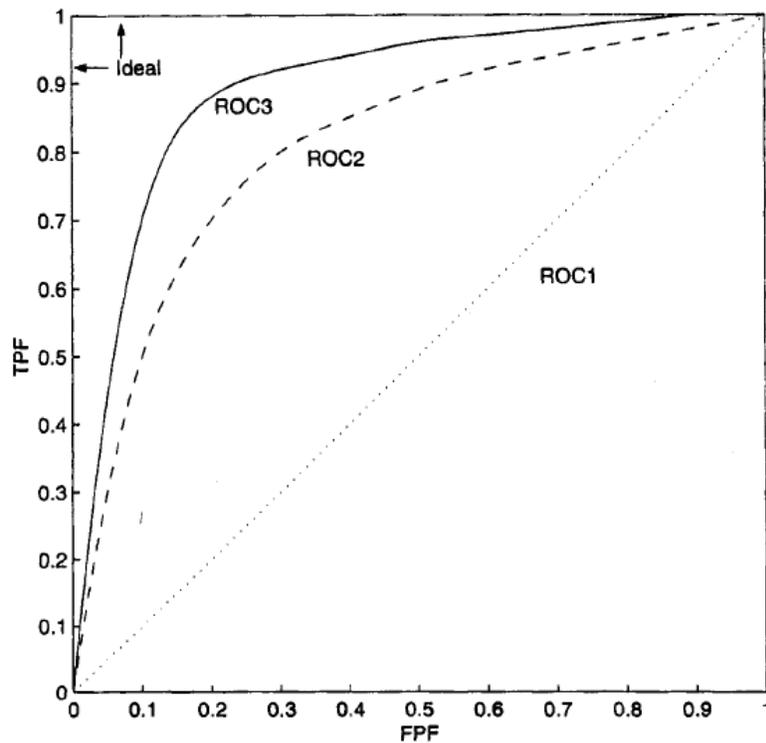


Figura 6.1: Curvas tipo ROC, mostrando 3 diferentes comportamientos [21]

En la Figura 6.1 se pueden observar 3 ejemplos de curva ROC, en la esquina superior izquierda (0,1), se encuentra el punto ideal (100% de confiabilidad o imposible), la primer curva ROC1 llamada “Recta de lo aleatorio.” es una recta que cruza transversalmente desde la esquina inferior izquierda hasta la esquina superior derecha.

Las curvas ROC2 y ROC3 en la Figura 6.1 muestran 2 casos excepcionales de comportamiento, que muestran un grado muy alto de confiabilidad, pues superaron la línea de lo aleatorio por mucho, aunque es también notable que la curva ROC3 es mucho más cercana al ideal.

En general se busca que nuestra curva se encuentre en cualquier punto que no sea el Triángulo inferior formado por la recta transversal aleatoria.

6.1.1.5. Experimento Caídas

Descripción del marco preparado para estas pruebas, procedimiento y resultados estadísticos.

Marco de referencia para análisis estadístico: Para la conducción de la prueba se elaboró un pequeño programa en python que captura los eventos y genera la gráfica estadística:

- Paciente bajo prueba: 1 Humano y 1 Maniquí
- Sistema bajo prueba: Prototipo brazalete FIAD V1
- Receptor de alertas: Coordinador conectado a PC
- Lenguaje de programación utilizado en PC: Python 2.7.5
- Método de análisis estadístico: Curva ROC



Figura 6.2: Escenario para probar detección de caídas, usando maniquí.

Pasos para desarrollo de las pruebas (Prueba estadística usando un humano (voluntario) y maniquí), la Figura 6.2 muestra el escenario y maniquí utilizado:

- Llevar a cabo 30 muestras de caídas de frente y de lado alternadas.
- Capturar las alertas de caída enviadas por el brazalete, mediante un programa hecho en Python o Matlab.
- Efectuar caracterización del tipo de resultado: Cierto Positivo, Falso Positivo, Cierto Negativo y Falsos Negativos.
- Aplicar análisis matemático estadístico correspondiente para calificar el algoritmo de detección de caídas.

La Figura 6.3 muestra los resultados al evaluar el algoritmo de caídas, del lado izquierdo se observan los resultados obtenidos en caídas de humano, y del lado derecho la columna con los resultados de pruebas en un maniquí.

En ambos casos se observan tanto los resultados acertados como los erróneos. y se procede a hacer el calculo estadístico para obtener nuestra curva ROC en cada caso.

La Figura 6.4 muestra los resultados estadísticos de sensibilidad, especificidad y exactitud obtenida en cada prueba. Aquí ya se puede observar que la exactitud en ambos casos se encuentra por arriba del 50 %, lo cual es bueno pues ya se alejan de la recta de lo aleatorio. La Figura 6.5 muestra la curva ROC obtenida a partir de estos datos, la gráfica muestra mas confiabilidad cuando se realizo la prueba con caída de humanos que con maniquí, pero ambas están por arriba de la recta de valores aleatorios.

Sensibilidad en maniquí =0.7

Falsos positivos en maniquí =0.66

Exactitud con maniquí= 0.51

Sensibilidad en Humano = 0.6

Falso positivo en humano =0.28

Exactitud con humano=0.65

Caídas con Humano						
# evento	Caída	Alarma	VP	FN	FP	VN
1	1	1	1	0	0	0
2	1	1	1	0	0	0
3	0	1	0	1	1	0
4	1	1	1	0	0	0
5	1	0	0	1	0	0
6	1	1	1	0	0	0
7	0	0	0	1	0	1
8	1	1	1	0	0	0
9	1	1	1	0	0	0
10	0	0	0	1	0	1
11	1	1	1	0	0	0
12	0	0	0	1	0	1
13	1	1	1	0	0	0
14	1	1	1	0	0	0
15	1	1	1	0	0	0
16	1	1	1	0	0	0
17	1	0	0	1	0	0
18	1	1	1	0	0	0
19	0	0	0	1	0	1
20	1	1	1	0	0	0
21	1	1	1	0	0	0
22	1	0	0	1	0	0
23	1	0	0	1	0	0
24	1	1	1	0	0	0
25	1	1	1	0	0	0
26	1	0	0	1	0	0
27	1	1	1	0	0	0
28	0	1	0	1	1	0
29	1	1	1	0	0	0
30	0	0	0	1	0	1

Caídas con Maniqui						
# evento	Caída	Alarma	VP	FN	FP	VN
1	1	1	1	0	0	0
2	1	1	1	0	0	0
3	1	1	1	0	0	0
4	0	0	0	1	0	1
5	0	1	0	1	1	0
6	1	1	1	0	0	0
7	1	1	1	0	0	0
8	0	1	0	1	1	0
9	1	1	1	0	0	0
10	1	1	1	0	0	0
11	1	1	1	0	0	0
12	1	1	1	0	0	0
13	1	1	1	0	0	0
14	1	1	1	0	0	0
15	1	1	1	0	0	0
16	1	1	1	0	0	0
17	0	1	0	1	1	0
18	1	0	0	1	0	0
19	1	1	1	0	0	0
20	1	0	0	1	0	0
21	0	1	0	1	1	0
22	1	1	1	0	0	0
23	1	1	1	0	0	0
24	1	1	1	0	0	0
25	0	0	0	1	0	1
26	1	1	1	0	0	0
27	1	1	1	0	0	0
28	1	0	0	1	0	0
29	1	1	1	0	0	0
30	1	1	1	0	0	0

Figura 6.3: Tablas con resultados de pruebas de caídas en humano y maniquí

	Humano		Maniqui	
VP=	0.6	FP= 0.286	VP= 0.7	FP= 0.667
FN=	0.4	VN= 0.714	FN= 0.3	VN= 0.333
Sensibilidad----->	TPR=	0.6	TPR=	0.7
1-Especificidad-->	FPR=	0.285714	FPR=	0.666667
Exactitud ----->	ACC=	0.657143	ACC=	0.516667

Figura 6.4: Resultados de sensibilidad, especificidad y exactitud en las pruebas

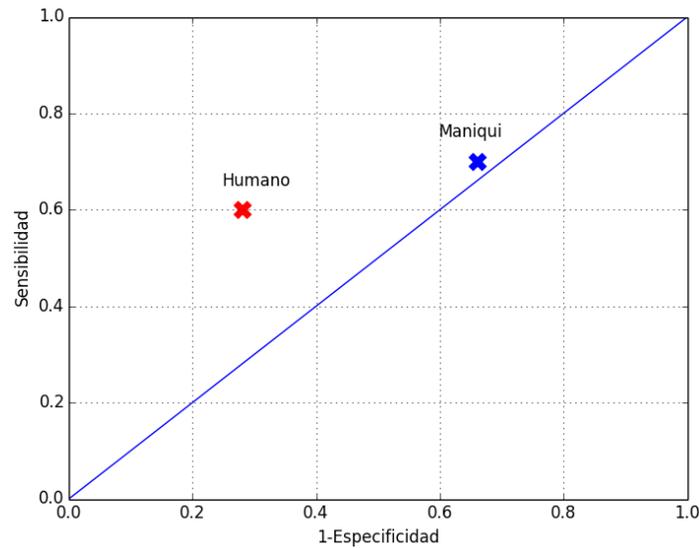


Figura 6.5: Curva ROC obtenida, muestra resultados para maniqui y caída de humano.

6.2. Medición de pulso

El circuito obtenido para medición de pulso se muestra en la Figura , la salida esta conectada al microcontrolador, en especifico al Convertidor analógico digital AD7 en el pin PTC5(pin#18).

La integración del medidor de pulso se confirmo midiendo con un osciloscopio la entrada del convertidor digital analógico, y comparando el pulso del algoritmo contra el periodo observado en el osciloscopio.La Figura 6.6 muestra el circuito del sensor de pulso analógico.

La Figura 6.7 muestra la señal del osciloscopio en el pin del ADC cuando se detecto un ritmo cardiaco de 74 BPM. La figura muestra un periodo de 800ms.

$$BPM = \frac{60}{periodo} = \frac{60}{0.8} = 75$$

Tan solo un error del 1.33 %

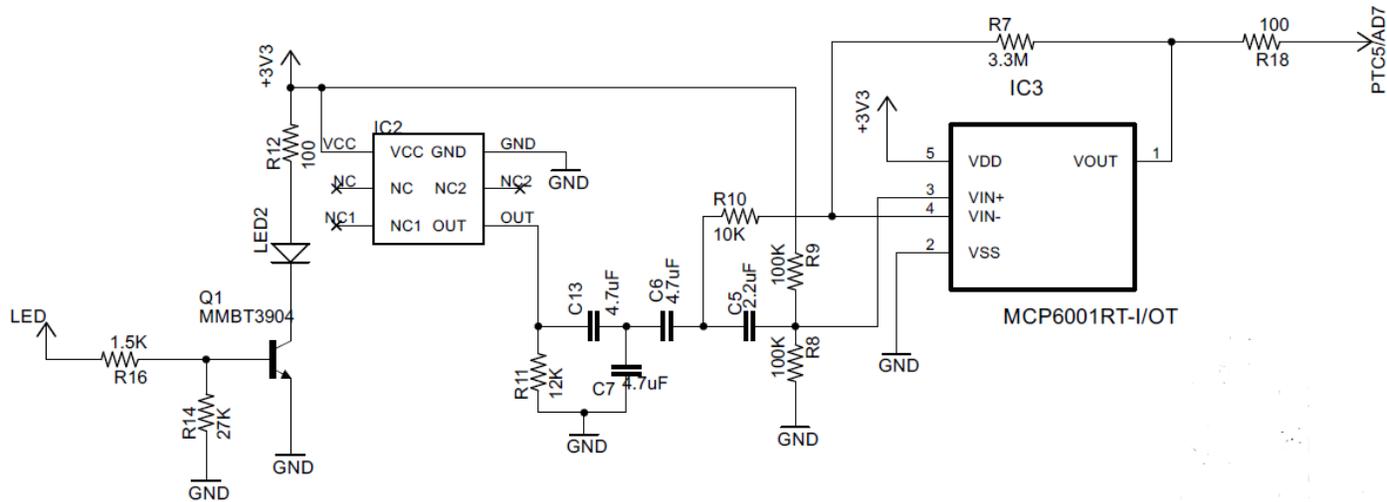


Figura 6.6: Diagrama de sensor de pulso, conexión a convertidor ADC

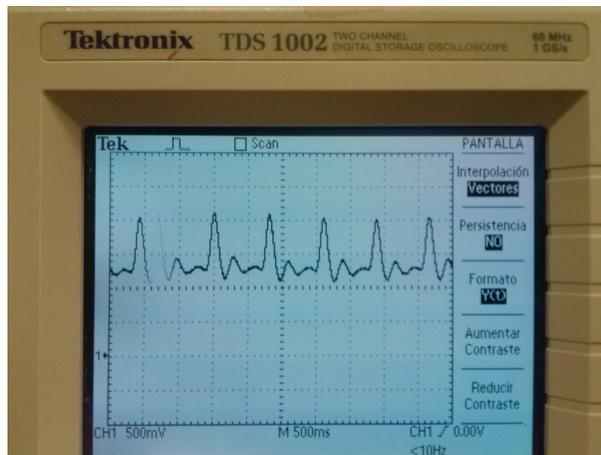


Figura 6.7: Medición en osciloscopio al momento de detectar 74 BPM por el sistema

Capítulo 7

Conclusiones

Para comprobar la eficiencia del sistema propuesto, se llevo a cabo el diseño y construcción de un prototipo, al cual se sometió a pruebas de evaluación práctica en instalaciones de un centro privado dedicado al cuidado de adultos mayores en la región de Rosarito, Baja California. Y fue en estas pruebas las que arrojaron la siguientes conclusiones.

- Basado en los resultados obtenidos, mostrados en el capítulo 6, podemos decir que mediante el uso de un sistema de categoría “dispositivo vestible” tipo brazalete , se logra cumplir con el objetivo de desarrollar un sistema portable el cual contiene los sensores requeridos para monitorear actividad física y parámetros de salud planteados como son temperatura corporal, pulso cardiaco y detección de caídas.
- La selección del estandar IEEE 802.15.4 como base para la red del sistema, fue acertada pues se logró cumplir el objetivo de brindar la portabilidad inalámbrica de manera segura y confiable al establecer redes tipo estrella en las pruebas de campo, las cuales fueron llevadas a cabo en instalaciones del ascilo que brindo soporte para este proyecto. El uso de este estandar ofreció grandes ventajas como

la facilidad con la que se establece la red, la fácil asociación de los nodos RFD y el soporte de nodos que se reincorporaban fácilmente al entrar en cobertura con la red.

- La medición de pulso cardíaco mediante el brazalete, arrojó un error de 1.3 %, lo cual indica que esta zona de la muñeca del adulto mayor posee una alta confiabilidad para su medición. Aunque este sistema no usó el nivel de saturación de oxígeno, si se usó el monitoreo de ciclos arrojados por el sensor, lo cual corresponde con la teoría de ser el pulso la armónica en espectro de frecuencia de la señal correspondiente al flujo sanguíneo.
- Los resultados en medición de temperatura tomados por el brazalete, indicaron que la muñeca del adulto mayor puede ser considerada como aceptable. A pesar de estar en cercana a un área considerada disipadora de calor como lo es la palma de la mano, las mediciones solo mostraron un recorrimiento de 2 grados centígrados en comparación con la temperatura corporal tomada en la axila del paciente.
- El algoritmo de caídas en el brazalete, se probó en humano y mediante el análisis estadístico se encontró una exactitud de 0.657 y una sensibilidad de 0.60. Estos resultados son suficientes para afirmar que la detección está por encima de la recta del valor aleatorio. Este nivel de exactitud aumenta a 0.86 cuando el acelerómetro es colocado en la cadera del adulto mayor, pero esta zona muestra menor aceptación en portabilidad por parte del paciente, aunado a que en esta zona no es fácil medir el pulso cardíaco.

Bibliografía

- [1] Laura Martínez Alarcón. Bajas temperaturas afectan más a personas mayores. <http://www.salud180.com/adultos-mayores/bajas-temperaturas-afectan-mas-personas-mayores>.
- [2] Daniel James Andrew Wixted, David Thiel. Signal processing for estimating energy expenditure of elite athletes using triaxial accelerometers. http://www.researchgate.net/publication/224629849_Signal_processing_for_estimating_energy_expenditure_of_elite_athletes_using_triaxial_accelerometers/file/d912f50b7e0dc05a7f.pdf.
- [3] Heal Force by NISON. Prince 100g. <http://www.medicalexpo.com/prod/heal-force/wrist-pulse-oximeters-separate-sensor-69536-501388.html>.
- [4] Klass R Westertep Carlijn Bouten. Assessment of energy expenditure for physical activity using triaxial accelerometer. <http://alexandria.tue.nl/repository/freearticles/605366.pdf>.
- [5] ChoiceMMED. Md300w11 de choicemmed. <http://www.choicemmedamerica.com/products/pulse-oximeter/>.
- [6] Wan-Young Chung, Young-Dong Lee, and Sang-Joong Jung. A wireless sensor network compatible wearable u-healthcare monitoring system using integrated ecg,

- accelerometer and spo2. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, pages 1529–1532, Aug 2008.
- [7] freescale. Compact integrated antennas, application note, an2731. page 3. 2012. <http://www.freescale.com>.
- [8] IEEE. Ieee 802.15.4 standard rev. 2006,wireless medium access control (mac) and physical layer (phy) specifications for low rate wireless personal area networks (wpans). pages 14–24. <http://148.231.10.114:2105/findstds/interps/802.15.4-2006.html>.
- [9] Imedicalapps. Wriskwatch. <http://www.imedicalapps.com/2011/09/interview-bernard-klocman-ceo-wriskwatch-wearable-monitor/>.
- [10] KTMed Inc. Oxybeat. <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/ktmed/oxybeat/69046-73658.html>.
- [11] Charles A. Dinarell Jeffrey A. Gelfand. Principles of internal medicine:fever and hyperthermia. pages 84–90. 1999.
- [12] Humberto Cervantes de Avila Miguel Enrique Martinez Rosas Ole Yu Sergiyenko Juan Ivan Nieto Hipolito, Mabel Vazques Briseño. Emerging technologies in wireless ad-hoc networks,ref source book. chapter 5, pages 115–135.
- [13] Sang-Joong Jung, Young-Dong Lee, Yong-Su Seo, and Wan-Young Chung. Design of a low-power consumption wearable reflectance pulse oximetry for ubiquitous healthcare system. In *Control, Automation and Systems, 2008. ICCAS 2008. International Conference on*, pages 526–529, Oct 2008.
- [14] Kristina Kallin. Falls in older people in geriatric care settings. page 16.

- [15] Young-Dong Lee, Sang-Joong Jung, Yong-Su Seo, and Wan-Young Chung. Measurement of motion activity during ambulatory using pulse oximeter and triaxial accelerometer. In *Convergence and Hybrid Information Technology, 2008. ICCIT '08. Third International Conference on*, volume 1, pages 436–441, Nov 2008.
- [16] J Mitchell. From telehealth to e-health:the unstopable rise of e-health. pages 14–15. Commonwealth Department of Communications, Information Technology and the Arts, 1999.
- [17] Organización mundial de la salud. Datos interesante acerca del envejecimiento en el mundo. 2014.
- [18] JA Nemer. Disorders related to environmental emergencies; cold and heat. chapter 37. Current Medical diagnosis and treatment, 2014.
- [19] Dean C. Norman and Yoshikawa. Fever on elderly. pages 148–151. 2000. <http://cid.oxfordjournals.org/content/31/1/148.full#ref-list-1>.
- [20] NXP. I2c-bus specification and user manual, rev. 6. 2014. <http://www.nxp.com.com>.
- [21] Rangaraj M. Rangayyan. Curva roc, pattern classification and dlagnostlc decision. chapter Capitulo 9, pages 468–472. 2002.
- [22] Freescale Semiconductors. Mc13237 datasheet rev 1.3. pages 1–48. 2013. <http://www.freescale.com>.
- [23] Freescale Semiconductors. Mma8451q datasheet rev 7.1. pages 1–52. 2014. <http://www.freescale.com>.
- [24] Kingbright Semiconductors. Green lamp solid state led. 2013. <http://www.kingbright.com>.

- [25] Aldo Sgaravatti. Factores de riesgo y valoración de caídas en el adulto mayor. pages 1–3. carta geriátrica gerontológica 2011. <http://www.gramonbago.com.uy/imgnoticias/20019.pdf>.
- [26] AVAGO Tech. Apds light sensor datasheet. 2008. <http://www.avagotech.com>.
- [27] WISQUARS. Centers for disease control and prevention. 2007, injury statistics query and reporting system (wisqars), waltham, ma, usa. <http://www.cdc.gov/injury/wisqars/index.html>.

Apéndice A

Diagrama eléctrico

Los siguientes circuitos, corresponden al diseño eléctrico completo del sistema propuesto. Incluye los diagramas de la sección de alimentación y energía del circuito, también incluye la sección de los sensores de temperatura, pulso y acelerometría, así como la sección de el microcontrolador y radio de 2.4Ghz.

Estos diagramas esquemáticos, fueron diseñados en su totalidad usando el software de distribución gratuita EagleCAD versión 6.5.

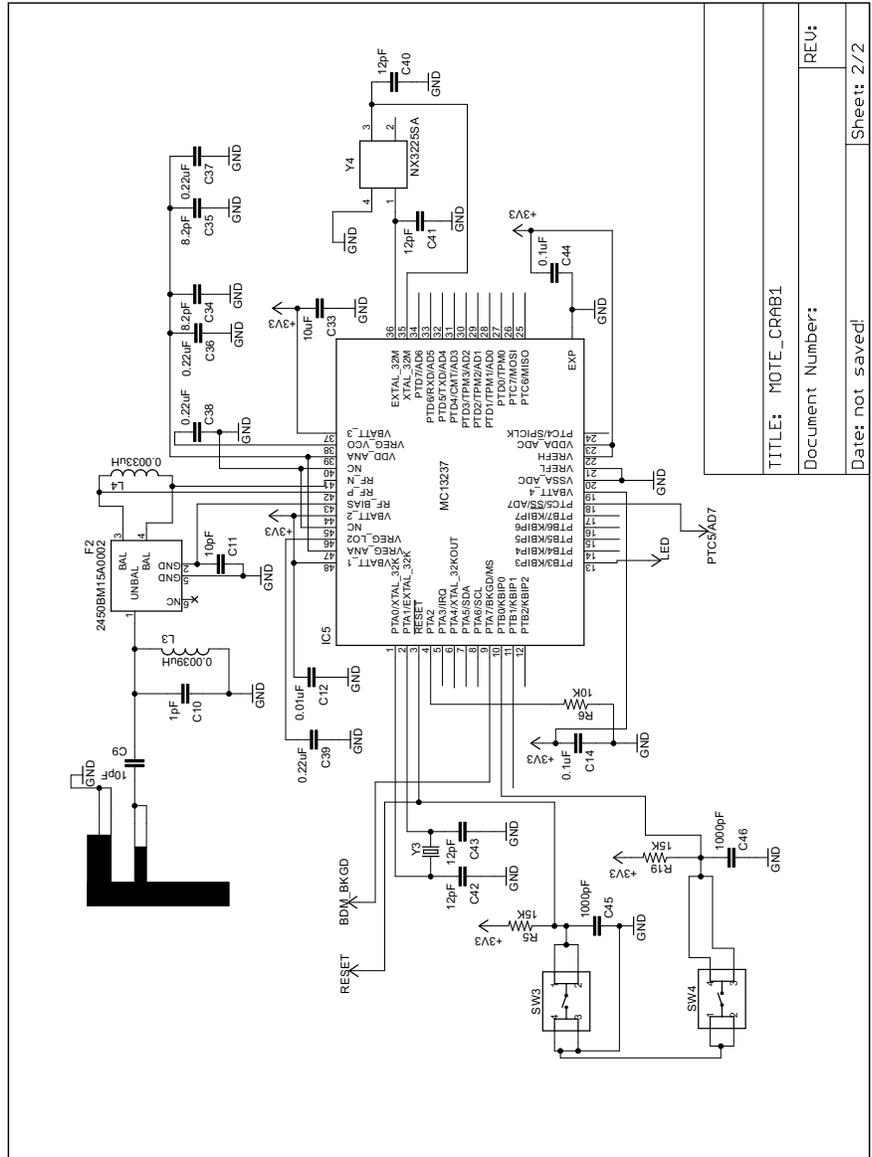
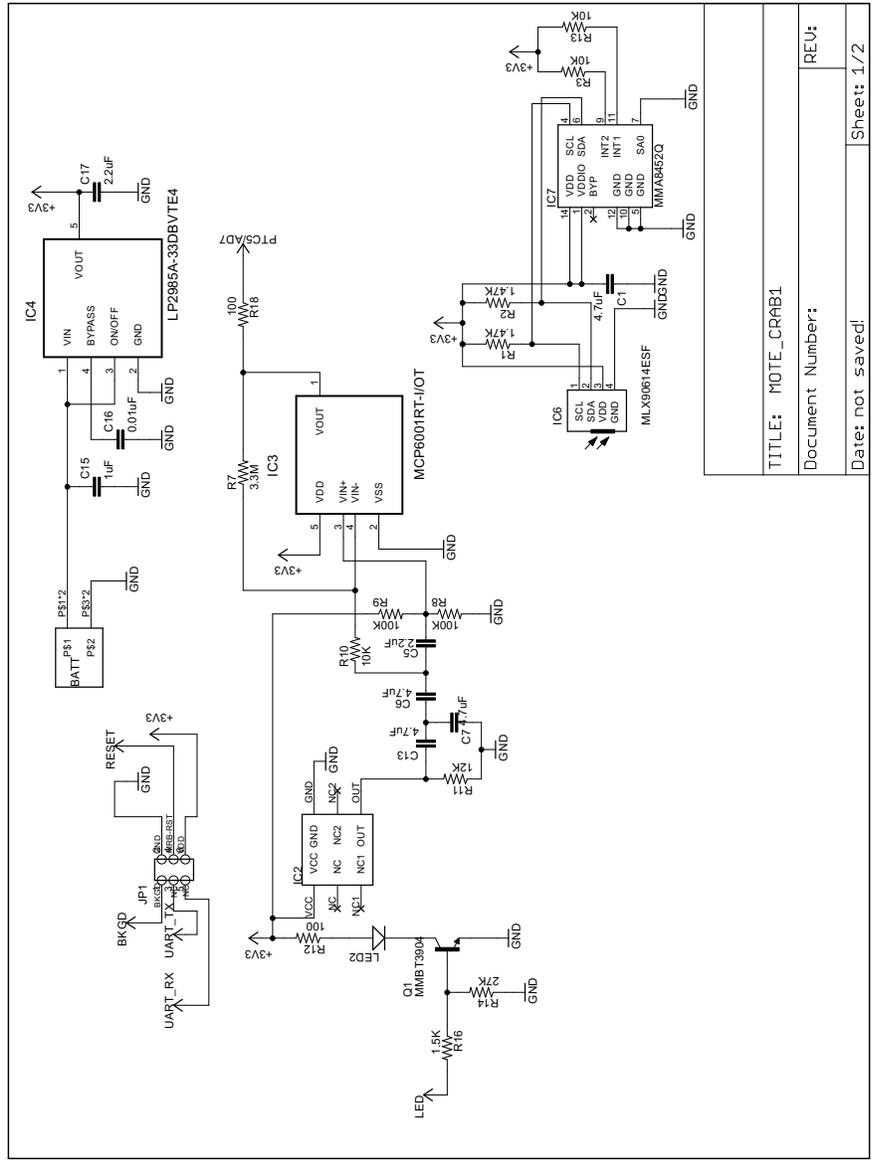


Figura A.1: Diagrama eléctrico de microcontrolador y etapas de R,F de micro-ondas

TITLE: MOTE_CRAB1
Document Number:
Date: not saved!
Sheet: 2/2



TITLE: MOTE_CRAB1
Document Number:
Date: not saved!
Sheet: 1/2

Figura A.2: Diagrama eléctrico de sensores digitales, analógicos y circuito de alimentación.

Apéndice B

Diagramas circuito impreso

El circuito impreso fue fabricado en material FR4, con un grosor de 1.6mm. La Figura B.1 muestra el PCB parte superior (dedicada para los componentes de montaje superficial), la Figura B.2 muestra la Capa interna dedicada para plano de tierra, y finalmente la Figura B.3 muestra el circuito impreso de capa inferior (dedicado para alimentación de energía a las diversas etapas del circuito).

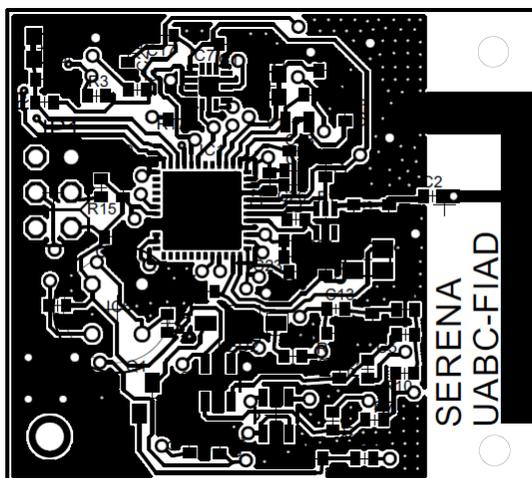


Figura B.1: Circuito impreso usado el lado de los componentes de montaje superficial

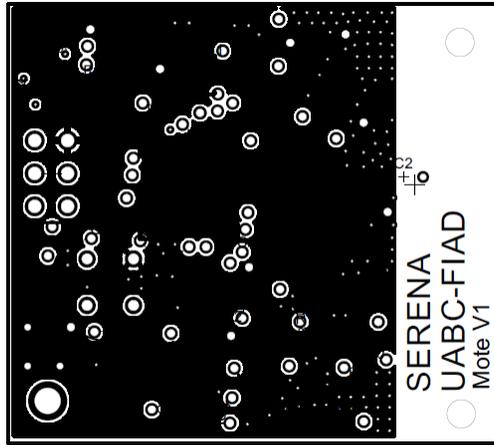


Figura B.2: Circuito impreso usado en plano de tierra, capa interna de la placa.

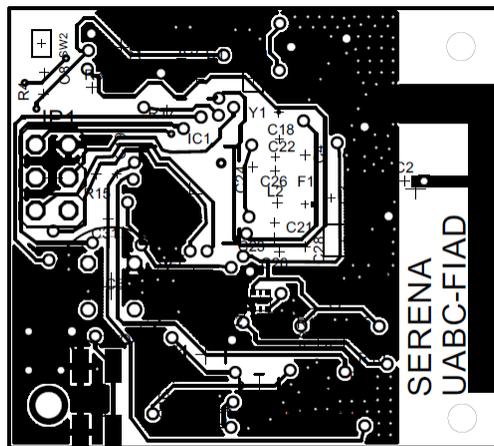


Figura B.3: Circuito impreso usado en la parte inferior de la placa, cuarta capa.

Apéndice C

Diseño mecánico CAD

En este anexo se incluyen los diagramas del diseño mecánico utilizado para proteger el prototipo desarrollado.

Se incluyen las medidas(en milímetros), detalles y características físicas del encapsulado propuesto. Dicho diseño se trata de un brazale el cual usa pernos comunes del numero 22 y extensibles estandares (como los utilizados en los reloj muñequera) de uso comercial.

Estos diagramas, fueron realizados en su totalidad en el software de diseño tridimensional: Solid Works.

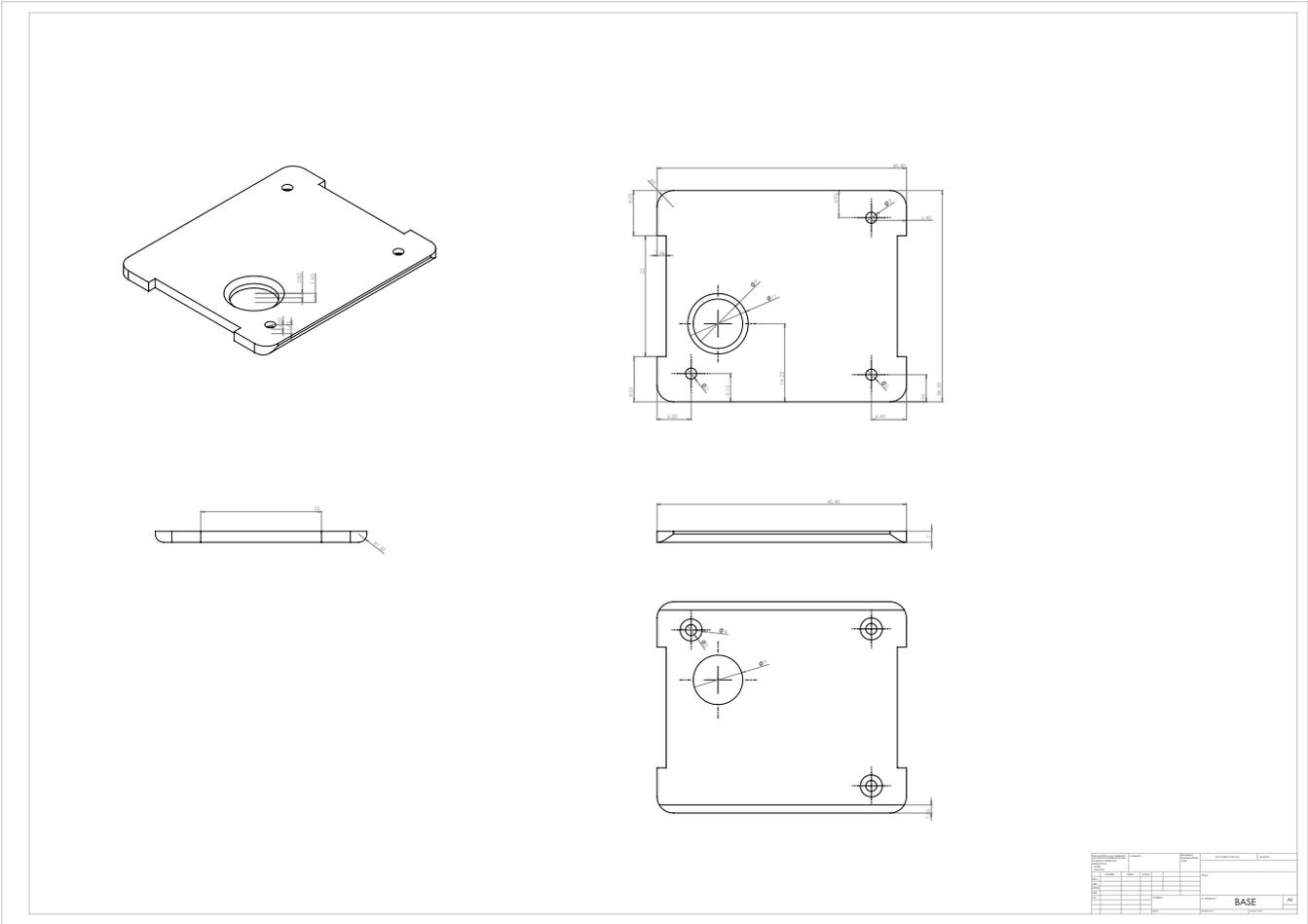


Figura C.1: Diagrama 3D del diseño mecánico de la base para contener el brazalete

