

**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**

MODELO SENSIBLE AL CONTEXTO PARA SOPORTE DE UN SISTEMA  
INTELIGENTE DE ANOMALÍAS CARDIACAS EN PACIENTES DE TIPO  
AMBULATORIO

**T E S I S**

PRESENTADA COMO REQUISITO PARCIAL

PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRO EN CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN**

ING. LUZ MARÍA MÁRQUEZ AGUNDEZ

DIRECTOR DE TESIS: M.C. CÉSAR ENRIQUE ROSE GÓMEZ

HERMOSILLO, SONORA, MÉXICO.

AGOSTO DE 2016





SECCIÓN: DIV. EST. POS. E INV.  
No. OFICIO: DEPI/126/16.  
ASUNTO: AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN  
DE TESIS.

07 de Junio de 2016

C. LUZ MARÍA MÁRQUEZ AGUNDEZ,  
P R E S E N T E.

Por este conducto, y en virtud de haber concluido la revisión del trabajo de tesis que lleva por nombre “**MODELO SENSIBLE AL CONTEXTO PARA SOPORTE DE UN SISTEMA INTELIGENTE DE ANOMALÍAS CARDIACAS EN PACIENTES DE TIPO AMBULATORIO,**” que presenta para el examen de grado de la MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN, y habiéndola encontrado satisfactoria, nos permitimos comunicarle que se autoriza la impresión del mismo a efecto de que proceda el trámite de obtención de grado.

Deseándole éxito en su vida profesional, quedo de usted.

ATENTAMENTE

M.C. CÉSAR ENRIQUE ROSE GÓMEZ  
DIRECTOR

DRA. MARÍA TRINIDAD SERNA ENCINAS  
SECRETARIA

M.C. SONIA REGINA MENESES MENDOZA  
VOCAL

M.C. SONIA REGINA MENESES MENDOZA  
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN



S.E.P.

SRMM/momv\*

INSTITUTO TECNOLÓGICO  
DE HERMOSILLO  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS  
DE POSGRADO



## **Agradecimientos**

A mi director de tesis, el Maestro Cesar Enrique Rose Gómez, mi más amplio agradecimiento, por haberme dado la oportunidad de realizar este trabajo de investigación, por su paciencia ante mi inconsistencia, por su valiosa dirección y apoyo para seguir este camino de tesis y llegar a la conclusión del mismo. Cuya experiencia y preparación han sido mi fuente de motivación durante estos 2 años.

A mi asesora de tesis la Dra. María Trinidad Serna Encinas, por todo su conocimiento compartido y su motivación. Por sus comentarios y aportaciones para mejorar este trabajo de tesis.

A mi asesora de tesis la Maestra Sonia Regina Meneses Mendoza, por sus muestras de apoyo y motivación. Agradezco sus comentarios y aportaciones para mejorar este trabajo de tesis.

A mis maestros, José Miguel, Ana Millán y Oscar Mario, gracias por su paciencia, asesorías y conocimiento compartido, los cuales me ayudaron a crecer durante mis estudios de maestría.

Al maestro, Fredy Alberto Hernández Aguirre, por facilitarme equipo de instrumentación para la realización de pruebas. Gracias por su apoyo y asesoría.

A mis compañeros de maestría, por cada uno de los momentos compartidos y el apoyo recibido.

Finalmente a Conacyt por la beca con numero 254854 otorgada durante los 2 años para la realización de los estudios de maestría.

## **Dedicatoria**

Primeramente a Dios por darme la sabiduría, paciencia y guía necesaria para culminar estos estudios de maestría.

A mis padres, sin los cuales no estaría aquí, gracias por su formación y cariño. Muy especialmente a mi madre, que ya no se encuentra físicamente conmigo, sin embargo su amor y presencia perduraran por siempre en mi vida. Gracias mi gordita por toda una vida llena de amor y entrega.

A mi hijo Ángel Albeiro, por ser la fuente de inspiración en mi vida. Gracias hijo, por tolerar mis ausencias, por tu amor incondicional. Gracias por tus abrazos, besos y risas, los cuales atesorar en mi corazón. Te amo hijo y este logro también es tuyo.

A mi esposo Fernando, por ser mi compañero de vida. Por ser la mano que me sostiene y contiene. Gracias por tu paciencia, por tu amor. Gracias por tus palabras de aliento, por escucharme y apoyarme siempre. Sabes que este logro no hubiera sido posible sin ti, gracias por cuidar de mi pequeño cuando yo no estaba. Lo logramos juntos corazón.

A mi suegra Paula María, a las tías Ethel y Licha, por cuidar de mi hijo y por cada una de sus oraciones, saben que Dios las escucha.

A mi hermano Miguel, por estar siempre al pendiente y echarme porras siempre, sabes que te amo mucho hermanito.

A Andrea, por apoyarme en el cuidado de mi hijo, por todo su cariño y paciencia.

A mis hermanos y sobrinos, por ser parte de mi vida. También agradezco a cada uno de mis amigos que estuvieron siempre al pendiente de mis estudios de maestría.

## Resumen

En la actualidad, los sistemas sensibles al contexto integran cada vez más múltiples tecnologías de comunicación e identificación, las cuales son capaces de interactuar con infraestructuras de comunicación y con otros dispositivos de su entorno. Bajo este enfoque, el uso de estas tecnologías sugiere que se empleen coordinadamente, ya que entre sus objetivos está el adquirir información contextual, lo cual ha motivado la generación de sistemas sensibles al contexto, centrados en el usuario, adaptables e inteligentes.

El objetivo de esta tesis de investigación ha sido diseñar un modelo sensible al contexto, el cual permite agregar funcionalidades que se consideran importantes en el entorno de un paciente con anomalías cardíacas, estas funcionalidades son un soporte en un sistema de monitoreo remoto de eventos cardíacos. El modelo sensible al contexto ha sido desarrollado bajo el enfoque de ciclo de vida de contexto, el cual consta de cuatro fases principales: la adquisición de contexto, el modelado de contexto, el razonamiento de contexto y por último, la difusión de contexto. Las anteriores fases integran lo que un sistema sensible al contexto debe contener.

Las variables de contexto que se han considerado en esta tesis son: la localización geográfica del paciente; el estado del paciente, a través de un módulo de reconocimiento de posturas del cuerpo; así como la detección de una caída. Así mismo, diferentes señales biomédicas adicionales a la señal electrocardiográfica (ECG), como son la saturación de oxígeno en la sangre y la presión arterial, las cuales proporcionan información del estado de paciente.

De tal manera, que con el modelo propuesto es posible tener información de vital importancia del paciente que ha tenido un evento cardíaco. Como por ejemplo se puede conocer dónde se encuentra, si se ha caído, tal vez por un desmayo, también es posible determinar su postura lo cual permite tener una lectura confiable del ECG. El modelo propuesto ha sido probado con las variables descritas previamente; sin embargo, es posible incorporar nuevas variables de contexto y variables biomédicas.

## **Abstract**

Nowadays, context sensitive systems increasingly integrate multiple communications technologies and identification technologies, which are capable of interacting with communication infrastructures and other devices in their environment. Under this approach, the use of these technologies suggested their use in coordination, because among their objectives, there is the acquisition of context information, which has motivated the generation of context- aware systems, user centered, adaptable, and intelligent.

The aim of this research thesis has been in designing a context-awareness model, this allows adding features considered important on patients with cardiac anomalies, and these features are a basis on a remote monitoring system of cardiac events. The context-awareness model has been developed under the context lifecycle approach, which has four main phases: Context Acquisition, Context Modelling, Context Reasoning, and Context Distribution.

The context variables considered on this thesis are: patient's geographic position, patient's condition, through a body position module, also by the detection of a fallen of patient. Also, several biomedical signals additional to electrocardiographic signal (ECG), such as oxygen level in blood and blood pressure, which provide information on the status of the patient.

Thus, with this proposed model is possible to get the important information about the patient with a cardiac event. It is possible to know where is the patient, if he had a falling; as well it is possible to determine the posture to have a reliable report of ECG. The model proposed has been tested with the variables described above; nevertheless, it is possible to incorporate new context variables and biomedical variables.

# Índice general

<b>1</b>	<b>Introducción.....</b>	<b>1</b>
1.1	Antecedentes .....	2
1.2	Planteamiento del problema .....	4
1.3	Justificación.....	5
1.4	Objetivos .....	5
1.4.1	Objetivo General .....	5
1.4.2	Objetivos particulares.....	6
1.5	Alcances y delimitaciones .....	6
1.6	Metodología .....	7
1.7	Organización de la tesis.....	7
<b>2</b>	<b>Marco Teórico .....</b>	<b>9</b>
2.1	Introducción .....	9
2.2	Cómputo Sensible al Contexto .....	10
2.2.1	Definición del Contexto .....	11
2.2.2	Tipos de Contexto .....	12
2.2.3	Aplicaciones Sensibles al Contexto .....	13
2.2.4	Aplicaciones Sensibles al Contexto en entornos asistenciales y cuidados de la salud....	14
2.2.5	Técnicas de modelado de Contexto y razonamiento para Sistemas Sensibles al Contexto .....	15
2.2.6	Ciclo de vida de Contexto .....	17
2.2.6.1	Adquisición de Contexto .....	17
2.2.6.2	Modelado de Contexto .....	18
2.2.6.3	Razonamiento de Contexto .....	19
2.2.6.4	Difusión de Contexto .....	20
2.2.7	Otras áreas relacionadas con la Computación Sensible al Contexto .....	20
2.2.7.1	Computación Ubicua.....	21
2.2.7.2	Cómputo Pervasivo .....	22
2.3	Sensores.....	23
2.3.1	Definición de Sensor .....	23
2.3.2	GPS .....	24

2.3.2.1	Definición de GPS.....	24
2.3.2.2	Funcionamiento del GPS.....	24
2.3.2.3	Aplicaciones del GPS.....	25
2.3.3	Sensores para el reconocimiento de posturas.....	26
2.3.3.1	Acelerómetro.....	27
2.3.4	Sensores de signos vitales diferentes al ECG.....	28
2.3.4.1	Sensor para la presión de la sangre con oscilometría.....	28
2.3.4.2	Sensor para oximetría del pulso.....	29
2.4	Trabajos relacionados.....	30
<b>3</b>	<b>Diseño del Modelo Sensible al Contexto.....</b>	<b>31</b>
3.1	Introducción.....	31
3.2	Descripción de la arquitectura del Modelo Sensible al Contexto.....	31
3.3	Diseño del Modelo Sensible al Contexto (ciclo de vida de Contexto).....	33
3.3.1	Diseño de la Adquisición de Contexto.....	34
3.3.1.1	Diseño de la funcionalidad ECG.....	36
3.3.1.2	Diseño de la funcionalidad Localización.....	38
3.3.1.3	Diseño de la funcionalidad para el reconocimiento de posturas del cuerpo.....	40
3.3.1.4	Diseño de la funcionalidad de signos vitales diferentes al ECG.....	49
3.3.2	Modelado de Contexto.....	52
3.3.3	Razonamiento de Contexto.....	53
3.3.4	Difusión de Contexto.....	60
<b>4</b>	<b>Implementación del Modelo.....</b>	<b>61</b>
4.1	Introducción.....	61
4.2	Implementación del módulo de adquisición del ECG.....	61
4.3	Implementación del módulo de Localización.....	67
4.4	Implementación del módulo para el reconocimiento de posturas del cuerpo.....	69
4.5	Implementación del módulo de razonamiento.....	73
4.5.1	Comunicación inalámbrica de datos.....	73
4.5.2	Raspberry- PI.....	75
4.5.3	Código para la generación de alertas.....	78
<b>5</b>	<b>Pruebas y Análisis de Resultados del Modelo.....</b>	<b>81</b>
5.1	Introducción.....	81



5.2	Pruebas de funcionamiento del módulo de adquisición del ECG .....	81
5.3	Pruebas de funcionamiento del módulo de Localización .....	83
5.4	Pruebas de funcionamiento del módulo de reconocimiento de posturas y de caídas .....	86
5.4.1	Requerimientos generales para las pruebas del módulo de posturas y caídas .....	87
5.4.1.1	Colocación y orientación del sensor .....	87
5.4.1.2	Frecuencia de muestreo .....	87
5.4.1.3	Comunicación con la PC .....	88
5.4.1.4	Visualización e interpretación de los datos .....	88
5.4.2	Pruebas para posiciones estáticas .....	89
5.4.2.1	Persona de pie .....	90
5.4.2.2	Persona sentada .....	91
5.4.2.3	Persona con posición inclinada hacia enfrente .....	92
5.4.2.4	Persona en posición inclinada hacia atrás .....	93
5.4.2.5	Persona en posición acostada .....	94
5.4.3	Clasificación de posturas estáticas .....	95
5.4.4	Pruebas del módulo de caídas .....	97
5.4.4.1	Características del experimento .....	97
5.4.4.2	Caer de espaldas estando de pie .....	98
5.4.4.3	Caer verticalmente estando de pie .....	100
5.4.4.4	Caída lateral desde una silla .....	101
5.4.4.5	Análisis de resultados del módulo de caídas .....	102
5.5	Pruebas de funcionamiento del módulo de razonamiento .....	104
5.6	Análisis de resultados del modelo .....	108
<b>6</b>	<b>Conclusiones y recomendaciones .....</b>	<b>112</b>
6.1	Conclusiones .....	112
6.2	Recomendaciones .....	113
<b>7</b>	<b>Bibliografía .....</b>	<b>115</b>

# Índice de figuras

Figura 2.1	Ejemplo de receptor GPS moderno, pequeño y ligero.....	25
Figura 3.1	Arquitectura del Sistema Sensible al Contexto.....	32
Figura 3.2	Fases en el ciclo de vida en la gestión de contexto .....	33
Figura 3.3	Algoritmo para la adquisición de las variables de contexto.....	35
Figura 3.4	Algoritmo para la adquisición de datos del ECG.....	37
Figura 3.5	Algoritmo para obtener la localización.....	39
Figura 3.6	Secuencia de estados que definen una caída típica .....	44
Figura 3.7	Algoritmo general de posturas .....	45
Figura 3.8	Algoritmo posturas estáticas .....	46
Figura 3.9	Algoritmo detección de caídas.....	47
Figura 3.10	Algoritmo para obtener la SPO2.....	50
Figura 3.11	Algoritmo para obtener la presión arterial .....	51
Figura 4.1	Diagrama del módulo de adquisición del ECG.....	61
Figura 4.2	Rutina de conversión analógica-digital de la señal ECG en el PIC18F2550.....	63
Figura 4.3	Circuito de adquisición de la señal ECG .....	64
Figura 4.4	Diagrama del PIC18F2550 . .....	66
Figura 4.5	Diagrama del módulo de localización.....	67
Figura 4.6	GPS NEO 6M .....	67
Figura 4.7	Rutina del módulo de localización.....	68
Figura 4.8	Circuito del módulo de localización .....	68
Figura 4.9	Diagrama a bloques del módulo de reconocimiento de posturas.....	69
Figura 4.10	Acelerómetro ADXL345 . .....	70
Figura 4.11	Conexión del módulo de reconocimiento de posturas. ....	71
Figura 4.12	Rutina para la detección de posturas estáticas .....	72
Figura 4.13	Rutina para la detección de una caída.....	72
Figura 4.14	Diagrama del módulo de razonamiento .....	73
Figura 4.15	Modulo Bluetooth HC-06 .....	74
Figura 4.16	Led indicador de vinculación del módulo Bluetooth.....	75
Figura 4.17	Esquema de la placa Raspberry-PI .....	76
Figura 4.18	Análisis de Bradicardia, Taquicardia y Arritmias Supraventriculares.....	78
Figura 4.19	Clasificación de latidos NOR, LBBB, RBBB y APB.....	79
Figura 4.20	Generación de alertas.....	80

Figura 5.1 Electrodo usado en la experimentación .....	82
Figura 5.2 Circuito electrónico implementado para obtener la señal ECG .....	82
Figura 5.3 Señal ECG obtenida en tiempo real .....	83
Figura 5.4 Circuito para pruebas de localización .....	84
Figura 5.5 Resultado de dirección en Google Maps .....	84
Figura 5.6 Circuito para pruebas de posturas y caídas con el sensor de aceleración y módulo bluetooth.....	86
Figura 5.7 Persona voluntaria con la faja con el circuito de posturas estáticas.....	89
Figura 5.8 Medición de aceleración estática con la persona de pie.....	90
Figura 5.9 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición de pie. ....	91
Figura 5.10 Medición de aceleración estática con la persona sentada .....	91
Figura 5.11 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición sentado.....	92
Figura 5.12 Medición de la aceleración estática con la persona inclinada hacia enfrente .....	92
Figura 5.13 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición inclinado hacia enfrente.....	93
Figura 5.14 Medición de la aceleración estática con la persona inclinada hacia atrás.....	93
Figura 5.15 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición inclinado hacia enfrente.....	94
Figura 5.16 Medición de la aceleración estática con la persona acostada.....	94
Figura 5.17 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición inclinada hacia atrás .....	95
Figura 5.18 Voluntario adulto para algunas pruebas de caída en escenarios controlados.....	98
Figura 5.19 Medición de la aceleración en los ejes XYZ y resultante al caer de espaldas estando de pie.....	99
Figura 5.20 Resultante de la aceleración al caer de espaldas estando de pie. ....	99
Figura 5.21 Medición de la aceleración en los ejes X, Y, Z y resultante al caer desmayado de pie. ....	100
Figura 5.22 Resultante de la aceleración al caer desmayado de pie.....	101
Figura 5.23 Medición de la aceleración en los ejes X, Y, Z y resultante al caer lateralmente desde una silla .....	101
Figura 5.24 Resultante de la aceleración al caer lateralmente desde una silla .....	102
Figura 5.25 Diagrama de flujo para la codificación de alertas.....	104
Figura 5.26 Función para codificar la alerta general.....	106
Figura 5.27 Estructura para el envío de los datos.....	108

## Índice de tablas

Tabla 2.1 Características generales de aplicaciones sensibles al contexto.....	15
Tabla 2.2 Comparación de los diferentes enfoques para el modelo de contexto.....	17
Tabla 3.1 Posición de la persona con respecto al ángulo de inclinación.....	41
Tabla 3.2 Modelo Clave-Valor.....	53
Tabla 3.3 Reglas de inferencia para el módulo de razonamiento.....	55
Tabla 5.1 Pruebas obtenidas del módulo de localización.....	85
Tabla 5.2 Datos de referencia de los voluntarios .....	86
Tabla 5.3 Posición de la persona respecto al ángulo de inclinación .....	95
Tabla 5.4 Resultados obtenidos del módulo de posturas estáticas .....	96
Tabla 5.5 Resultados del módulo de caídas. ....	103
Tabla 5.6 Códigos para alerta general .....	105
Tabla 5.7 Códigos para alerta anomalía cardiaca.....	105
Tabla 5.8 Datos generados de manera aleatoria y la alerta general codificada .....	107

## 1 Introducción

Actualmente, los problemas cardiovasculares representan una de las principales causas de muerte en el mundo. En el estado de Sonora cerca del 50% de las defunciones son debido a este tipo de enfermedades [1]. Entre los factores de riesgo se encuentran una dieta rica en grasa, así como un alto consumo de carne en la región, alcohol, tabaco y la falta de ejercicio físico.

El diagnóstico, seguimiento de la terapia y pronóstico de las enfermedades cardiovasculares se realiza con un electrocardiograma (ECG) [2]. De tal manera que el paciente tiene que acudir al consultorio del médico o al hospital para realizar dicho examen, por lo que en ocasiones puede representar un reto la situación geográfica del paciente. Esta situación se puede enfatizar en regiones rurales, donde por lo general no se cuenta con especialistas o equipo médico para darle seguimiento a ciertas patologías de órganos vitales, como es el caso del corazón.

Con el avance tecnológico se han desarrollado sistemas para el monitoreo del ECG de manera remota utilizando dispositivos móviles, sin embargo estos sistemas carecen de funcionalidades que se consideran importantes para un seguimiento y terapia adecuada del paciente. La aplicación de estos sistemas en el sector de salud público es casi nulo debido a su alto costo.

Por otro lado, la tecnología está produciendo cambios en las actividades diarias del ser humano, por lo que cada vez se desarrollan más sistemas que se adapten mejor a las necesidades del usuario y su entorno, conduciendo esto, en los últimos años a los sistemas sensibles al contexto. Estos sistemas almacenan y analizan la información relevante que rodea y forma parte del entorno de los usuarios. La ubicación del usuario, las actividades que realiza, preferencias, características como la temperatura del entorno donde vive, forman parte de la información contextual.

Los sistemas sensibles al contexto proponen nuevas formas de interacción entre las personas y la tecnología, haciendo que la tecnología se adapte a las necesidades de los individuos y al entorno que los rodea. En el área de la salud se han desarrollado investigaciones sensibles al contexto, tales como el monitoreo de personas con demencia senil y Alzheimer [3].

La propuesta de esta tesis consiste en diseñar un modelo sensible al contexto que permita agregar funcionalidades basadas en la información a un sistema de monitoreo remoto de eventos cardiacos. Las funcionalidades a considerar son: localización geográfica del paciente, reconocimiento de posturas del cuerpo y monitoreo de algunos signos vitales tales como la presión de la sangre y la oximetría (SPO<sub>2</sub>). Lo anterior a través de sensores que permitan obtener la información contextual del paciente, así como dispositivos móviles que permitan la transmisión de datos a redes médicas para su visualización y análisis. La finalidad es obtener información importante del paciente en tiempo real de manera remota, que permita al personal médico realizar un diagnóstico, dar un seguimiento de la terapia y un pronóstico de las enfermedades cardiovasculares y que ayude en la toma de decisiones en situaciones de emergencia.

### **1.1 Antecedentes**

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el mundo, las cuales afectan por igual a ambos sexos y más del 80% se producen en países de ingresos medios y bajos. Cada año mueren más personas por este tipo de enfermedades que por cualquier otra causa. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se calcula que en el 2008 murieron por esta causa 17,3 millones de personas, lo cual representa un 30% de todas las muertes registrada en el mundo; 7,3 millones de esas muertes se debieron a la cardiopatía coronaria y 6,2 millones a los accidentes cerebrovasculares. Se calcula que para el año 2030 morirán cerca de 23.6 millones de personas por enfermedades cardiovasculares, sobre todo por cardiopatías y accidentes cerebrovasculares, por lo cual se prevé que sigan siendo la principal causa de muerte [4] .

Según el Sistema Nacional de Información en Salud (SINAIS), durante el 2008, en México poco más de 92 mil personas fallecieron a causa de alguna enfermedad del corazón [5]. Refiere el INEGI que en el 2011 las defunciones por enfermedades isquémicas del corazón y las enfermedades cerebrovasculares representaron la segunda y cuarta causa de muerte a nivel nacional; su participación porcentual en el interior de las defunciones del sistema circulatorio fueron del 50.5 y 22.2% respectivamente [6]. Actualmente el 47.9% de las defunciones en el Estado de Sonora son debido a enfermedades de este tipo [1].

El diagnóstico, el seguimiento de terapia y el pronóstico de las enfermedades cardiovasculares se suelen basar en un examen rápido y confiable llamado electrocardiograma (ECG), el cual de manera general se realiza en el consultorio o en el hospital. El electrocardiograma es tradicionalmente un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón y proporciona abundante información que puede ser almacenada, transmitida y procesada de diversas maneras [2].

Por otro lado, los avances tecnológicos han permitido el desarrollo del cómputo móvil, compuesto de todo lo que se trate de equipos portátiles, que prestan servicios prácticos e indispensables en el área de la computación para lograr su funcionamiento, resultando muy útiles en el transporte y almacenamiento de información. La interacción del usuario con dispositivos móviles sensibles al contexto es también un área activa de investigación.

Uno de los mayores intereses en el área de las aplicaciones sensibles al contexto es conseguir una ubicación precisa del usuario. Para localizar una persona en el entorno, el sensor de mayor uso es el GPS; sin embargo, en situaciones de aglomeración no es lo suficientemente eficiente. Otra área de aplicación es debido a la ubicuidad de los dispositivos móviles, los cuales hacen posible que se reciba información en cualquier lugar y momento, por lo que dentro del área de los sistemas sensibles al contexto, uno de los retos es buscar los mecanismos adecuados para que automáticamente detecte las circunstancias en que el usuario debería o no ser avisado [7]. En el área de la salud, se han desarrollado investigaciones sensibles al contexto para su aplicación en el monitoreo de personas con enfermedades como Alzheimer y demencia senil, entre otras [3].

Asimismo, en esta área de salud cada vez es más mayor el monitoreo del ECG en los pacientes de manera remota usando dispositivos móviles, pero en nuestro país esto es casi nulo debido a su alto costo o por la carencia de ellos en el sector público de la salud. Actualmente, los dispositivos móviles que realizan este tipo de monitoreo, están limitados en cuanto a las funcionalidades (ritmo, frecuencia cardiaca, detección de anomalías) pero carecen de otras que se consideran importantes.

Por los anteriores motivos surge el interés de desarrollar una investigación para diseñar un modelo sensible al contexto, que permita agregar funcionalidades basadas en la información del entorno a un sistema de monitoreo remoto de eventos cardíacos. La idea es que sean móviles y que los pacientes sean dotados de sensores, adheridos a su cuerpo o ropa, que permitan la transmisión de datos a redes médicas para su visualización y análisis, así como también la generación de avisos a familiares. En este contexto de la medicina, conforme la tecnología avanza, el monitoreo remoto se está convirtiendo en un procedimiento estándar para tratar ciertas enfermedades tales como las afecciones cardíacas.

### **1.2 Planteamiento del problema**

Las enfermedades cardiovasculares constituyen un problema de salud pública de difícil y complejo abordaje. Actualmente, casi el 50% de las defunciones en el Estado de Sonora son debido a enfermedades de este tipo. Entre los factores de riesgo se encuentran una dieta rica en carne y grasas, alcohol, tabaco y la falta de ejercicio físico.

El monitoreo del ECG en los pacientes de manera remota usando dispositivos móviles, es casi nulo, debido a su alto costo o por la carencia de ellos en el sector público de la salud.

Los dispositivos móviles que realizan este tipo de monitoreo están limitados a funcionalidades como ritmo, frecuencia cardíaca, detección de anomalías, pero carecen de otras que se consideran importantes.

Como resultado de lo anterior, el presente trabajo plantea las siguientes preguntas de investigación:

¿Cuáles variables fisiológicas se deben de monitorear en un paciente ambulatorio con anomalías cardíacas?

¿Qué información del entorno puede ayudar en el monitoreo de un paciente ambulatorio con anomalías cardíacas?



¿Cuáles variables fisiológicas o del entorno de un paciente ambulatorio con anomalías cardíacas son útiles para generar alertas?

¿Cómo registrar los eventos cardíacos en el historial del paciente?

Lo planteado anteriormente, nos lleva a la definición de la siguiente problemática:

**Problemática:**

**¿Qué características deber de tener un modelo sensible al contexto que permita integrar variables fisiológicas y de contexto para que pacientes ambulatorios con anomalías cardíacas reciban un mejor cuidado en sus actividades cotidianas?**

### **1.3 Justificación**

Como se mencionaron en los antecedentes de esta tesis, las enfermedades cardiovasculares son un problema de salud pública, y son una de las principales causas de muerte tanto a nivel regional como nacional. Existen sistemas de monitoreo remoto de eventos cardíacos, sin embargo carecen de funcionalidades que se consideran importantes para un adecuada seguimiento de la terapia del paciente. Aunado a esto su aplicación en el sector de la salud pública es casi nulo debido a su alto costo. Por lo anterior se tiene el interés de desarrollar este proyecto de investigación bajo la premisa de la existencia de un sistema que apoye en el diagnóstico y seguimiento en este tipo de enfermedades a través del monitoreo de eventos cardíacos de manera remota, nuestra propuesta es un modelo que sea sensible al contexto y permita añadir funcionalidades al sistema de monitoreo previamente mencionado.

### **1.4 Objetivos**

#### **1.4.1 Objetivo General**

Diseñar un modelo sensible al contexto, que permita agregar funcionalidades basadas en la información del entorno, a un sistema de monitoreo remoto de eventos cardíacos.

### **1.4.2 Objetivos particulares**

- Estudiar a profundidad las diferentes temáticas que inciden en el marco teórico del proyecto.
- Estudiar los tipos de sensores que permitan la obtención de las variables de contexto y señales biomédicas.
- Diseñar el modelo sensible al contexto
- Diseñar la funcionalidad para la localización geográfica del paciente.
- Diseñar la funcionalidad para el reconocimiento de posturas del cuerpo.
- Diseñar la funcionalidad para el reconocimiento de caídas.
- Diseñar la funcionalidad de signos vitales diferentes al ECG.
- Analizar y diseñar un módulo para registrar eventos cardiacos en el historial de un paciente.
- Diseñar las reglas para la generación de alertas.

### **1.5 Alcances y delimitaciones**

La investigación que se planea desarrollar como proyecto de tesis de la maestría en Ciencias de la Computación, la cual está dimensionada bajo ciertos alcances y delimitaciones que se plantean a continuación:

- a) La investigación se desarrollará en el Laboratorio de Sistemas Inteligentes de la División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Hermosillo.
- b) El sistema de monitoreo remoto para la detección de anomalías cardiacas es el que se encuentra actualmente en desarrollo en el Instituto Tecnológico de Hermosillo bajo el registro con clave 5079.13-P en el Tecnológico Nacional de México.
- c) El modelo diseñado se experimentará bajo las características técnicas de la implementación del sistema de monitoreo.
- d) Las funcionalidades a considerar para la experimentación son: localización geográfica del paciente, reconocimiento de posturas del cuerpo, detección de caídas y monitoreo de algunos signos vitales.

## **1.6 Metodología**

Este trabajo de investigación se desarrollará en 4 etapas: Revisión y consulta bibliográfica, diseño del modelo, implementación del modelo y por último, análisis de resultados. Cada una de las etapas se describen a continuación:

**Revisión y consulta bibliográfica:** En esta etapa se lleva a cabo un estudio del estado del arte, con la finalidad de obtener la información necesaria que sustente la realización del proyecto y que ayude a acotar los alcances y delimitaciones del mismo, así como también conocer alternativas de solución a la problemática planteada.

**Diseño del modelo:** En esta etapa se diseña el modelo sensible al contexto basado en el ciclo de vida de contexto. Se diseñan cada una de las funcionalidades de localización, reconocimientos de posturas, detección de caídas, signos vitales diferentes al ECG. Así mismo se diseña el módulo de razonamiento.

**Implementación del modelo:** En esta etapa se realiza la implementación de cada una de las funcionalidades que forman parte del modelo sensible al contexto. Así mismo se realiza la programación de la generación de alertas del módulo de razonamiento.

**Análisis de resultados:** En esta etapa se evalúa la funcionalidad del modelo sensible al contexto. Los módulos evaluados son el módulo de adquisición del ECG, módulo de localización, módulo de reconocimientos de posturas y módulo de razonamiento. Se presenta los resultados obtenidos en cada una de las pruebas, mismos que permiten obtener las conclusiones y trabajos futuros.

## **1.7 Organización de la tesis**

La tesis está organizada en diferentes capítulos que a continuación se describen:

**Capítulo II (Marco teórico).** El capítulo II de esta tesis presenta un estudio sobre los temas que abarca el modelo propuesto, los cuales son: **Cómputo sensible al contexto,**

sensores para el reconocimiento de posturas del cuerpo, tipos de sensores diferentes al ECG, como el sensor para la presión de la sangre con oscilometría, el sensor para oximetría de pulso, sensores para localización como GPS, y por último trabajos relacionados a la monitorización ambulatoria.

Capítulo III (Diseño del modelo sensible al contexto). Se presenta la arquitectura propuesta para el modelo sensible al contexto. Se describen cada una de las etapas del modelo propuesto. Se incluyen también el diseño de cada una de las funcionalidades para la adquisición de la señal ECG, reconocimiento de posturas y detección de caídas, signos vitales diferentes al ECG, así como localización geográfica.

El capítulo IV (Implementación del modelo). Se implementa el modelo propuesto y se muestra cómo se desarrollaron cada uno de los módulos que conforman el modelo propuesto, de igual forma se explica su funcionamiento.

El capítulo V (Pruebas y resultados del modelo). Se presentan los resultados obtenidos después de la implementación del modelo. Se describen los inconvenientes presentados en el desarrollo y los logros obtenidos al implementar el modelo.

Finalmente, el capítulo VI (Conclusiones y recomendaciones). Se presentan las conclusiones y recomendaciones derivadas del presente trabajo de investigación.

## 2 Marco Teórico

### 2.1 Introducción

En la actualidad las personas están rodeadas de dispositivos tecnológicos que se utilizan para realizar funciones específicas, así como de las tecnologías de la información y comunicaciones, las cuales les facilitan la ejecución de algunas tareas determinadas, sin embargo en muchas ocasiones esto puede representar un reto para un adecuado manejo y aplicación, por lo que resulta necesaria una conexión transparente entre dichos dispositivos que permitan su interoperabilidad y comunicación natural con los usuarios, permitiendo con ello que las personas se centren en sus tareas y no en el uso de dichos dispositivos.

Así mismo durante los últimos años se han desarrollado dispositivos cada vez más sofisticados como lo son sensores, dispositivos móviles, computadoras, entre otros. Estos dispositivos poseen características que se adaptan a las aplicaciones que el entorno tecnológico actual requiere. En lo que refiere a los sensores, uno de sus usos es obtener información del estado del entorno donde son aplicados, entre ellas, variables físicas, como temperatura, luminosidad, solo por mencionar algunas.

La interacción del usuario con este tipo de dispositivos lo que se pretende alcanzar es que ésta sea transparente, la cual esté presente en todos lados, sin que el usuario se percate de ella, lo anterior forma parte del concepto de Inteligencia Ambiental, para la cual utilizaremos el termino AmI a lo largo de este trabajo.

La AmI tiene por objetivo crear ambientes inteligentes donde el entorno sea quien se adapte a las personas y no al contrario como ocurre actualmente.

En [8] se establece que la AmI es un modelo de interacción en el que las personas están rodeadas de un entorno digital, consciente de su presencia, sensible al contexto, que responde de manera adaptativa a las necesidades del usuario, facilitando las rutinas diarias en diferentes dominios del usuario como son el hogar, trabajo, educación, ocio, por mencionar algunas.

Las principales características que debe de tener un sistema basado en la AmI son:

- La computación, comunicación e información deben de ser ubicuas y transparentes para los usuarios, empleando dispositivos embebidos en objetos cotidianos.

- El entorno debe de ser sensible al contexto, con la capacidad de percibir los estímulos externos mediante el uso de sensores.
- El entorno debe de contar con cierto grado de inteligencia, aprendiendo y actualizándose automáticamente para adaptarse a las necesidades de los usuarios.
- La interacción humano-sistema debe de realizarse de manera natural y no intrusiva.

AmI involucra varias áreas del campo de la Computación, como lo es el cómputo ubicuo actualmente denominado también cómputo pervasivo, conceptos que se revisarán en el presente capítulo, así como los sistemas sensibles al contexto, tema en el cual gira este trabajo de tesis [9].

Los sistemas sensibles al contexto tienen como finalidad construir espacios, es decir, entornos computacionales que sienten y reaccionan, así como reducir la separación entre usuario y los dispositivos de cómputo utilizando el contexto. Los sistemas sensibles al contexto proporcionan mecanismos para el desarrollo de aplicaciones que conocen sus contextos y son capaces de adaptarse a posibles cambios [10].

En las últimas dos décadas la computación sensible a contexto es y seguirá siendo un área de investigación importante para el desarrollo de diversas aplicaciones, por lo que resulta relevante desarrollar sistemas sobre esta línea de investigación, los cuales tengan por objetivo mejorar la calidad de vida de las personas.

## **2.2 Cómputo Sensible al Contexto**

En los últimos años se han realizado investigaciones entorno a sistemas sensibles al contexto, sin embargo existen diferentes definiciones para definir contexto, y aplicaciones sensibles al contexto. A pesar de las diferencias que existen en la definición del contexto, todas tienen en cuenta al usuario, su estado, el entorno físico y tecnológico, y la interacción entre todos ellos.

Por contexto se entiende que es cualquier información que caracterice una situación relacionada con la interacción entre personas, aplicaciones y entornos.

Dado que existen diferentes definiciones entorno a este tema, se ha realizado una revisión literaria de las definiciones planteadas por algunos autores que han trabajado sobre

este concepto. Posteriormente se ha revisado una clasificación de los diferentes tipos de contexto.

### 2.2.1 Definición del Contexto

Uno de los autores más relevantes que ha planteado la definición de contexto es Anid K. Dey, el cual define contexto de la siguiente manera:

El contexto se define como cualquier información que puede ser usada para caracterizar la situación de un usuario, lugar u objeto. Esta información se considera relevante en la interacción entre un usuario y una aplicación, incluyendo al usuario y a la aplicación [11].

Schilit uno de los pioneros en el área define al contexto de la siguiente manera [12]: Los aspectos importantes del contexto son: donde uno está, con quién y que recursos hay en las cercanías. El contexto comprende más que la posición del usuario, porque otros elementos de interés son móviles y cambiantes. El contexto incluye la luminosidad del ambiente, el ruido, la conectividad de banda e inclusive la situación social.

Ryan en [13] incorpora al concepto de contexto los componentes de usuario, condiciones atmosféricas, estaciones o periodos del año, etc. Dey en [11] incorpora además al concepto de contexto, estados referidos al usuario como son su orientación, grado de atención o ánimo de usuario, además de las condiciones que lo rodean.

Para Henricksen [14] el contexto puede describirse respondiendo a las preguntas ¿Dónde? ¿Con quién? y ¿Qué?. Otras definiciones describen al contexto como un conjunto de componentes complejos que contienen información relativa al problema o dominio que se está tratando.

En [10] se menciona que el contexto es todo tipo de información que pueda ser utilizada para describir la situación de una entidad, donde entidad es una persona, lugar u objeto que es importante en la interacción entre el usuario y una aplicación. Esta información engloba cualquier tipo de información como localización, estado de ánimo, entre otras. Todas las fuentes de información que se van incorporando con el paso de los años al concepto de contexto van complementando la definición.

Una definición de contexto puede ser: *“Información importante que sirve para describir la situación de conjuntos de componentes como personas, lugares u objetos relevantes para el entorno y la aplicación”*.

En el estudio del contexto la atención no sólo debe centrarse en la comprensión y el manejo de contexto que puede ser detectado de forma automática en un entorno físico y que puede ser tratado como una entrada implícita e influir positivamente en el comportamiento de una aplicación, sino también debe tener en cuenta aspectos como preferencias del usuario, historia de interacciones con el contexto, entre otras.

### 2.2.2 Tipos de Contexto

Una vez definido el contexto de manera general, se puede introducir una clasificación del contexto con el objetivo de estructurarlo de una manera organizada. De acuerdo a la definición en [11], las principales entidades que intervienen en el contexto son las personas, los lugares y los objetos. De acuerdo a estas entidades Dey las clasifica en cuatro categorías de contexto:

- La identidad, esta hace referencia al hecho de poder asignar un identificador y debe de ser único el nombre en la aplicación en donde se defina la entidad.
- La localización, que hace referencia no solo a la posición en un espacio bidimensional, sino que también se puede incluir información acerca de la orientación, elevación, así como cualquier otra información que sea útil para deducir relaciones entre las entidades.
- El estado (actividad o entorno), identifica características intrínsecas de las entidades que pueden ser detectadas. Para un lugar pueden ser por ejemplo la temperatura, luminosidad o ruido. Para una persona pueden hacer referencias a factores fisiológicos (cansancio) o a la actividad que desempeña (leer o correr). Para un componente software se puede referir a cualquier atributo que pueda consultar.
- El tiempo, es la información de contexto que permite caracterizar una situación. Se puede utilizar como una simple marca de tiempo en un histórico para otros elementos de contexto o como una definición del orden cronológico de sucesos.

También hay otro tipo de información de contexto y es aquella que se puede inferir a partir de información ya existente, como por ejemplo la identidad de una persona por su número de teléfono o con quien está, por la posición de ambos.



### 2.2.3 Aplicaciones Sensibles al Contexto

Las aplicaciones sensibles al contexto hacen referencia a la capacidad que tienen de ser sensible a su entorno físico o situación real y responder “inteligentemente” a esa sensibilidad, es decir ser sensibles al contexto.

A menudo las aplicaciones sensibles al contexto son aplicaciones distribuidas, y que en un inicio se pensaba solo en aplicaciones de escritorio o de servidor, con la aparición de la redes de sensores se empieza a pensar en diferentes tipos de plataformas que van desde los dispositivos de mano hasta las computadoras portátiles a medida para sistemas embebidos.

Por lo anterior, las aplicaciones sensibles al contexto requieren de mecanismos ligeros, portables e interoperables. Uno de los puntos importantes a considerar en la incorporación de la capacidad de adaptación de las aplicaciones sensibles al contexto es describir como las aplicaciones pueden utilizarlo.

En [11] un sistema sensible al contexto utiliza el contexto para proveer información y/o servicios relevantes para el usuario, donde la relevancia depende de la actividad del usuario. Además establece tres categorías de características que una aplicación sensible al contexto puede utilizar:

- Presentación de información y servicios al usuario. Se refiere a las aplicaciones que presentan información de contexto al usuario o utilizan información del contexto para proponer al usuario una selección apropiada de acciones.
- Ejecución automática de un servicio para un usuario. Describen aplicaciones que disparan un comando o reconfiguran el sistema en nombre del usuario de acuerdo a los cambios en el contexto.
- Etiquetado del contexto para su posterior recuperación. Las aplicaciones etiquetan datos capturados con información relevante del contexto. Es por ello que debe existir, un componente encargado de recoger información de los sensores, otro capaz de interpretarla, otro que agrupa diferentes datos para proporcionar información a componentes específicos de la aplicación, a los servicios, se requiere de un mecanismo que comunique la información a la aplicación y un último componente encargado de coordinar todos estos componentes.

#### **2.2.4 Aplicaciones Sensibles al Contexto en entornos asistenciales y cuidados de la salud.**

Actualmente se han desarrollado diversas aplicaciones de sistemas sensibles al contexto, esto gracias al avance tecnológico, lo cual ha contribuido al desarrollo de novedosas interfaces para representar información contextual, así como nuevas arquitecturas de software que han permitido utilizar una gran cantidad de posibles entornos de aplicación. En esta sección se revisan algunas aplicaciones de sistemas sensibles al contexto en entornos asistenciales y cuidados de la salud.

Uno de los campos activos de investigación ha sido el desarrollo de aplicaciones en el cuidado y asistencia de adultos mayores, ya sea en su hogar o en residencias geriátricas. En [3] se presenta un sistema para el apoyo en el cuidado de adultos con demencia senil, a través de un modelo que estime riesgos que puedan tener las personas dependientes y decide sobre la acción apropiada a tomar, como el desplazamiento o llamado al cuidador. Otra aplicación para adultos mayores es el apoyo en la toma de medicamento, a través de un prototipo contenedor de frascos de pastillas, se considera una alerta auditiva y visual de la toma de medicamentos, así como el envío de información al cuidador del cumplimiento de dicha ingesta [15].

En lo que refiere a cuidados de la salud, también se han desarrollado aplicaciones que permiten el reconocimiento en situaciones de estrés sobre la base de contexto del usuario. Esta aplicación obtiene datos contextuales desde varios sensores móviles y otras fuentes externas con el fin de calcular el impacto del estrés en curso [16].

Por otra parte existe una especial preocupación por el desarrollo de sistemas de monitoreo remoto para cuidados de la salud que ayuden a un sobrecargado sistema de salud, principalmente en países subdesarrollados. En [17] se discute un sistema de monitoreo remoto para pacientes hipertensos, el cual apoya a los médicos a identificar situaciones críticas, así como reportar situaciones de emergencia. En esta misma línea en [18] se presenta un sistema de monitoreo remoto para pacientes con tumor cerebral, el cual permite dar seguimiento y notificar de situaciones críticas.

En la tabla 2.1 se muestra una revisión de aplicaciones sensibles al contexto en cuidados a la salud y entornos asistenciales.

**Tabla 2.1 Características generales de aplicaciones Sensibles al Contexto.**

	Área aplicada	Características	Modelo y/o metodología
<b>LaCasa [Hoey et al, 2012]</b>	Entornos asistenciales y cuidados de la salud.	Apoyo en el cuidado de adultos mayores con demencia senil.	Modelo de decisión teórico.
<b>CaNoE [Nava et al, 2012]</b>	Entornos asistenciales y cuidados de la salud.	Apoyo en cuidado de adultos mayores en entornos críticos.	Técnicas de inferencia: Árboles de decisión, redes bayesiana y modelos de Markov.
<b>Pertenel et al, 2012</b>	Cuidados de la salud.	Reconocimiento en situaciones de estrés.	Modelos de Markov.
<b>Agarawala et al, 2004.</b>	Entornos asistenciales y cuidados de la salud.	Apoyo en la toma de medicamentos a adultos mayores.	
<b>Copetti et al, 2011</b>	Cuidados de la salud.	Monitoreo remoto de pacientes hipertensos.	Modelo de lógica difusa.
<b>Bhattacharyya et al, 2011</b>	Cuidados de la salud.	Monitoreo remoto de pacientes con tumor cerebral.	Ontologías, sistemas basados en reglas.

Como se puede ver en la tabla 2.1, existe un objetivo prioritario por realizar investigaciones alrededor del bienestar y los cuidados a las personas en el hogar, residencias o centros hospitalarios.

### **2.2.5 Técnicas de modelado de Contexto y razonamiento para Sistemas Sensibles al Contexto.**

Las aplicaciones sensibles al contexto deben de adaptarse a la información de contexto, y dicha información puede ser recogida de diversas fuentes y estas pueden diferir en la calidad de la información que produce, lo que puede derivar en un fracaso en este tipo de sistemas [19].

Uno de los puntos importantes es definir los requisitos para el modelado de contexto, gestión y razonamiento, por lo que a continuación se describen dichos requisitos definidos por Bettini [19]: *heterogeneidad y movilidad*, hace referencia a una gran variedad de fuentes de información y a la movilidad de las aplicaciones; *las relaciones y dependencias*, se refiere a las diversas relaciones entre tipo de información de contexto que

tiene que ser capturada para asegurar su correcto funcionamiento; *puntualidad* es referente a acceso a los estados pasados y futuros; *imperfeción*, la información de contexto puede ser de calidad variable, incompleta y contradictoria; *razonamiento*, la toma de decisiones requiere de capacidades de razonamiento; *usabilidad de los formalismos de modelado*, esto hace referencia a la facilidad de poder traducir conceptos del mundo real y la facilidad de las aplicaciones en la ejecución y manipulación de la información; *la provisión eficiente de contexto*, es el acceso eficiente a la información como son los atributos de contexto primario como la identidad, la ubicación, tipo de objeto, tiempo o la actividad del usuario.

Así mismo es importante contar con un adecuado modelado de la información de contexto y técnicas de razonamiento, con el objetivo de reducir la complejidad y mejorar con ella la capacidad de mantenimiento.

En [19] se realiza una comparación entre los distintos modelos, entre los cuales se encuentran modelos basados en objeto-rol, modelos espaciales y basados en ontologías. Los modelos basados en objeto-rol tratan de crear modelos suficientemente formales para apoyar el procesamiento de consultas y razonamiento, entre los cuales se encuentra Modelling Language Context (CML) que fue descrito por Henricksen [14] y desarrollado para el modelo conceptual de base de datos. Los modelos espaciales, la mayoría de estos modelos son basados en hechos, que organizan su información de contexto por medios físicos de ubicación. Estos podrían ser la ubicación de las entidades del mundo real que se describe en la información de contexto, la ubicación del sensor que mide la información de contexto o para el contexto no físico un lugar asociado como metáfora. Los modelos basados en ontologías, plantean una manera uniforme de representar el conocimiento compartido por todos los elementos de entorno ubicuo. Cada uno de estos modelos verifica en mayor o menor medida los requisitos que habrá de exigir a un modelo de contexto para su uso en un entorno de computación ubicua como se puede apreciar en la tabla 2.2, esta comparación ha sido propuesta en [19]:

**Tabla 2.2 Comparación de los diferentes enfoques para el modelo de Contexto.**

	Objeto - Rol	Espacial	Ontología
<b>Heterogeneidad</b>	+	-	+
<b>Movilidad</b>	-	+	-
<b>Relaciones y dependencias</b>	-	-	+
<b>Puntualidad</b>	+	+	-
<b>Razonamiento</b>	-	-	+
<b>Usabilidad</b>	+	-	-
<b>Eficiencia</b>	-	+	-

Asimismo, Bettini [19] menciona la importancia de poder capturar la información incierta, por lo que es importante poder modelar este tipo de aplicaciones. Existen diversos mecanismos para modelar la incertidumbre entre los cuales se encuentran la lógica difusa, lógica probabilística y redes bayesianas.

De acuerdo a la tabla 2.2 se puede observar que ninguno de los modelos analizados puede satisfacer todos los requisitos, por lo que en [19] menciona la necesidad de desarrollar modelos híbridos como un intento de combinar diferentes formalismos y técnicas para cumplir mejor con las necesidades identificadas, lo cual dependerá del dominio de la aplicación sensible al contexto a desarrollar.

## 2.2.6 Ciclo de vida de Contexto

En [20] se identifican las tres fases en un sistema típico de gestión de contexto: adquisición de contexto, procesamiento de información y razonamiento y toma de decisiones. Asimismo, se establece el número mínimo de fases en un ciclo de vida de contexto, los cuales son: adquisición de contexto, modelado de contexto, razonamiento de contexto y por último difusión de contexto. A continuación se describen cada una de las fases previamente mencionadas.

### 2.2.6.1 Adquisición de Contexto

Existen diferentes técnicas para adquirir contexto las cuales pueden variar en base a: responsabilidad, frecuencia, fuente de contexto, tipo de sensor y basado en el proceso de adquisición. En lo que refiere a su *responsabilidad* existen dos métodos: *Pull*, el componente de software que es responsable de la adquisición de datos de sensor; *Push*, el

sensor físico o virtual empuja datos para el componente de software que se encarga de la adquisición de datos de sensores periódicamente o al instante. *Frecuencia*, la cual puede ser al *instante*, para esto los datos del sensor necesitan ser adquiridos cuando se produce el evento o por *intervalos*, los datos del sensor necesitan ser adquiridos periódicamente. *Las fuentes de contexto* que pueden ser *adquiridos directamente del hardware de sensores*; otra manera es adquirir la información desde *los servidores de contexto* (base de datos, servicios web). *Los tipos de sensores* pueden ser *físicos*, son los tipos de sensores más comunes y son tangibles; *virtuales*, no generan datos por sí mismo, recuperan información de muchas fuentes, por ejemplo un calendario, directorio telefónico, etc; *lógicos*, un servicio web dedicado a proporcionar información sobre el clima puede ser llamado un sensor lógico. La última técnica que se analiza es la basada en el proceso de adquisición de contexto que incluye tres maneras para adquirir contexto: *Sensado*, los datos se detectan a través de sensores, incluyendo los datos almacenados en base de datos (recuperar la temperatura de un sensor); *Derivado*, la información se genera mediante la realización de operaciones de cálculos con los datos de los sensores, por ejemplo calcular la distancia entre dos sensores usando coordenadas GPS; *Proporcionado de forma manual*, los usuarios proporcionan información de contexto de forma manual a través configuraciones predefinidas, tales como preferencias. Este método se puede utilizar para recuperar cualquier tipo de información [20].

#### **2.2.6.2 Modelado de Contexto**

El modelado de contexto hace referencia a cómo debe ser representado el contexto. Existen 6 técnicas populares para modelar contexto: *clave-valor (key-value)*, es la representación más simple de la representación de contexto. Se modela la información de contexto como pares de valores en diferentes formatos, como texto y archivos binarios; *esquemas de marcado*, modela los datos utilizando etiquetas, por lo tanto el contexto se almacena dentro de las etiquetas. La ventaja de utilizar etiquetas es que permite la recuperación de datos eficientemente; *modelado gráfico*, se modela el contexto con relaciones, algunos ejemplos de esta técnica de modelado unificado es el lenguaje de modelado UML y el modelado de objeto-rol; *basado en objetos*, el modelado basado en objetos u orientado a objetos se utiliza para modelar los datos utilizando jerarquías de

clases. Como la mayoría de los lenguajes de alto nivel la programación de alto nivel orientada a objetos puede integrarse a los sistemas sensibles al contexto con gran facilidad; *basado en lógica*, los datos, las expresiones y reglas se utilizan para representar la información sobre el contexto, las reglas son utilizadas por otras técnicas de modelado, tales como ontologías, en esta técnica el razonamiento es posible hasta cierto nivel; *basado en ontologías*, el contexto está organizado en ontologías utilizando tecnologías semánticas. Las ontologías ofrecen un lenguaje expresivo para representar las relaciones y el contexto, también proporciona un mecanismo de razonamiento [20].

### 2.2.6.3 Razonamiento de Contexto

El razonamiento de contexto puede definirse como un método de deducir nuevos conocimientos. El razonamiento también se llama inferencia. En términos generales se puede dividir en tres fases:

- Pre-procesamiento de contexto: esta fase limpia los datos de los sensores recogidos. Los datos necesitan ser limpiados por el llenado de valores atípicos, se realiza la validación de contexto a través de distintas maneras.
- Fusión de datos de sensor: se trata de un método de combinación de datos de sensor de múltiples sensores para producir una información más precisa, más completa y más fiable que no podía lograr a través de un único sensor.
- Inferencia de contexto: generación de información de contexto de alto nivel usando el contexto de nivel inferior. La inferencia puede ser hecha en una sola interacción o en múltiples interacciones.

Existen diferentes modelos de decisión para razonamiento de contexto, entre los cuales se encuentran: reglas, basados en lógica difusa, basados en ontologías, entre otros. Los cuales se describen a continuación:

- Reglas, se trata de los métodos más sencillos y simples de razonamiento. Las reglas son generalmente de la estructura IF-THEN-ELSE. Es el método más popular de razonamiento. Permite la generación de información de contexto de alto nivel usando contexto de bajo nivel.
- Lógica difusa, es similar al razonamiento probabilístico pero con valores que representan grados de pertenencia en lugar de probabilidad. En la lógica

tradicional los valores de verdad aceptables son 0 ó 1. En lógica difusa los valores parciales son aceptables.

- Basados en ontologías. Se basa en la lógica descriptiva y en la representación del conocimiento denominada ontología. El razonamiento ontológico es apoyado principalmente por dos representaciones comunes de los lenguajes de web semántica, RDF y OWL [20].

#### 2.2.6.4 Difusión de Contexto

La difusión del contexto proporciona métodos para hacer llegar contexto a los consumidores. Desde la perspectiva del consumidor esta tarea puede representar la adquisición del contexto. Por lo tanto, todos los factores examinados en la adquisición del contexto deben de tenerse en cuenta para la distribución de contexto. Existen dos métodos que se utilizan en la difusión de contexto [20]:

**Consulta:** El consumidor de contexto hace una petición en términos de una consulta, por lo que el sistema de gestión de contexto puede utilizar esa consulta para producir resultados.

**Suscripción:** El consumidor de contexto puede suscribir con un sistema de gestión de contexto mediante la descripción de los requisitos. El sistema devuelve los resultados periódicamente o cuando un evento ocurre. En otros términos, los consumidores pueden solicitar información de un sensor o un evento. Este método se puede utilizar en tiempo real de procesamiento.

#### 2.2.7 Otras áreas relacionadas con la Computación Sensible al Contexto

En la actualidad los conceptos computo pervasivo y/o ubicuo, han ganado terreno dentro de las ciencias de la computación. Esto debido al avance de la microelectrónica en el desarrollo de dispositivos cada vez más complejos y pequeños, que pueden procesar mayor número de datos en menor tiempo y con menor consumo de energía.

Se puede notar que nuestro mundo se va poblando de computadoras por doquier, desde las computadoras personales pasando por los teléfonos celulares y hasta embebidas como lo son las computadoras a bordo de vehículos, edificios inteligentes, etc.

La existencia de múltiples computadoras a nuestro alrededor tiene relación con los conceptos de ubicuidad y/o pervasividad, movilidad y sensibilidad al contexto. En esta



sección se analizan los términos cómputo ubicuo y pervasivo y su relación con el presente trabajo.

### **2.2.7.1 Computación Ubicua**

El concepto de computación ubicua fue descrito por primera vez por Mark Weiser [21] en 1993. La idea que tenía Weiser era la creación de entornos repletos de computadoras con capacidad de comunicación integrados de manera imperceptible con las personas. Sin embargo cuando Weiser visionó y expuso su idea no era posible concretarla, esto debido a las limitantes tecnológicas de la época. Años posteriores, con los avances tecnológicos que se han desarrollado, son viables las ideas de Weiser.

El objetivo principal de la Computación Ubicua es integrar dispositivos computacionales en el contexto del tal forma que se mezclen en la vida cotidiana de forma no intrusiva. De esta manera, el Cómputo Ubicuo trata de permitir que los usuarios se centren en las tareas que deben de hacer, no en los dispositivos que deben de usar [21].

Es importante mencionar que los objetos cotidianos a los que se integra la tecnología de computación, poseen una serie de características que permiten y a la vez delimitan la creación del entorno ubicuo deseado, estos objetos se describen a continuación:

- Comunicación entre los dispositivos. Los dispositivos del sistema disponen no solo de capacidad de computación, sino también de comunicación con otros dispositivos. Esta comunicación se desarrolla tanto para el usuario como para el resto de los elementos en su cercanía mediante comunicación WiFi, Bluetooth, RFID, etc.
- Disponibilidad de memoria. La cual puede ser usada para almacenar información y así mejorar la interacción con el resto de los dispositivos.
- Sensibilidad al contexto. Los dispositivos tienen que ser capaces de adaptarse a diferentes situaciones, tales como su ubicación geográfica, preferencias de los usuarios y otros dispositivos que se encuentren en el entorno, actuando en base a ese contexto.
- Capacidad para reaccionar ante ciertos estímulos o eventos. Estos estímulos se pueden percibir en un entorno a través de sensores o mediante interacción con otros dispositivos.

De este modo, la Computación Ubicua, incorpora cuatro nuevos conceptos [9]:

- Uso eficaz del contexto: Se parte de la localización de un usuario, sus necesidades y preferencias dentro de un contexto determinado.
- Invisibilidad. Weiser proponía la completa desaparición de la tecnología para el usuario, sin embargo es muy difícil lograrlo. Se tiene que lograr la mayor invisibilidad posible para que el usuario se centre en sus tareas.
- Reconocimiento de voz y de gestos. La comprensión del lenguaje natural y del texto manuscrito permite a los sistemas ubicuos mayores posibilidades de interacción con el usuario.
- Escalabilidad local. La interacción entre los sistemas y el usuario depende en gran medida de la distancia a la que se encuentra el usuario.

### **2.2.7.2 Cómputo Pervasivo**

En un principio cuando Mark Weiser visionó un mundo repleto de computadoras de manera no intrusiva y transparente con el usuario, introdujo el concepto de cómputo ubicuo, sin embargo, actualmente para hacer referencia al concepto planteado por Weiser es más frecuente utilizar el concepto de cómputo pervasivo.

El concepto computación pervasiva implica que la computadora tiene la capacidad de obtener información de un ambiente donde opera y utilizarla para construir modelos computacionales de manera dinámica. Este proceso es reciproco pues el ambiente también debería ser capaz de detectar a aquellos dispositivos que están entrando en él. De esta manera ambos, dispositivo y ambiente, son conscientes uno del otro y pueden interactuar de manera inteligente para brindar una mejor calidad en los servicios.

Uno de los puntos más destacables del trabajo de Weiser tiene que ver con el hecho de embeber los dispositivos computacionales en el ambiente haciéndolos desaparecer literalmente de la vista del usuario, por lo que de esta manera el usuario centra su atención en sus actividades y no en la interacción que tiene con el dispositivo.

Los servicios de computación pervasiva pueden ser construidos ya sea embebiendo modelos de ambientes específicos en computadoras dedicadas o bien construyendo capacidades genéricas en las computadoras para consultar, detectar, explorar y construir dinámicamente modelos del ambiente.

Uno de los retos actuales que enfrenta el cómputo pervasivo desde el punto de vista de la ingeniería de software es “enseñarle” al dispositivo sobre el contexto en el cual se desempeña.

Es muy frecuente que los términos “computación ubicua” y “computación pervasiva” sean utilizados como sinónimos. Algunos autores [22] consideran que ambos conceptos tienen un significado similar con alguna pequeña variante. Según esta visión, la computación pervasiva es la utilización de dispositivos computacionales embebidos, brindando información a las aplicaciones en ámbitos relacionados como es el caso del comercio a través de la web, es decir computación ubicua utilizada para un fin particular.

## **2.3 Sensores**

Actualmente existe una gran diversidad de aplicaciones, que no serían posibles sin los sensores. Estos ofrecen capacidades para medir las magnitudes físicas para su conocimiento o control, dichas aplicaciones se extienden a campos como la robótica, ingeniería experimental, ahorro energético, medicina, entre otras. Las aplicaciones de los sensores son amplias, por lo que resulta útil conocer las características y funcionamiento de los sensores de interés para este trabajo en particular.

### **2.3.1 Definición de Sensor**

Un sensor es un dispositivo que, a partir de la energía del medio donde se mide, proporciona una señal de salida que está en función de la variable medida. Este dispositivo es capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas. Entre las variables a medir se encuentran temperatura, intensidad lumínica, distancia, aceleración, inclinación, desplazamiento, presión, fuerza, torsión, humedad, movimiento, entre otras [23].

En la siguiente sección se describirán a detalles los sensores que son objetos de estudio para el desarrollo de este trabajo de investigación.

### **2.3.2 GPS**

En la actualidad resulta posible conocer con precisión la ubicación durante las 24 horas del día por medio del Sistema de Posicionamiento Global (GPS), el cual fue desarrollado y gestionado por el departamento de defensa de los Estados Unidos, creado originalmente con fines militares [24]. En esta sección se describe la definición de GPS, funcionamiento, así como aplicaciones de esta tecnología en el campo de las aplicaciones sensibles al contexto.

#### **2.3.2.1 Definición de GPS**

El GPS es un sistema de satélites usado en navegación que permite determinar en tiempo real por triangulación, la ubicación (coordenadas espaciales) las 24 horas del día, en cualquier lugar de la tierra y en cualquier condición climática, tanto los puntos estáticos como en movimiento, con un índice de error de pocos metros [25]. Este sistema, que hoy es utilizado con regularidad, es posible gracias al descubrimiento de la resonancia magnética que permitió a su vez la creación de relojes atómicos de elevada precisión y que son la base de esta tecnología [26].

#### **2.3.2.2 Funcionamiento del GPS**

El sistema GPS se divide en tres segmentos: espacial, control y usuario. Los segmentos espaciales y control son gestionados por los Estados Unidos. El segmento espacial está formado por 24 satélites emisores de señales. El segmento de control está constituido por un conjunto de estaciones de elevada precisión situadas estratégicamente en la tierra, incluyendo estación principal y varias antenas terrestres. El segmento usuario corresponde a los receptores GPS diseñados para recibir y decodificar las señales transmitida por los satélites [26].

Un receptor GPS es un aparato electrónico pequeño [25], como el mostrado en la figura 2.1.



**Figura 2.1** Ejemplo de receptor GPS moderno, pequeño y ligero.

La tecnología GPS consiste, principalmente, en un estudio de medición de tiempos, cuya referencia es el cálculo del tiempo de retardo entre la emisión de las señales a través de los satélites y la llegada de dicha señal a los dispositivos receptores GPS. Un receptor GPS debe de recibir la señal de al menos tres satélites para localizar la posición. Con esta información un dispositivo con estas características puede calcular y registrar información referente a la velocidad y la distancia recorrida principalmente. Los satélites están equipados con un reloj atómico que se sincroniza con el receptor GPS. El satélite envía información horaria a la velocidad de la luz, referente a la hora exacta al receptor GPS. Se calcula el tiempo de recorrido, mediante una comparación del tiempo dado por los satélites y el tiempo del receptor GPS. Como se conoce la velocidad y tiempo de trayecto, se estima la distancia recorrida por la señal [26] .

### **2.3.2.3 Aplicaciones del GPS**

Uno de los mayores intereses en el área de las aplicaciones sensibles al contexto es conseguir la ubicación precisa del usuario. Para localizar a una persona en el entorno, el sensor de mayor uso es el GPS. Un ejemplo de estas aplicaciones son las orientadas al turismo y para guiar a una persona en un entorno específico [7]. Este tipo de aplicaciones utilizan información sobre las preferencias del usuario para proporcionar recomendaciones turísticas.

En [27] se presenta un sistema para detectar una persona en el entorno o la cercanía con otras personas combinando el GPS con el sensor Bluetooth como sensores de contexto. En [28] estudian cómo mejorar la información de localización proveniente de GPS, mediante el uso de información proveniente del acelerómetro. En este estudio se demuestra

que esta técnica puede ser útil para corregir errores en los mapas, permitiendo, un uso más acertado, por ejemplo al enviar publicidad sobre el lugar donde se encuentra la persona.

En [29] recogen información por los usuarios de la red, considerando actividades, preferencias temporales y diferentes clases de usuarios. Mediante esta información ajustan no solo la localización, sino que personalizan y especifican más las recomendaciones que se entregan al usuario. Más recientemente en [30] presentan una revisión de técnicas para aplicaciones móviles que dan información del lugar guiando a la persona, por ejemplo en museos o instituciones públicas.

### **2.3.3 Sensores para el reconocimiento de posturas**

El creciente desarrollo tecnológico en las áreas de la electrónica, automoción y telecomunicaciones han permitido una mayor evolución en las posibilidades para la medición y monitorización del movimiento humano.

Las investigaciones de mayor interés en el campo de la monitorización se encuentran en aplicaciones para la salud y el deporte. Dentro del área de la telemedicina, la evaluación y monitorización de la actividad de la vida diaria a través del análisis del movimiento humano es de gran interés [31].

Los acelerómetros y los giroscopios basados en MEMS (Microsistemas Electro Mecánicos) se han convertido en los dispositivos más utilizados en el estudio del movimiento humano [32]. Una de las ventajas de este tipo de sensores es su reducido tamaño y peso que facilitan la no invasividad.

Los MEMS se emplean junto a un microcontrolador que procesa los datos suministrados. También se emplean junto a módulos de almacenaje de memoria de datos como puede ser una tarjeta  $\mu$ SD o bien junto a un módulo que permita enviar la información hacia algún agente exterior (PC, Tablet, teléfono móvil). Los protocolos de comunicación se encuentran frecuentemente integrados dentro del microcontrolador. Estos sistemas en su conjunto (sensores inerciales, microcontrolador y módulos de comunicación) se denominan IMUs (Unidad de Medida Inercial). En la actualidad, los IMUs están siendo ampliamente empleados para el análisis del movimiento humano debido a la facilidad para la captura de datos inerciales en periodos largos y, gracias a su reducido tamaño, les permite ser vestibles y de sencilla utilización [33].

En esta sección se describe las características de uno de los sensores inerciales más comunes, como son los acelerómetros.

### 2.3.3.1 Acelerómetro

Los acelerómetros son dispositivos para medir la aceleración y vibración. Estos dispositivos convierten la aceleración de la gravedad o de movimiento en una señal eléctrica analógica proporcional a la fuerza aplicada al sistema, o mecanismo sometido a vibración o aceleración. Esta señal analógica indica en tiempo real la aceleración instantánea del objeto sobre el cual el acelerómetro está montado.

Los acelerómetros son sensores inerciales que basan su funcionamiento en la Ley Fundamental de la Dinámica o Segunda Ley de Newton. Un acelerómetro mide la fuerza de inercia generada cuando una masa es afectada por un cambio de velocidad. Existen distintos tipos dependiendo de la naturaleza del transductor, como mecánicos, capacitivos, piezoeléctricos y piezoresistivos [31].

La función de transferencia  $H(s)$  de cualquier acelerómetro se puede obtener siguiendo la segunda ley de Newton y el modelo del acelerómetro clásico: masa-resorte-amortiguador [33].

$$H(s) = \frac{x(s)}{a(s)} = \frac{1}{s^2 + \frac{D}{M}s + \frac{K}{M}} = \frac{1}{s^2 + \frac{\omega_r}{Q}s + \omega_r^2}$$

Donde  $a$  es la aceleración a la que es sometida la masa  $M$ ,  $x$  es el desplazamiento de la masa y  $D$  y  $K$  son las constantes de amortiguamiento y resorte respectivamente.  $\omega_r$ , es la frecuencia de resonancia natural del sistema que viene dada por  $\sqrt{K/M}$  y  $Q$  es el factor de calidad dado por  $\sqrt{KM/D}$ .

Una de las características del acelerómetro relacionada con la calidad de la medida es el off-axis. El off-axis es el error que sufre una medida del acelerómetro en uno de sus ejes suponiendo que el acelerómetro tiene más de un eje de medida. En otras palabras, el off-axis indica la correcta alineación de los ejes del acelerómetro para que la fuerza aplicada en un eje no influya en otro eje.

### 2.3.4 Sensores de signos vitales diferentes al ECG

Existen sensores de signos vitales diferentes al ECG y que son de gran importancia, se considera que estos deben ser monitorizados, ya que en caso de alguna anomalía pueden ayudar a tomar las acciones pertinentes para mejorar el estado de un paciente o accionar una señal de emergencia.

En esta sección se describen los sensores para la presión de la sangre con oscilometría y el sensor para oximetría del pulso.

#### 2.3.4.1 Sensor para la presión de la sangre con oscilometría

La presión arterial se define como la fuerza ejercida por la sangre contra la pared arterial y/o vascular. Está constituida por dos fuerzas, la primera es la que el corazón ejerce al ser contraído y la otra es la resistencia que las arterias producen contra la sangre que fluye [34].

La medición de la presión sanguínea arterial es dada en función de dos valores. La primera se denomina presión sistólica ( $P_s$ ) y representan el máximo incremento de presión cuando los ventrículos del corazón se contraen. El valor mínimo que alcanza la presión antes de la próxima contracción ventricular representa el segundo valor numérico de la medición de presión sanguínea arterial denominado presión diastólica ( $P_d$ ).

La diferencia entre la presión sistólica y la diastólica se conoce como presión diferencia o presión de pulso. La presión sanguínea media ( $P_m$ ), es el valor medio de la presión.

La presión media se define de la siguiente manera:

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) \cdot dt$$

Dónde:

$P(t)$  = Señal de presión en el dominio del tiempo.

$T$  = Periodo de la señal.

En los adultos, el valor típico de la presión sistólica es de 120 mmHg y para la presión diastólica es de 80 mmHg, mientras que la presión media está en orden de 95 a 100 mmHg, según la morfología de la onda.



### 2.3.4.2 Sensor para oximetría del pulso

La oximetría de pulso es un método no invasivo que permite la estimación de la saturación de oxígeno de la hemoglobina arterial y también vigila la frecuencia cardiaca y la amplitud del pulso.

La presión parcial de oxígeno disuelto en la sangre arterial se denomina PaO<sub>2</sub>. El porcentaje de saturación de oxígeno unido a la hemoglobina en la sangre arterial se denomina SaO<sub>2</sub> y cuando se mide por un oxímetro de pulso, este valor se denomina SpO<sub>2</sub> [35].

El oxímetro de pulso también tiene el potencial para actuar como un dispositivo de diagnóstico en las vías respiratorias y enfermedades cardíacas, así como enfermedades sistémicas tales como la preeclampsia y la sepsis, que afectan a múltiples sistemas del cuerpo incluyendo los pulmones [35].

Un oxímetro de pulso funciona por el resplandor de la luz a partir de dos diodos emisores de luz (LEDs) en diferentes longitudes de onda, para la luz roja (640-660nm) y la luz infrarroja (910-940nm), a través de la sangre arterial de un dedo o la oreja y detectar la luz transmitida con un fotodiodo. Para medir el oxígeno los LEDs y el fotodiodo detector deben de ponerse en puntos opuestos dejando en medio el tejido traslucido (pulpejo del dedo, pabellón auricular, etc). El mecanismo que permite la lectura de la oxigenación es que en cada pulsación de la sangre arterial se transmiten valores lumínicos, detectando al mismo tiempo la frecuencia cardiaca. Asumiendo que solo la sangre arterial pulsa, a esto se le denomina componente arterial pulsátil (CA). La cantidad de luz absorbida cambia de acuerdo a la cantidad de sangre en el lecho tisular y la presencia HbO<sub>2</sub>/Hb. Por otro lado existe un componente estático (CE) que está formado por los tejidos, huesos, piel y la sangre venosa [35].

La siguiente fórmula muestra como el cociente de la luz R e IR se obtiene la SpO<sub>2</sub>:

$$SpO_2 = \frac{(CA \text{ luz } \frac{R}{CE} \text{ luz } R)}{CA \text{ luz } \frac{IR}{CE} \text{ luz } IR}$$

Es importante mencionar que el oxígeno es muy importante para el funcionamiento de nuestro organismo, ya que ayuda a la producción de energía, indispensable para el metabolismo. Una persona sana tiene un nivel de saturación de oxígeno por encima de

95%. Un descenso por debajo del 95% es un fuerte indicador de problemas relacionadas con enfermedades inflamatorias e infecciosas sistémicas.

## **2.4 Trabajos relacionados**

Este trabajo pretende contribuir en el monitoreo remoto de ECG a través de dispositivos móviles. La movilidad y la tecnología actual permiten el desarrollo de aplicaciones ubicuas, que tienen por objetivo hacer transparente la interacción con el usuario. En este sentido resulta relevante poder desarrollar aplicaciones sensibles al contexto que permitan obtener información importante de las entidades, entorno, y aplicaciones mismas, y que ayuden en el seguimiento, terapia y diagnóstico médico, como es el caso de las anomalías cardíacas. En esta sección se analizan diversos trabajos que se han realizado entorno a la monitorización ambulatoria.

En [36] se describe el sistema Telecare, el cual presenta una pulsera que sensa el ritmo cardíaco, saturación de oxígeno en la sangre y agrega un acelerómetro, y tiene por objetivo monitorear la actividad diaria del paciente. Todas las señales son enviadas vía bluetooth al teléfono inteligente, donde posteriormente serán transmitidas a la Web para ser registrados en la base de datos. Una vez que los datos son sincronizados con la base de datos el personal médico realizara un análisis detallado de la información para proporcionar un diagnóstico y asistir al paciente que porta el dispositivo.

En [37] se describe el sistema HeartToGo que se enfoca en tres enfermedades cardiovasculares. Este prototipo no solo permite coleccionar, almacenar, transmitir y mostrar información de ECG en tiempo real, sino que además analiza la señal ECG adquirida y detecta anomalías cardíacas, utilizando una red neuronal artificial capaz de clasificar 13 tipos de arritmias y el ritmo sinusal.

## 3 Diseño del Modelo Sensible al Contexto

### 3.1 Introducción

Los sistemas sensibles al contexto deben tener la capacidad de percibir y adaptar su comportamiento de acuerdo a las circunstancias del mundo real. La imagen del mundo real de la que disponen debe de venir definida por un modelo que lo represente. Del modelo y de la gestión adecuada de la información, dependerá que las aplicaciones sensibles al contexto sean capaces de razonar y adaptarse eficientemente al entorno que las rodea.

Es necesario comprender el concepto de contexto, por lo que varios autores han definido los diferentes tipos de contexto. Dey realiza una valoración de los tipos de contexto que se capta, a través de sensores, distinguiendo cuatro categorías de información de contexto: *Identidad, localización, actividad y tiempo* [38]. Así mismo, también define un sistema sensible al contexto de la siguiente manera: *“Un sistema es sensible al contexto si utiliza el contexto para proveer información y/o servicios relevantes al usuario, donde la relevancia depende de la tarea del usuario”* [38]. Las anteriores definiciones dan la pauta para identificar los sistemas al contexto del resto que no lo son. Asimismo, estas definiciones son utilizadas en este trabajo para definir si un dato es contexto o no y de esta forma desarrollar un modelo sensible al contexto, el cual tiene por objetivo dar soporte a un sistema inteligente de anomalías cardiacas en pacientes de tipo ambulatorio.

### 3.2 Descripción de la arquitectura del Modelo Sensible al Contexto

La arquitectura se compone de cuatro módulos generales: módulo de adquisición de contexto, módulo de modelado de información de contexto, módulo de razonamiento de contexto y módulo de notificación de contexto, en la figura 3.1 se puede observar la arquitectura del modelo.

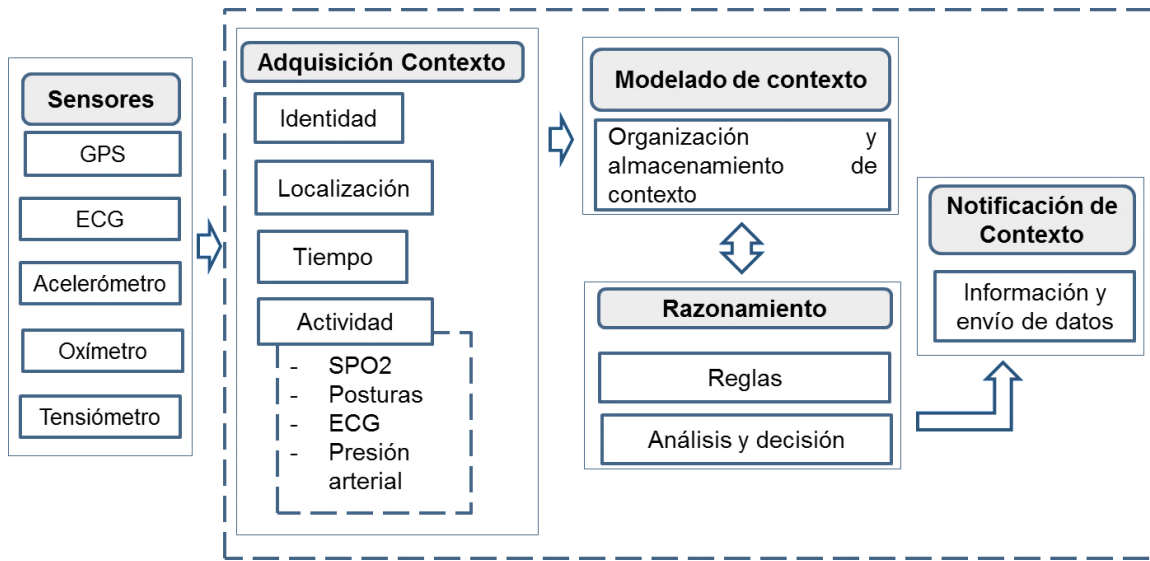


Figura 3.1 Arquitectura del Sistema Sensible al Contexto

**Módulo de adquisición de Contexto:** Este módulo se encarga de recibir los datos provenientes de la capa de sensores como GPS (Sensor de posición global), ECG (Electrocardiograma), acelerómetro, oxímetro y tensiómetro. Este módulo también interactúa con los dispositivos cuando los valores son cambiados por algún sensor.

**Módulo de modelado de información de Contexto:** El refinamiento de los datos está contenido en el modelado del contexto. Realiza el filtrado de los datos y ayuda en la extracción de las características relevantes. Se encarga de organizar los datos aplicando la técnica de modelado de clave-valor (key-value). En esta etapa los datos son almacenados para su posterior recuperación y análisis.

**Módulo de razonamiento de Contexto:** En este módulo están contenidas las reglas que pueden generar una alerta. Como primer paso recibe los valores pre-procesados como valores de entrada, posteriormente se analiza y determina si se genera una alerta, mediante reglas previamente establecidas.

**Módulo de notificación:** En caso de que se genere una alarma o se tenga un requerimiento, este módulo es el encargado de realizar las notificaciones correspondientes al sistema de monitoreo de anomalías cardiacas.

### 3.3 Diseño del Modelo Sensible al Contexto (ciclo de vida de Contexto)

En la figura 3.2 se muestra el ciclo de vida de la gestión de contexto. Un ciclo de vida muestra cómo los datos se mueven desde una fase a otra fase en los sistemas de software. En concreto, se explica dónde se generan los datos y dónde se consumen los datos. Por lo que se considera el movimiento de contexto en los sistemas sensible al contexto [39].

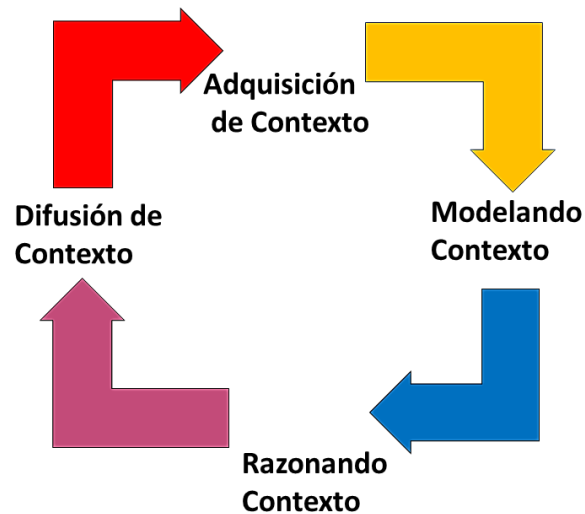


Figura 3.2 Fases en el ciclo de vida en la gestión de Contexto [20].

El ciclo de vida consiste en cuatro fases. Primero, el contexto necesita ser adquirido de diversas fuentes. Estas fuentes podrían ser sensores físicos o sensores virtuales (Adquisición de Contexto). Segunda, los datos recogidos necesitan ser modelados y tener una representación significativa (Modelado de Contexto). Tercero, los datos modelados, necesitan ser procesados para derivar contexto de alto nivel a partir de información de bajo nivel proveniente de los sensores (Razonamiento de Contexto). Por último, tanto alto nivel y bajo nivel deben de ser distribuidos a los consumidores que están interesados en el contexto (Difusión de Contexto) [20].

Bajo este enfoque se ha desarrollado el modelo sensible al contexto del presente trabajo, el cual se describe de una manera detallada en los siguientes apartados.

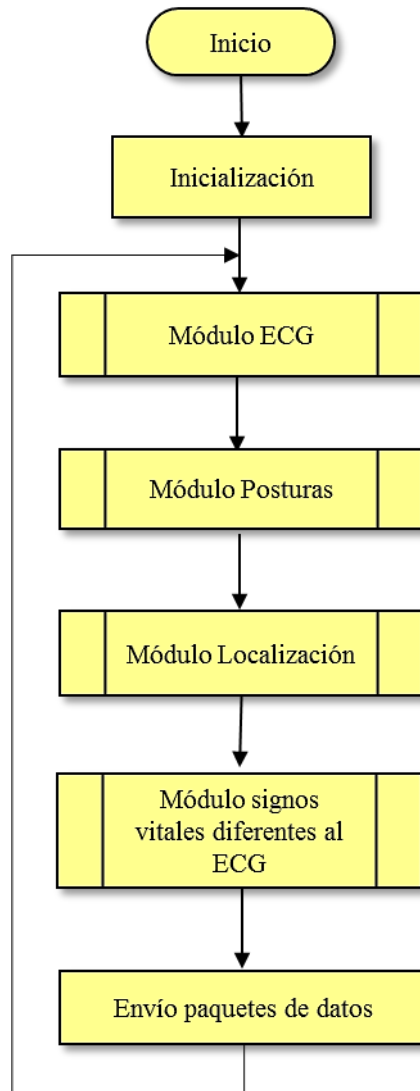
### 3.3.1 Diseño de la Adquisición de Contexto

Una vez identificados los principales tipos de contexto primario: localización, identidad, tiempo y actividad, la primera etapa es la adquisición de contexto. En esta etapa se deben de analizar las fuentes de información de contexto, en este caso los diferentes tipos de sensores a utilizar. Posteriormente, se agrupa la funcionalidad de cada sensor de acuerdo a la variable de contexto. Para el caso de esta aplicación se obtiene información del entorno del usuario por parte del GPS en la variable de contexto localización. Se obtiene información de la actividad del usuario por parte de un acelerómetro, así como variables de tipo fisiológicas que permiten conocer el estado del usuario, como son la lectura de señales biomédicas como el ECG, presión arterial y saturación del oxígeno en la sangre.

Así también es importante considerar la variable de espacio temporal para caracterizar la información de contexto obtenida. Considerando estos grupos se propone un modelo que identifique la información de contexto relevante del usuario, representar esa información, inferir conocimiento mediante reglas previamente establecidas y que éstas puedan generar diferentes tipos de alertas para su posterior envío al sistema de monitoreo remoto.

Para la adquisición de contexto se ha desarrollado un módulo de adquisición de contexto, el cual se encarga de recibir los datos directamente de los sensores. Este módulo a su vez está compuesto por varios submodulos: módulo ECG, módulo de posturas, módulo de localización y módulo de signos vitales diferentes al ECG.

Cada uno de los módulos se encarga de recibir las lecturas provenientes de los sensores, procesar y enviar la información obtenida para su posterior análisis y almacenamiento. El diseño del algoritmo de adquisición de datos de contexto se muestra en la figura 3.3.



**Figura 3.3** Algoritmo para la adquisición de las variables de Contexto.

En las siguientes secciones se describe el diseño de cada una de las funcionalidades para adquisición de contexto.

### 3.3.1.1 Diseño de la funcionalidad ECG

La supervisión continua de las señales del ECG combinadas con el estado de actividad de la persona es muy importante para prevenir las enfermedades cardiovasculares. Tradicionalmente esta supervisión se ha hecho con un dispositivo Holter, el cual para algunas personas es incómodo de llevar, ya que tiene muchos electrodos colocados en el pecho; además se realiza el análisis de la señal ECG en 24 ó 48 horas después de su adquisición. En este trabajo se ha desarrollado un sistema portátil de baja potencia, sensible al contexto para la monitorización del ECG integrando sensores adicionales: acelerómetro, sensor para la presión arterial, sensor para la saturación de oxígeno en la sangre, GPS para lo localización y un sensor de ECG de diseño propio.

El monitoreo del ECG es de vital importancia para detectar diferentes tipos de anomalías en tiempo real de manera remota. La combinación de contexto proporcionada por los otros sensores, ayuda a reconocer las actividades físicas y otras señales biomédicas del usuario y por lo tanto, mejora la detección oportuna de patrones del ECG anormales por parte de la central médica.

En la figura 3.4 se muestra el diseño del algoritmo implementado en un microcontrolador para obtener y procesar la señal ECG. Como primer paso se obtienen la lectura de los datos provenientes de la señal física del ECG, posteriormente se realiza una conversión analógica digital de los datos, la frecuencia de muestreo de los datos es de 360 muestras por segundo, ya que en la literatura se reporta que para tener una señal confiable, ésta debe tener una frecuencia entre 200 y 500 muestras por segundo.



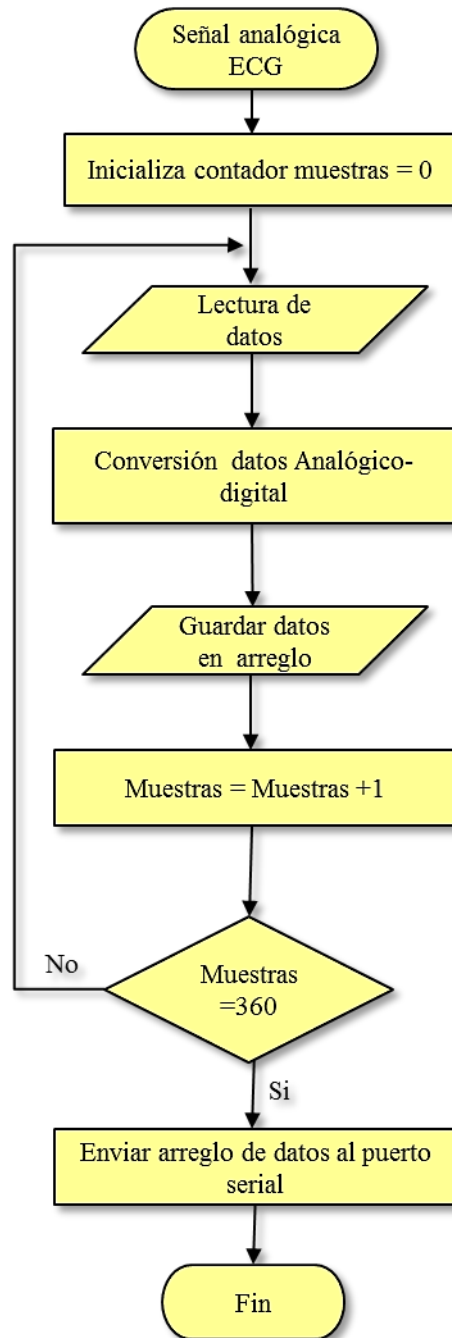


Figura 3.4 Algoritmo para la adquisición de datos del ECG

En este diagrama se indican los pasos a seguir para obtener y procesar la señal del ECG.

### **3.3.1.2 Diseño de la funcionalidad Localización**

Dentro de las aplicaciones sensibles al contexto, la localización es una de las áreas de mayor interés, esto con el objetivo de obtener una ubicación precisa del usuario. Para obtener la localización de una persona en el entorno, el sensor de mayor uso, es el GPS. Los datos del GPS son leídos a través del módulo de localización, y guardados en una variable, quedando listos para su envío o cuando sean requeridos.

Para el caso de estudio de este trabajo, la localización es muy importante, ya que en caso de generar una alerta derivada de una anomalía cardíaca, será importante poder conocer dónde se encuentra el paciente y poder tomar una decisión de apoyo al paciente por parte de la central médica. Por ejemplo, si el paciente se encuentra en su casa y sufre un evento cardíaco de gravedad, la central médica puede enviar una ambulancia para su traslado al hospital.

En la figura 3.5 se muestra el diseño del algoritmo de localización. El cual primero realiza una limpieza de la memoria temporal del GPS y del microcontrolador, se indica la recepción y la transmisión de los datos, posteriormente recibe una trama de datos, verifica si los datos son correctos y los guarda en la memoria temporal, seguido de esto obtiene la latitud y longitud de los datos y los almacena en variables.

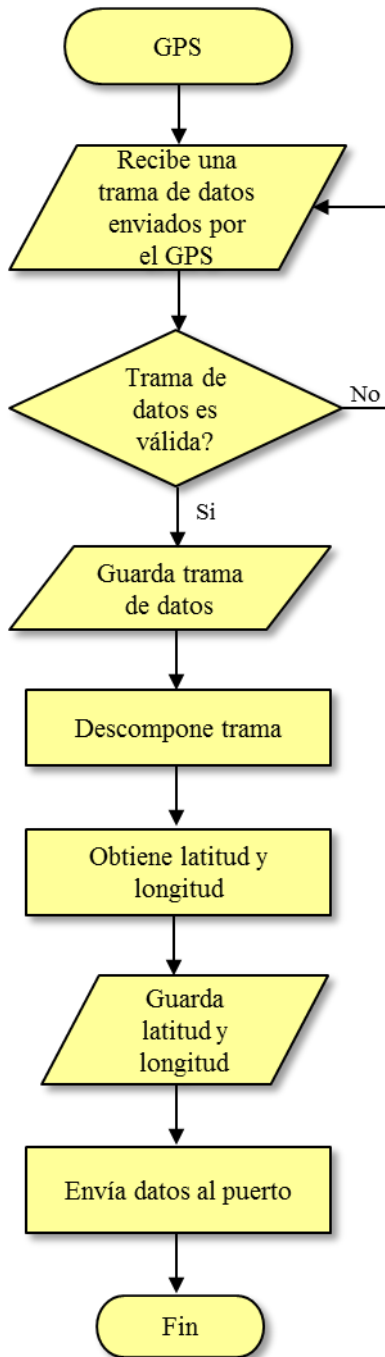


Figura 3.5 Algoritmo para obtener la localización

### **3.3.1.3 Diseño de la funcionalidad para el reconocimiento de posturas del cuerpo**

Conocer el estado o actividad del paciente forma parte de la información de contexto. En el caso particular de este trabajo, la monitorización de posturas del paciente es útil para poder realizar un seguimiento de sus actividades, así como conocer su postura en caso de una alerta. Asimismo, la detección de una caída es muy importante, ya que una caída en personas con anomalías cardíacas puede ocasionar un incremento en los parámetros de algunos signos vitales, por ejemplo, la presión arterial. Asimismo, el monitoreo de las posturas estáticas es importante, ya que para tomar una lectura del ECG, el paciente debe encontrarse en estado de reposo, por lo que el sistema, cuando requiera realizar una lectura de ECG, deberá de notificar al paciente que se coloque en posición de reposo y de esta manera asegurar una lectura confiable.

Las posturas son detectadas por medio de un acelerómetro y recibidas por el módulo de posturas. El módulo de posturas se encarga de detectar las posturas del paciente, donde se identificarán posturas estáticas, como estar sentado, parado, acostado, así como detectar una caída.

#### **3.3.1.3.1 Detección de posturas estáticas**

Cuando la persona se encuentra en estado de reposo, es posible determinar su ángulo de inclinación respecto del eje vertical. Lo anterior se realiza midiendo la aceleración estática sobre el eje paralelo a la aceleración de la gravedad. La inclinación de este eje en cualquier dirección define la inclinación de la persona.

La medición del ángulo de inclinación, en general depende de la posición del cuerpo en el sistema de coordenadas tridimensionales. La medición de la aceleración debe de ser sólo bajo los efectos de la aceleración de la gravedad, cualquier otra fuente externa altera los resultados.

En la tabla 3.1 se indican los rangos de ángulos de inclinación definidos para cuando la persona está acostada, inclinada o parada.

**Tabla 3.1 Posición de la persona con respecto al ángulo de inclinación**

Rango de ángulos de inclinación respecto al suelo	Posición
0° - 30°	Parado o sentado
31° - 60°	Inclinado
61° - 90°	Acostado

### 3.3.1.3.2 Detección de etapas de la caída

La detección de caídas está basada en umbrales de aceleración, por lo que se requiere un monitoreo y comparación continuos de los datos del sensor con umbrales predefinidos.

El algoritmo que se presenta en la figura 3.9 para detectar una caída toma en cuenta distintos estados de la persona, antes, durante y posterior a una caída. Los estados que se consideran son los siguientes:

1. **Reposo o AVD iniciales (actividades de la vida diaria):** Antes de la caída la persona puede estar en estado de reposo (acostado, parado o sentado) o realizando actividades de la vida diaria, como caminar, correr, sentarse, etc. Este tipo de actividades involucran magnitudes de aceleraciones bajas menores o iguales a 3g y por un tiempo prolongado [40]. Esta orientación se puede detectar usando un acelerómetro para compararla con la orientación final luego de una caída.
2. **Caída libre:** Esta etapa hace referencia al momento inicial de toda caída, donde el cuerpo se dirige hacia el suelo experimentando una aceleración vertical semejante a la gravedad. Si se encuentra en un posición estática, cada eje del acelerómetro captará una aceleración de 0g (eje perpendicular a la gravedad) y 1g (eje paralelo a la gravedad). Según la altura o duración de la caída puede llegar a ser cero. Si existe inclinación del sensor, la suma de estos tres componentes deberá ser siempre 1g [40].

La duración de la caída, si se considera como una única fuerza la gravedad, dependerá de la altura. Para determinar los tiempos de duración con respecto a la altura, se emplea la fórmula de movimiento vertical con aceleración constante:

$$h = h_0 + v_0 t - \frac{1}{2} g t^2$$

Para  $h=0$ , la altura final cuando la persona termina en el suelo, se obtiene el tiempo de la caída mediante la ecuación, donde se sustituye  $h_0$  = la altura inicial y la gravedad=  $9.8 \text{ m/s}^2$

$$t = \sqrt{\frac{2h_0}{g}}$$

3. **Impacto:** Luego de la etapa de caída libre, el cuerpo choca con el suelo u otros objetos, dando como respuesta un elevado pico en la suma de los tres ejes debido a la elevada desaceleración del cuerpo [40]. El impacto depende de la magnitud pico y la duración del impacto. Los valores pico de la aceleración durante el impacto se encuentran entre los  $2g$  y  $12g$  y la duración del impacto es de  $30\text{ms}$  [40].
4. **Reposo y posición final:** Tras un impacto, un cuerpo se mantiene en reposo durante un tiempo determinado. Este tiempo puede ser muy prolongado si el paciente se encuentra inconsciente, pero normalmente es menor de  $10\text{s}$  [40].

### Definición de los parámetros de cada estado

A continuación se describen los parámetros para cada uno de los estados considerando los registros del acelerómetro ADXL345, usado en este trabajo:

#### 1. Reposo o AVD

Corresponde a un estado de INACTIVIDAD en la aceleración captada por el sensor. Se define este estado por dos parámetros:

**THRESHOLD\_INACTIVIDAD:** Es la aceleración máxima que puede considerarse como inactividad. En [40] se fija en  $0.1875g$ . Es un valor acoplado en corriente alterna, es decir no cuenta con aceleraciones continuas. Este parámetro se puede configurar en general entre  $0g$  y  $16g$ .

TIME\_INACTIVIDAD: Es el mínimo tiempo que la aceleración debe de ser inferior a THRESHOLD\_INACTIVIDAD para considerarse como inactividad. En el tiempo de inactividad mínimo es de 200ms.

## 2. Detección de la orientación

Se detecta la orientación o inclinación inicial del paciente respecto al suelo. La componente de aceleración paralela al eje longitudinal de la persona está dada por la expresión  $g \cos \theta$ .

## 3. Caída libre

Cuando el paciente cae, su aceleración con respecto a la gravedad es nula o próxima a cero. El tiempo de caída libre debe de ser superior a TIME\_FREE\_FALL. En [40] se establece 0.75g para el registro TRESH\_FREE\_FALL y 30 ms para el TIME\_FREE\_FALL. Así, la aceleración debe de ser menor que la establecida en TRESH\_FREE\_FALL y el tiempo mayor al establecido en TIME\_FREE\_FALL.

## 4. Impacto

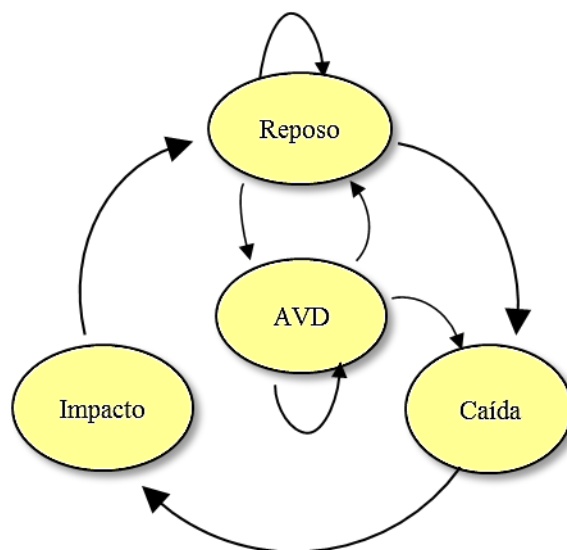
Cuando el paciente cae al suelo, el impacto produce una gran aceleración por un tiempo muy breve. El impacto es detectado por la interrupción ACTIVITY del acelerómetro. La aceleración debe de ser mayor a la establecida en THRESHOLD-ACTIVITY y el tiempo menor al establecido en TIME\_ACTIVITY.

## 5. Inactividad

El estado de inactividad, luego del impacto, cumple con las mismas características que el estado inicial de reposo con movimientos lentos o nulos debido a los efectos del golpe.

### Diagrama de estados de una caída

En la figura 3.6 se muestra el diagrama de estados de la etapa de una caída típica de una persona. El estado inicial es el reposo o AVD (actividades de la vida diaria); luego al perder el equilibrio pasa al estado de caída libre; al llegar al suelo pasa al estado de impacto; finalmente la persona queda en posición acostada, siendo el estado final de reposo.



**Figura 3.6** Secuencia de estados que definen una caída típica

En base a los estados identificados, se ha realizado el algoritmo de detección de caídas. Se revisaron varios trabajos, y se encontró que la detección de caídas presenta un comportamiento similar, donde las cuatro etapas de la caída son fácilmente identificables, aunque las aceleraciones varían en magnitud [40] [41] [42].

### Algoritmo de la funcionalidad posturas

En la figura 3.7 se muestra el algoritmo general de posturas. El algoritmo inicia detectando un estado de reposo inicial de la persona, esto incluye posturas estáticas, como parado, sentado, acostado, también detecta si la persona no se encuentra en estado de reposo sino haciendo una actividad de AVD. El primer estado se caracteriza por magnitudes muy bajas menores a 3g y por tiempos relativamente prolongados.

Posteriormente, si se detecta una caída libre se ejecuta el subprograma de detección de caída, de lo contrario, vuelve a preguntar si se detectó una postura en reposo, de ser así



se ejecuta el subprograma detección de postura, si no se cumple la anterior condición pregunta si está en AVD y si se cumple esta condición, se asume que el usuario se encuentra en alguna actividad de AVD, como correr, caminar, trotar.

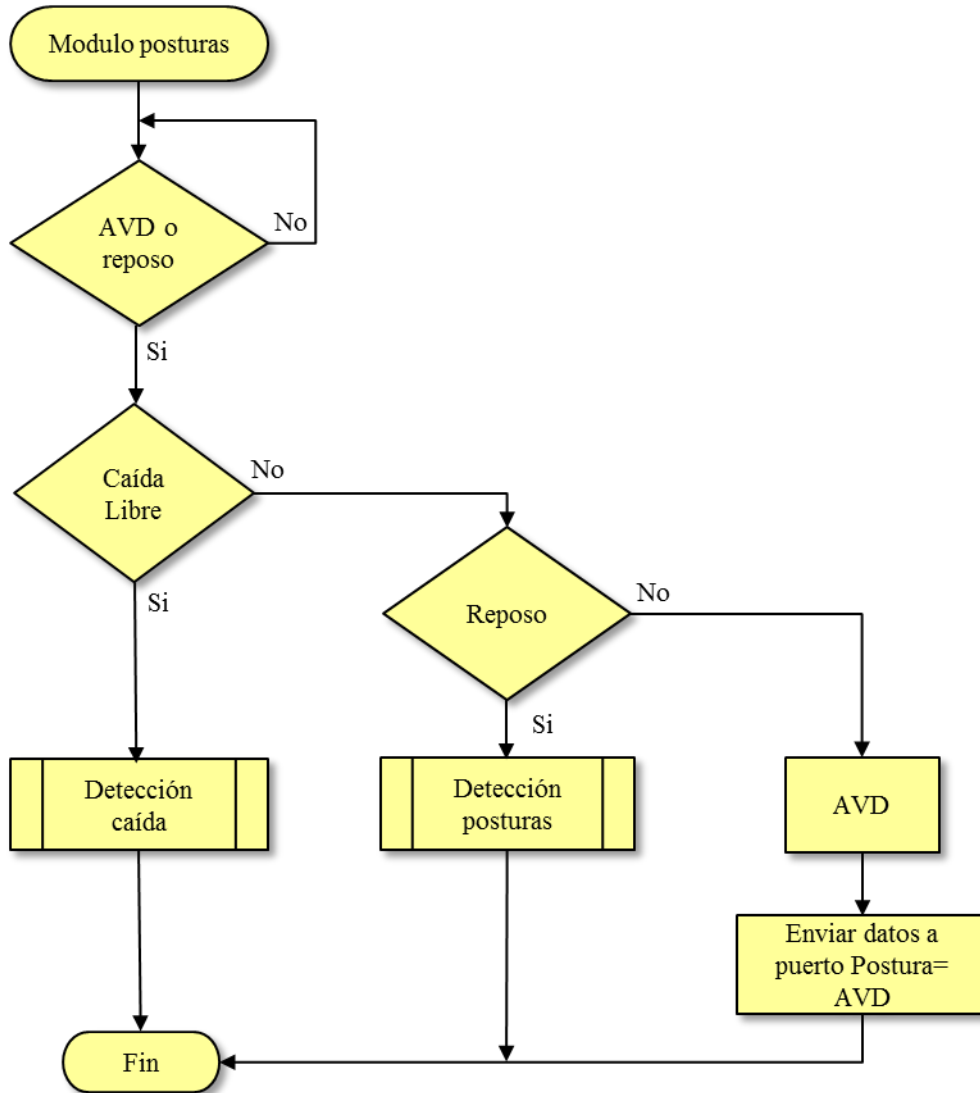


Figura 3.7 Algoritmo general de posturas

**Algoritmo para detección de posturas estáticas**

En la figura 3.8 se muestra el algoritmo para detectar posturas estáticas: acostado, sentado o parado.

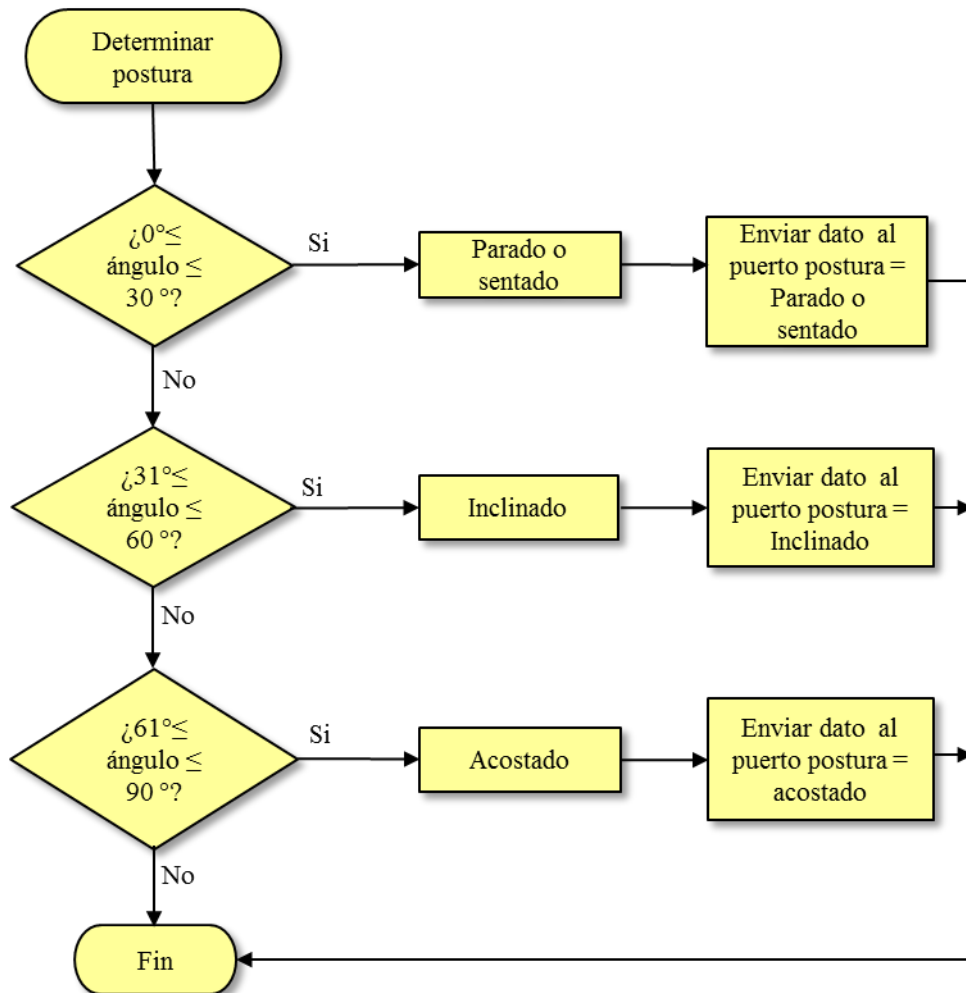
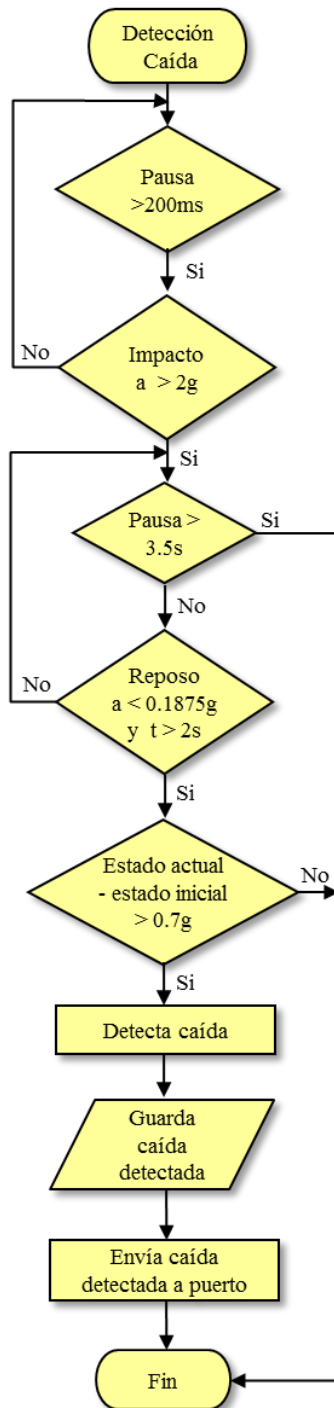


Figura 3.8 Algoritmo posturas estáticas

**Algoritmo para la detección de una caída**

En la figura 3.9 se muestra el algoritmo de detección de caída en base a las fases que determinan una caída.



**Figura 3.9 Algoritmo detección de caídas**

### **Descripción del algoritmo de detección de caída**

1. Después de que la interrupción FREE\_FALL es confirmada, la cual se establece en 0.75g para el registro THRESH\_FF y el TIME\_FF se establece en 30ms, el sistema comienza la espera del estado impacto. Para el impacto el registro THRESH\_ACT se establece en 2g y la interrupción actividad está en modo de corriente continua acoplada.
2. El tiempo entre el FREE\_FALL y la interrupción ACTIVITY se establece en 200ms. Si el tiempo entre estas dos interrupciones es mayor de 200ms, la situación no se válida.
3. Después de que se afirma la interrupción ACTIVITY, el sistema comienza la espera de la interrupción INACTIVITY (sin movimiento después del impacto). THRESH\_INAC se establece en 0.1875g y TIME\_INACT se establece en 2s. INACTIVITY trabaja en modo acoplado.
4. La interrupción INACTIVITY (inmóvil después del impacto) debe de ser afirmado en 3.5s después de la interrupción ACTIVITY, de lo contrario el resultado no es válido. Los 3.5s del contador se realizan a través del temporizador del MCU.
5. Si la diferencia entre el estado de aceleración actual y el estado inicial supera el 0.7g, se detecta una caída válida.
6. Una vez que la caída es detectada, esta se guarda en una variable y se envía el dato al puerto.

Para detectar una caída válida deben detectarse obligatoriamente todas las etapas incluidas en el algoritmo de caídas. Si se considera alguna etapa de manera aislada como el impacto, éste puede provenir del exterior del cuerpo de la persona. Por lo anterior, el algoritmo propuesto incluye cada una de las etapas típicas de una caída, como son, caída libre, impacto, reposo y posición final.

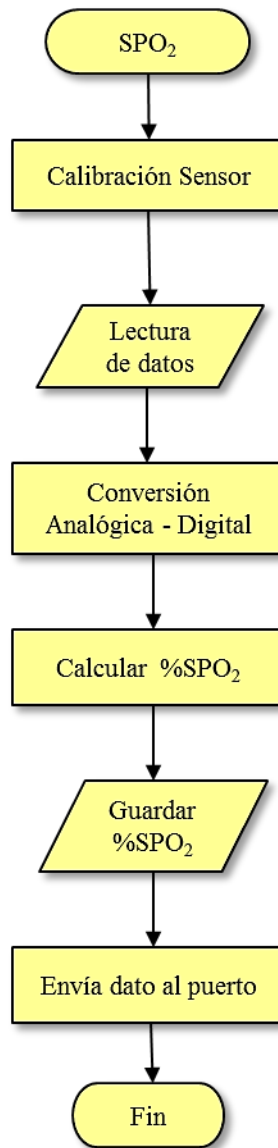
#### **3.3.1.4 Diseño de la funcionalidad de signos vitales diferentes al ECG**

Existen sensores de signos vitales diferentes al ECG que se han considerado para ser monitorizados, como el sensor para oximetría de pulso y el sensor para la presión de la sangre con oscilometría. El sensor para oximetría de pulso mide la saturación de oxígeno en la sangre y el sensor para la presión de la sangre con oscilometría mide la presión arterial.

Es importante medir estos parámetros, ya que en el caso de la hipertensión es un factor alto de riesgo para personas que padecen alguna anomalía cardíaca. Asimismo, la saturación de oxígeno en la sangre es otro signo vital que proporciona información de las condiciones de salud en las que se encuentra el paciente. En la información de contexto del paciente, este tipo de información resulta de gran relevancia, ya que puede proporcionar al médico especialista información importante para poder realizar un diagnóstico en base a un historial clínico de estos signos vitales, aunado con la información proporcionada por el ECG.

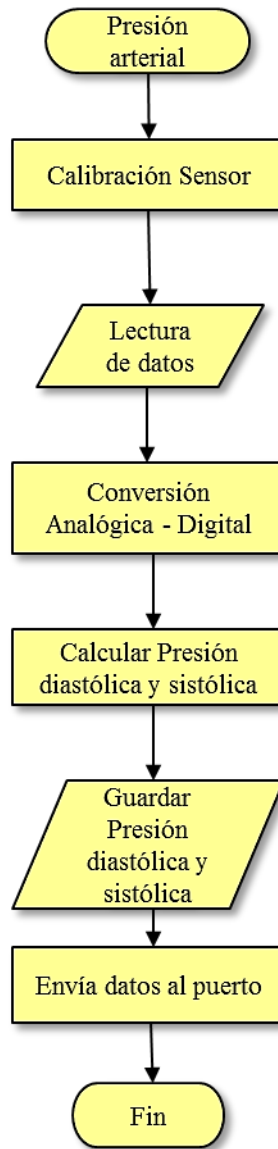
El módulo de signos vitales diferentes al ECG se encarga de medir la saturación de oxígeno en la sangre y presión arterial. Los datos son obtenidos por los sensores y almacenados y procesados en el módulo de signos vitales diferentes al ECG, para su posterior análisis por parte del módulo de adquisición al monitoreo remoto.

En la figura 3.10 y 3.11 se describen los algoritmos para la saturación de oxígeno en la sangre (SPO<sub>2</sub> y presión arterial respectivamente, los cuales conforman la funcionalidad de signos vitales diferentes al ECG.



**Figura 3.10** Algoritmo para obtener la SPO<sub>2</sub>

Como se muestra en la figura 3.10 el algoritmo para SPO<sub>2</sub>, realiza una calibración previa a la lectura de los datos del sensor. Una vez que realiza la lectura de los datos, se lleva a cabo una conversión analógico-digital, esto con la finalidad de poder ser procesados. Posteriormente realiza los cálculos para obtener el porcentaje de SPO<sub>2</sub>. Una vez obtenidos los datos, están disponibles para su posterior envío.



**Figura 3.11 Algoritmo para obtener la presión arterial**

El algoritmo para presión arterial mostrado en la figura 3.11, realiza una calibración previa a la lectura de los datos del sensor. Una vez que realiza la lectura de los datos, se lleva a cabo una conversión analógico-digital, esto con la finalidad de poder ser procesados. Posteriormente realiza los cálculos para obtener el valor de la presión arterial tanto diastólica como sistólica. Una vez obtenidos los datos, están disponibles para su posterior envío.

### 3.3.2 Modelado de Contexto

El modelo de contexto se refiere a la manera de representar la información de contexto. Para la representación de contexto generalmente se realizan dos pasos según el modelo:

1. Proceso de modelado de contexto: Donde la información de contexto debe ser definida en términos de atributos, características, relaciones con el contexto previamente especificado, calidad de los atributos de contexto y las consultas para solicitudes de contexto asíncrono.
2. Organización de contexto de acuerdo al modelo: El resultado de la etapa de modelado de contexto necesita ser validado. La nueva información de contexto necesita ser fusionada y añadida al repositorio de información de contexto existente. Finalmente la información de contexto se hace disponible para ser utilizada cuando es requerida [20].

Existen diferentes técnicas para modelar contexto, para el caso particular de este trabajo se utiliza el modelado *Clave-Valor (Key-Value)*. Se decidió por utilizar esta técnica debido a que son modelos simples y pueden ser utilizados en sistemas distribuidos. Para modelar esta técnica en los sistemas, los servicios se describen a través de una lista de atributos simples de forma clave-valor. Por ejemplo para representar la información de la presión arterial se modelaría de la siguiente manera: *Clave: Presión sistólica – Valor: 120*. Los pares *Clave-Valor* son fáciles de manejar por los sistemas y se puede incorporar a las arquitecturas de software actuales de manera sencilla [20].

Las fuentes de contexto son las características fisiológicas del paciente que proceden de sensores que realizan un monitoreo de estas variables biomédicas, la monitorización de la actividad del paciente por medio del acelerómetro, así como la variable de localización para obtener información del entorno del paciente. Asimismo, el paciente representa la identidad y el tiempo juega un papel importante para poder caracterizar las variables de contexto provenientes de los diferentes sensores.

En la tabla 3.2 se muestra la aplicación de esta técnica de modelo para el caso de este trabajo.



**Tabla 3.2 Modelo Clave-Valor**

<b>Clave (Atributo)</b>	<b>Valor</b>	<b>Tipo de dato</b>	<b>Fuente de información</b>	<b>Variable de contexto</b>
ECG	<i>Datos</i>	<i>float</i>	ECG	Actividad
Localización	<i>Latitud, longitud</i>	<i>float</i>	GPS	Localización
Caída	0,1	<i>booleano</i>	Acelerómetro	Actividad
Postura	2,3,4,5	<i>int</i>	Acelerómetro	Actividad
SPO <sub>2</sub>	<i>Valor1</i>	<i>float</i>	Oxímetro	Actividad
Presión arterial diastólica	<i>Valor2</i>	<i>float</i>	Oscilometría	Actividad
Presión Arterial sistólica	<i>Valor3</i>	<i>float</i>	Oscilometría	Actividad
Fecha/Hora	<i>Valor4</i>	<i>Date</i>	Timer	Tiempo
Paciente	ID	<i>int</i>	Paciente	Identidad

Ya que el modelo Clave-Valor es sencillo, las operaciones asociadas a la estructura son también sencillas:

Escritura (Atributo, Valor);

Valor = Leer (Atributo);

Las cuales implícitamente contienen la operación de búsqueda del atributo.

### 3.3.3 Razonamiento de Contexto

El razonamiento de contexto se puede definir como un método para deducir nuevo conocimiento, basado en el contexto disponible. Los requerimientos de razonamiento surgen debido a dos características del contexto en bruto: la imperfección (desconocidos, ambiguos, imprecisos o erróneos) y la incertidumbre.. El razonamiento es llamado también inferencia. El razonamiento comprende varios pasos. En términos generales se puede dividir en tres fases [20]:

1. Pre-procesamiento de contexto: En esta fase se filtran los datos del sensor. Debido a las ineficiencias que se pueden presentar en el hardware del sensor y la

comunicación en la red, los datos colectados pueden no ser exactos o desaparecer. Por lo tanto, los datos necesitan ser limpiados rellenando valores perdidos, eliminando valores atípicos, validación de contexto a través de diversas fuentes, entre otros.

2. Fusión de datos de sensores: Es un método de combinación de datos de múltiples sensores para producir información más precisa, completa y confiable que no podría lograrse con un solo sensor.
3. Inferencia de contexto: Es la generación de información de contexto de alto nivel usando contexto de bajo nivel. La inferencia puede ser hecha en una sola interacción o en múltiples interacciones.

Existe un gran número de diferentes modelos de decisión para razonamiento del contexto como los árboles de decisión, redes bayesianas, modelos de Markov, máquinas de vectores, redes neuronales, ontologías, basados en reglas, razonamiento difuso, entre otros. Estos modelos no son específicos para el razonamiento de contexto, sin embargo son utilizados comúnmente en muchos campos de la computación e ingeniería.

Los sistemas basados en reglas son uno de los más sencillos métodos de razonamiento. Las reglas son generalmente de la estructura IF-THEN-ELSE. Es el método más popular de razonamiento. Permite la generación de información de contexto de alto nivel a partir de contexto de bajo nivel. Las reglas también se utilizan en la detección de eventos. En este trabajo se utiliza este modelo de razonamiento para inferir el conocimiento.

El sistema utiliza las reglas predefinidas para generar una alerta cuando el sistema detecta algún valor de una variable biomédica fuera de los rangos normales o una caída por parte de un paciente.

Las reglas que se establecen están basadas en la siguiente estructura:

Modelo de regla:

(Nombre)

SI (Condición)

ENTONCES

(Acción)

Las reglas que se establecen para el módulo de razonamiento se muestran en la tabla 3.3

Las siglas de las palabras utilizadas en las reglas son las siguientes:

LBBB = Bloqueo de rama izquierda

RBBB = Bloqueo de rama derecha

APB = Latido prematuro auricular

AVNRT = Taquicardia de reentrada del nódulo AV

FC = Frecuencia cardiaca

LPM = Latidos por minuto

QRS = Segmento QRS

P = Onda P

RP = Intervalo RP

PR = Intervalo PR

**Tabla 3.3 Reglas de inferencia para el módulo de razonamiento**

<b>Reglas de inferencia</b>
<p><b>Regla 1:</b> &lt;Hipertensión&gt; SI (Presión Sistólica <math>\geq 210\text{mmHg}</math> AND Presión Diastólica <math>\geq 120\text{mmHg}</math>) ENTONCES (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 2:</b> (Hipotensión) SI (Presión Sistólica <math>\leq 70\text{mmHg}</math> AND Presión Diastólica <math>\leq 50\text{mmHg}</math>) ENTONCES (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 3:</b> (Hipoxia)</p>

<p>SI (%SPO<sub>2</sub> &lt;90%)  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 4:</b>  (Caída)  SI (Caída = TRUE)  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 5:</b>  (Reposo Lectura ECG)  SI (Postura= 3 OR Postura=4)  ENTONCES  (Toma Lectura ECG)</p>
<p><b>Reglas para la generación de Alertas para las arritmias de bloqueo: LBBB, RBBB y para latido prematuro auricular</b></p>
<p><b>Regla 6:</b>  (Arritmia de bloqueo)  SI(LBBB==TRUE está presente en 5 latidos consecutivos)  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 7:</b>  (Arritmia de bloqueo)  SI(RBBB==TRUE está presente en 5 latidos consecutivos )  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 8:</b>  (Arritmia de bloqueo)  SI(APB==TRUE está presente en 5 latidos consecutivos)  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Regla 9:</b>  (Bradicardia)  SI(FC &lt; 60LPM)</p>

<p>ENTONCES</p> <p>(Bradicardia==TRUE)</p>
<p><b>Regla 10:</b></p> <p>(Alerta Bradicardia)</p> <p>SI(BRADICARDIA==TRUE está presente en 5 latidos consecutivos)</p> <p>ENTONCES</p> <p>(ALERTA)</p>
<p><b>Regla 11:</b></p> <p>(Bradicardia Extrema)</p> <p>SI(FC &lt; 40LPM)</p> <p>ENTONCES</p> <p>(Bradicardia Extrema==TRUE)</p>
<p><b>Regla 12:</b></p> <p>(Alerta Bradicardia Extrema)</p> <p>SI(BRADICARDIA EXTREMA==TRUE está presente en 5 latidos consecutivos)</p> <p>ENTONCES</p> <p>(ALERTA)</p>
<p><b>Regla 13:</b></p> <p>(Taquicardia Ventricular)</p> <p>SI(FC &gt; 100LPM AND QRS &gt; 120)</p> <p>ENTONCES</p> <p>(Taquicardia Ventricular==TRUE)</p>
<p><b>Regla 14:</b></p> <p>(Alerta Taquicardia Ventricular)</p> <p>SI(TAQUICARDIA VENTRICULAR==TRUE está presente en 5 latidos consecutivos)</p> <p>ENTONCES</p> <p>(ALERTA)</p>
<p><b>Regla 15:</b></p> <p>(Taquicardia Extrema)</p> <p>SI(FC &gt; 140LPM está presente en 17 latidos consecutivos)</p> <p>ENTONCES</p> <p>(Taquicardia Extrema==TRUE)</p>
<p><b>Regla 16:</b></p> <p>(Alerta Taquicardia Extrema)</p>

<p>SI(TAQUICARDIA EXTREMA==TRUE)  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Reglas para la generación de Alertas para Bradicardia o Taquicardia</b></p>
<p><b>Regla 17:</b>  (Generación de alertas para Arritmias Supraventriculares)  (AVNRT)  SI(FC &gt; 100LPM AND QRS&lt;120 AND no existe P)  ENTONCES  (AVNRT==TRUE)</p>
<p><b>Regla 18:</b>  (Taquicardia Auricular)  SI(FC &gt; 100LPM AND QRS&lt;120 AND existe P AND Tasa Auricular&gt;Tasa Ventricular)  ENTONCES  (Taquicardia Auricular==TRUE)</p>
<p><b>Regla 19:</b>  (AVNRT)  SI(FC &gt; 100LPM AND QRS&lt;120 AND existe P AND Tasa Auricular &lt;= Tasa Ventricular AND RP&lt;70 AND RP&lt;PR)  ENTONCES  (AVNRT==TRUE)</p>
<p><b>Regla 20:</b>  (Taquicardia Auricular)  SI(FC &gt; 100LPM AND QRS&lt;120 AND existe P AND Tasa Auricular &lt;= Tasa Ventricular AND RP&lt;PR AND RP&gt;=70)  ENTONCES  (AVNRT==TRUE)</p>
<p><b>Regla 21:</b>  (Alerta AVNRT)  SI(AVNRT==TRUE en 5 latidos consecutivos OR Taquicardia Auricular==TRUE en 5 latidos consecutivos)  ENTONCES  (ALERTA)</p>
<p><b>Reglas para la generación de Alertas en el análisis de Intervalos de Conducción</b></p>

<p><b>Valor QTc=450 para hombres</b></p> <p><b>Valor QTc=460 para mujeres</b></p>
<p><b>Regla 22:</b></p> <p>(BloqueoAV)</p> <p>SI NOT( PQ&lt;200 AND QRS&lt;120 AND QTc&lt;ValorQTc) AND PQ&gt;200 en 5 ó más latidos</p> <p>ENTONCES</p> <p style="padding-left: 40px;">(BloqueoAV=TRUE)</p>
<p><b>Regla 23:</b></p> <p>(PQCorto)</p> <p>SI NOT( PQ&lt;200 AND QRS&lt;120 AND QTc&lt;ValorQTc) AND PQ&lt;120 en 5 o más latidos</p> <p>ENTONCES</p> <p style="padding-left: 40px;">(PQCorto=TRUE)</p>
<p><b>Regla 24:</b></p> <p>(LBBB, RBBB)</p> <p>SI NOT( PQ&lt;200 AND QRS&lt;120 AND QTc&lt;ValorQTc) AND QRS&gt;120 en 5 o más latidos</p> <p>ENTONCES</p> <p style="padding-left: 40px;">(LBBB=TRUE, RBBB=TRUE)</p>
<p><b>Regla 25:</b></p> <p>(QTc Prolongado)</p> <p>SI NOT( PQ&lt;200 AND QRS&lt;120 AND QTc&lt;ValorQTc) AND QRS&lt;=120 AND QTc&gt;ValorQTc</p> <p>en 5 o más latidos</p> <p>ENTONCES</p> <p style="padding-left: 40px;">(QTc Prolongado=TRUE)</p>
<p><b>Regla 26:</b></p> <p>(Alerta QTc Prolongado)</p> <p>Si BloqueoAV==TRUE OR PQ_Corto==TRUE OR LBBB==TRUE OR RBBB==TRUE OR QTc==TRUE</p> <p>ENTONCES</p> <p style="padding-left: 40px;">(ALERTA)</p>
<p><b>Regla 27:</b></p> <p>(ALERTA)</p> <p>SI (ALERTA = TRUE)</p> <p>ENTONCES</p> <p style="padding-left: 40px;">(Envía Datos)</p>

### 3.3.4 Difusión de Contexto

Para el envío de información de contexto se utiliza el lenguaje XML, esto con el objetivo de poder recuperar y almacenar la información de una manera eficiente. A continuación se muestra la estructura de los datos en XML:

```
<Información de Contexto>
  <Dispositivo> <1>
    <Alarma> 1 <\Alarma>
    <ECG> Datos <\ECG>
    < Caída > 1<\ Caída >
    < Postura> 2 <\ Postura >
    <Localización>
      <Latitud>29.09840203 <\Latitud>
      <Longitud>-110.99755526 <\Longitud>
    <\Localización>
    < SPO2> 95 <\ SPO2 >
    < Presión Arterial>
      <Presión Diastólica> 140 <\ Presión Diastólica>
      <Presión Sistólica> 90 <\ Presión Sistolica>
    <\ Presión Arterial>
    < Alerta> 28 <\ Alerta >
    < Alerta Cardiaca> 1 <\ AlertaCardiaca >
  <Dispositivo> <\1>
<\Información de Contexto>
```



## 4 Implementación del Modelo

### 4.1 Introducción

El análisis y diseño del modelo sensible al contexto se describe en el capítulo 3. Para poder validar el modelo es necesario implementar cada uno de los módulos descritos previamente en el capítulo anterior. La programación de cada uno de los módulos se realizó en el lenguaje de programación C, utilizando el compilador C CCS para la programación del microcontrolador. La programación del módulo de razonamiento, que está contenido en la microcomputadora Raspberry-PI, se programó en lenguaje ANSI C.

En los siguientes apartados se describe cada uno de los módulos que conforman el modelo sensible al contexto, como son el módulo de adquisición del ECG, módulo de localización, módulo de reconocimiento de posturas y caídas y el módulo de razonamiento.

### 4.2 Implementación del módulo de adquisición del ECG

El módulo de adquisición del ECG tiene como finalidad el poder adquirir la señal del corazón proveniente del paciente. En la figura 4.1 se muestra el diagrama de cómo está conformado el módulo.

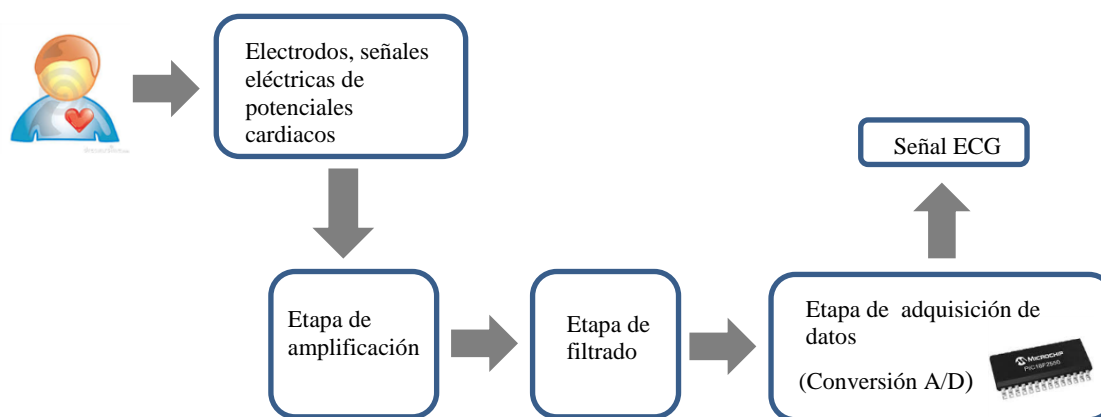


Figura 4.1 Diagrama del módulo de adquisición del ECG

El electrocardiograma es un registro gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón durante ciclos cardiacos [43]. Las señales bioeléctricas son potenciales eléctricos relativamente pequeños, por lo que requieren ser amplificadas para poder ser

cuantificadas. El objetivo de la etapa de amplificación es incrementar el nivel de la señal que se obtiene de los electrodos. La cuantificación puede realizarse usando configuraciones unipolares o bipolares. En el caso de este trabajo, se utilizó la cuantificación bipolar, la cual mide la diferencia de dos orígenes de voltaje (en este caso los electrodos), respecto de una tierra común [44].

Uno de los orígenes de más ruido que más interfieren en la señal ECG es la interferencia capacitiva debido al cuerpo [44]. Por lo anterior es necesaria realizar un etapa de filtrado para eliminar las interferencias en la señal y poder obtener una señal confiable capaz de poder ser tratada

La conversión analógica-digital de la señal ECG se realiza a través del PIC18F2550, esto con la finalidad de poder ser procesada por una computadora y poder obtener la gráfica de la señal de manera digital. La rutina encargada de realizar la conversión analógica-digital, se muestra en la figura 4.2.

Para realizar el módulo de adquisición del ECG, se revisó el diseño de un electrocardiógrafo digital desarrollado en [44]. En base a este diseño, se realizaron modificaciones para adaptarse a las necesidades particulares del presente proyecto de investigación. En la figura 4.3 se muestra el circuito de adquisición de la señal del ECG, e incluye cada una de las etapas de amplificación, de filtrado de la señal, y la etapa de conversión analógica-digital.

```

#int_timer2
void muestra(void)
{
    contador++;
    *apuntador=read_adc();//Lectura del canal analógico

    if(contador>=360){
        disable_interrupts(int_timer2);
        for(i=0;i<360;i++){
            printf("%d\n", valor_digital[i]);
        }
        contador=0;
    }
}

void main(){

    setup_adc_ports(AN0|VSS_VDD);    //Configura Pto. "A0" como canal analogico
    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_2);
    setup_spi(SPI_SS_DISABLED);
    setup_wdt(WDT_OFF);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
    setup_timer_1(T1_DISABLED);
    setup_timer_2(T2_DIV_BY_16,53,16); // Configuración de timer2 para tiempo de 2.77ms
    setup_comparator(NC_NC_NC_NC);
    setup_vref(FALSE);
    setup_adc_ports(AN0);            //Define pin a utilizar como entrada analógica
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL); //Definición de la fuente de reloj para el A/D
    enable_interrupts(INT_TIMER2); //Se habilitan interrupciones por timer1 y globales
    enable_interrupts(GLOBAL);
    set_adc_channel(0); //Selección del canal analógico 1

    while(true){

        ;
    }
}

```

**Figura 4.2 Rutina de conversión analógica-digital de la señal ECG en el PIC18F2550**

En esta rutina es la encargada de realizar la conversión analógica digital implementada en el microcontrolador 18f2550.

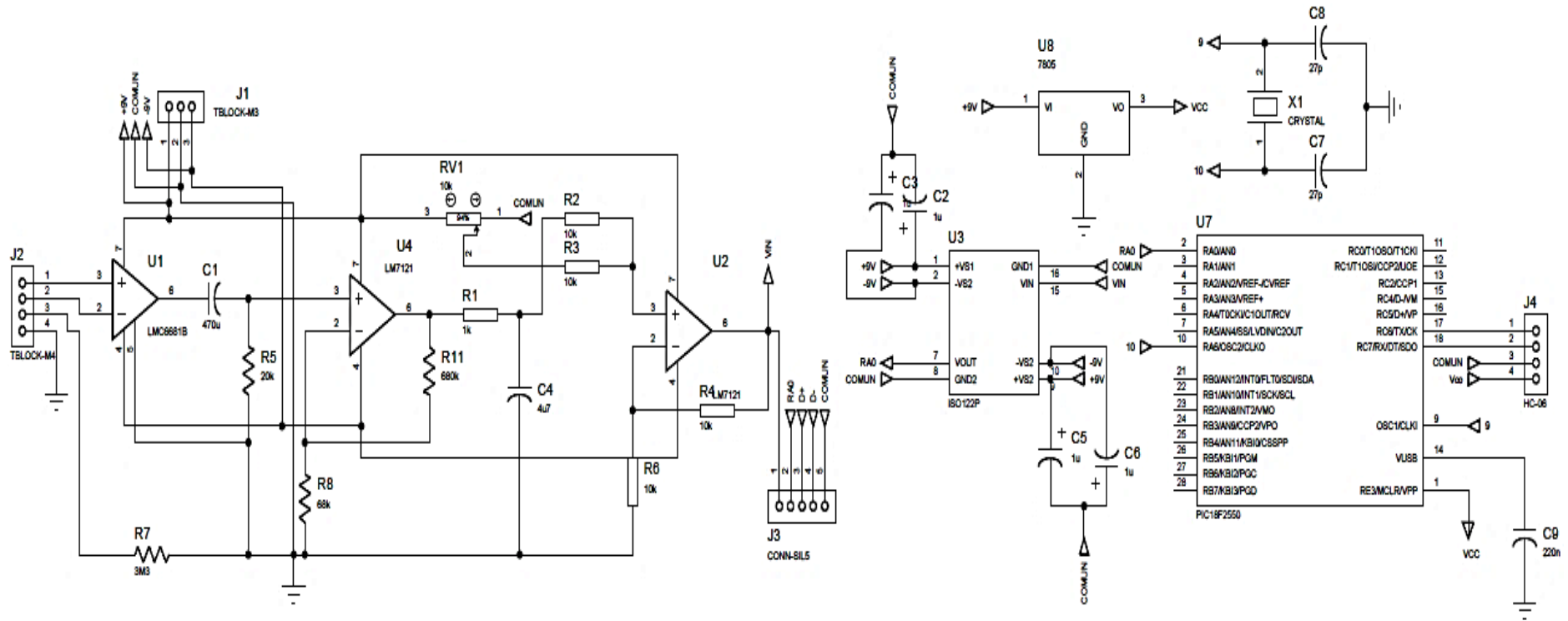


Figura 4.3 Circuito de adquisición de la señal ECG

En este diagrama se muestra la señal de adquisición de la señal del ECG, la cual incluye la parte analógica de adquisición de la señal directa de los electrodos, así como la digitalización por parte de microcontrolador.

### **Microcontrolador PIC18F2550**

Cada uno de los módulos de adquisición de contexto se ha diseñado en entorno al microcontrolador PIC18F2550. La elección se ha estudiado con detalle para que pueda adaptarse mejor a las necesidades del sistema inteligente para el monitoreo de eventos cardiacos.

Un microcontrolador es un circuito programable capaz de ejecutar las instrucciones grabadas en su memoria, por lo general se utilizan para realizar tareas sencillas y repetitivas.

Existen varios fabricantes de microcontroladores en el mercado con una gran cantidad de características. Para poder realizar una selección adecuada se ha tenido en cuenta una serie de requisitos para llegar a una elección final.

Los requisitos de selección son los siguientes:

- El microcontrolador debe de proveer un número suficiente de puertos para conectar todos los periféricos deseados.
- Que disponga de módulos integrados de comunicación serie RS-232 (usado típicamente en los módulos Bluetooth) para la comunicación con la computadora, y posibles periféricos. Así como también comunicación I2C (normalmente usado por los sensores de aceleración digital del tipo MEMS).
- Que disponga de memoria interna suficiente para el programa diseñado.
- La disponibilidad de entornos de desarrollo IDE (Integrated Development Enviroment), para el caso de esta aplicación se utilizó el IDE Compilador C CCS, el cual soporta el lenguaje de programación C, así como el lenguaje ensamblador.
- Disponibilidad de temporizadores, interrupciones externas e internas.
- Consumo bajo de potencia, lo cual permite su uso con baterías, debido a la portabilidad del dispositivo propuesto en este trabajo de investigación.
- Tamaño reducido y que se encuentre disponible con tecnología de montaje superficial.
- De bajo costo.

## CAPITULO 4 IMPLEMENTACIÓN DEL MODELO

Con la ayuda de estos puntos y haciendo un estudio de las diferentes posibilidades de que se dispone en el mercado, finalmente se eligió el microcontrolador PIC18F2550 del fabricante de Microchip. Éste es un microcontrolador de gama alta y cumple con todos los puntos comentados anteriormente.

El precio del microcontrolador es relativamente bajo. En la figura 4.4 se muestra el PIC 18F2550.

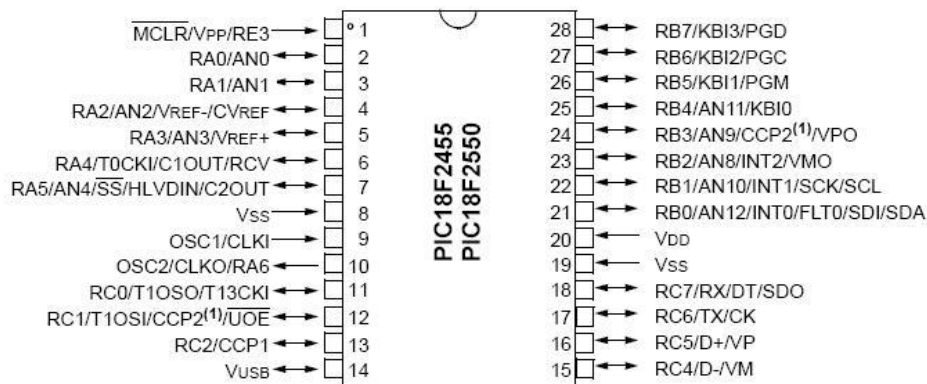


Figura 4.4 Diagrama del PIC18F2550 [45].

A continuación se detallan las principales características de que dispone este microcontrolador [45]:

- Clock de hasta 48MHZ que permite la ejecución del programa a una velocidad elevada.
- El tamaño de las instrucciones es de 16 bits y 8 bits de datos.
- 4 puertos configurables como entrada y salida.
- Interrupciones con niveles de prioridad que permitirán priorizar las acciones importantes.
- 4 temporizadores configurables como contadores o base de tiempo con modulación de ancho de pulso (PWM).
- Master Synchronous Serial Port (MSSP), módulo de interfaz serie útil para comunicar otros dispositivos periféricos o microcontroladores. Estos dispositivos pueden ser serie, registros de desplazamiento, controladores de pantalla, convertidores A/D, etc. MSSP es configurable como bus SPI o I2C (Modo Master o Slave).

- Convertidor analógico-digital de 10 bits.

### 4.3 Implementación del módulo de Localización

El módulo de localización tiene como finalidad el poder detectar la localización del paciente. En la figura 4.5 se muestra el diagrama de cómo está conformado el módulo.

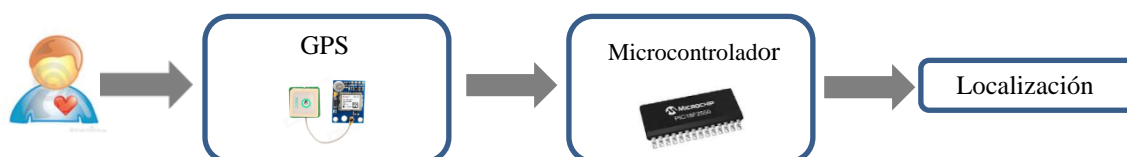


Figura 4.5 Diagrama del módulo de localización

El módulo está compuesto por el GPS Neo-6M, el cual es el encargado de obtener las trama de datos proveniente de los satélites, posteriormente los datos son enviados al microcontrolador, para poder procesar los datos y obtener las coordenadas de latitud y longitud.

#### Sensor GPS NEO 6M

El módulo NEO 6M de la empresa suiza U-blox es una excelente alternativa de precisión y costo beneficio. Es de un tamaño reducido por lo que es fácilmente portable. Mide parámetros de latitud, longitud, velocidad, altitud. En la figura 4.6 se muestra el GPS NEO 6M.



Figura 4.6 GPS NEO 6M

Entre las características que posee este GPS son: comunicación serial, voltaje de alimentación (3.3-5) VDC, LED indicador de señal, tamaño reducido, batería incluida, BAUDRATE: 9600, EEPROM para guardar configuración de parámetros [46]. En la figura 4.7 se muestra la rutina encargada de obtener las coordenadas del GPS.

```

#define INT_RDA
void recibe(void)
{
    int t;

    buffer[next_in]=getc();
    t=next_in;
    next_in=(next_in+1) % BUFFER_SIZE;
    if(next_in==next_out)
        next_in=t;        // Buffer full !!
}

#define bkbhit (next_in!=next_out) // indica que hay datos en el buffer

char bgetc() {
    char c;
    while(!bkbhit);
    c=buffer[next_out];
    next_out=(next_out+1) % BUFFER_SIZE;
    return(c);
}

void ini()
{
    for(k=0;k<=buffer_size;k++){
        buffer[k]=0;
    }
}
    
```

Figura 4.7 Rutina del módulo de Localización

En la figura 4.8 se muestra el diagrama del circuito del módulo de localización. El circuito incluye una pantalla LCD para poder realizar pruebas de funcionalidad.

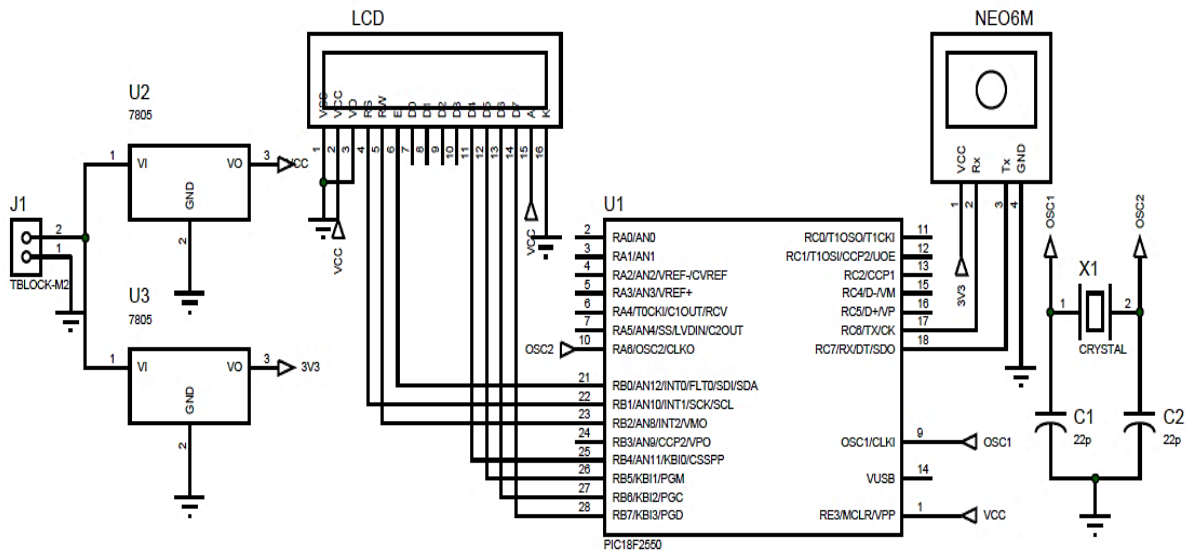
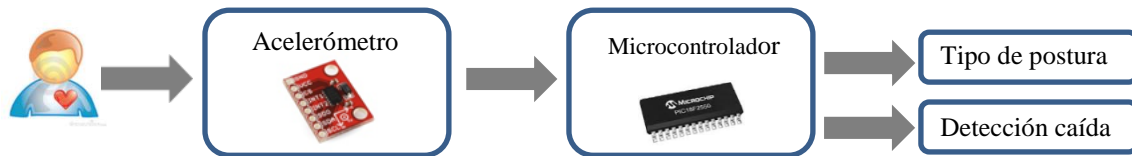


Figura 4.8 Circuito del módulo de Localización



#### 4.4 Implementación del módulo para el reconocimiento de posturas del cuerpo

El módulo para el reconocimiento de posturas tiene como finalidad el poder detectar posturas estáticas y la detección de una caída. En la figura 4.9 se muestra el diagrama de cómo está conformado el módulo.



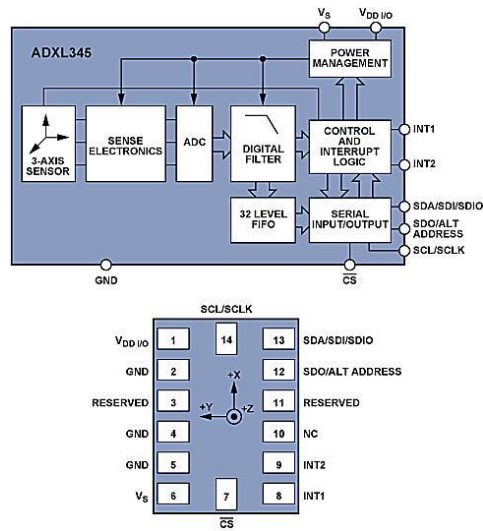
**Figura 4.9 Diagrama a bloques del módulo de reconocimiento de posturas**

El módulo está compuesto por el acelerómetro ADXL345, el cual es el encargado de medir la aceleración del usuario, posteriormente los datos del acelerómetro son enviados al microcontrolador para poder procesar la información por medio de dos subrutinas, una para los diferentes tipos de posturas estáticas y otra para la detección de una caída.

En los siguientes apartados se describen las características de los componentes del módulo de reconocimiento de posturas, así como como el circuito del módulo y rutinas implementadas en el microcontrolador.

##### **Sensor acelerómetro ADXL345**

Existen diferentes sensores de aceleración disponibles en el mercado tanto de salida analógica como digital. Se decidió por los de tipo digital ya que permiten una conexión directa con el microcontrolador sin necesidad de circuitos previos. El circuito de adquisición de datos consta del sensor de aceleración ADXL345 de Analog Devices. El cual se muestra en la figura 4.10



**Figura 4.10** Acelerómetro ADXL345 [40].

Este dispositivo integra las etapas de acondicionamiento de señal, conversión análoga a digital y buffers de datos. La conexión al procesador se realiza mediante la interfaz de comunicación serial I2C a través del cual, el procesador accede y recoge los datos del sensor. El bus I2C emplea solo dos líneas de comunicación: SDA (serial data) y SCL (serial Clock) con sus respectivos resistores a fuente (pull-up). El sensor arroja por la línea SDA los datos de aceleración. Se emplea también una línea de interrupción INT1 [47]. En la figura 4.11 se muestra el diagrama de conexiones del módulo de reconocimiento de posturas.

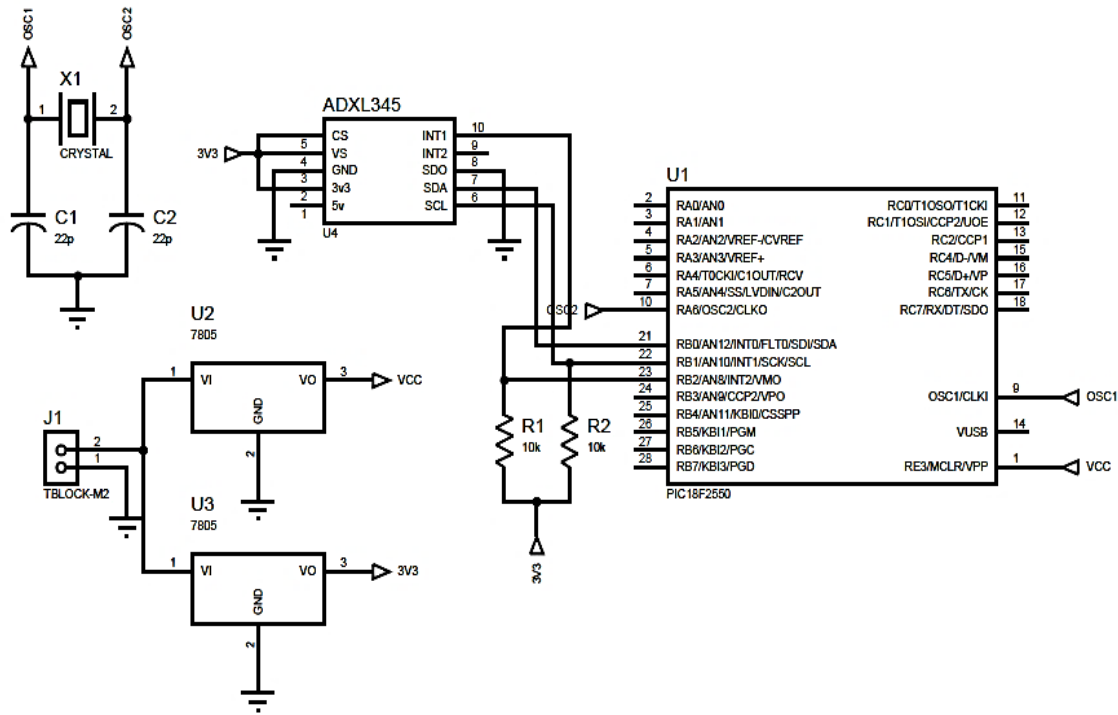


Figura 4.11 Conexión del módulo de reconocimiento de posturas.

Respecto a la calibración del sensor, la salida del sensor, para la aceleración nula en sus ejes, debe de ser 0g. Sin embargo, puede variar por errores de ajuste, esfuerzos mecánicos, montaje del dispositivo, derivas por temperatura, envejecimiento y de dispositivo a dispositivo. Estos factores no se pueden evitar, por ello el sensor debe de ser calibrado mediante ajuste del OFFSET, a través de comandos enviados por el microcontrolador [41]. En las figuras 4.12 y 4.13 respectivamente se muestra una parte del código parcial para el reconocimiento de posturas y la detección de una caída.

```

void calculo_angulos() {
    normalizacion_vector();
    anguloYY=acos(-Y1/vector_suma)*(180/PI);
    rad=acos(-Y1/vector_suma);
    if(anguloYY>90 || AnguloYY>60){
        Y1=((float)Ya-0.12)*(0.0039);
        anguloY=acos(Y1/vector_suma)*(180/PI);
    }
    else
    {
        anguloY=anguloYY;
    }
}

void posturas(){

    if(vector_suma<=1.2){

        if (anguloY>=0 &&anguloY<=30){
            postura=2; // parado o Sentado
        }
        else if(anguloY>30 && anguloY<=60){
            postura=3; // Inclinado
        }
        else if(anguloY>60 && anguloY<=100){
            postura=4; // Acostado
        }

    }
    else {
        postura=5;// Dinamica
    }

}

```

**Figura 4.12 Rutina para la detección de posturas estáticas**

```

if(DeltaVectorSum>DeltaVectorSumUmbral)

{
    DeteccionStatus=0xF4; //Detección de caída valida
    printf("1");//envia 1 de caída verdadera detectada
    adx1345_write(THRESH_ACT,UmbraIActividadEstable);//0.5g
    adx1345_write(THRESH_INACT, UmbraIInactividad);//.1875g
    adx1345_write(TIME_INACT,TiempoNoMovimiento);//
    adx1345_write(ACT_INACT_CTL,0xFF); //Actividad modo AC
}
else // DeltaVectorSum no excede el umbral, no se valida caída
{
    DeteccionStatus=0xF0; // Ir a F0 y reiniciar (Estado inicial)
    printf("0"); // caída no detectada
    adx1345_write(THRESH_ACT,UmbraIActividadImpacto); // 2g
    adx1345_write(THRESH_INACT, UmbraIInactividad);//.1875g
    adx1345_write(TIME_INACT,TiempoEstable);// 2 seg
    adx1345_write(ACT_INACT_CTL,0x7F); //Actividad modo DC
}
}

```

**Figura 4.13 Rutina para la detección de una caída.**

## 4.5 Implementación del módulo de razonamiento

El módulo de razonamiento tiene como finalidad contener las reglas predefinidas para la detección de eventos que puedan derivar una alerta al sistema de monitoreo remoto. En la figura 4.14 se muestra el diagrama de componentes del módulo de razonamiento.



Figura 4.14 Diagrama del módulo de razonamiento

El módulo está conformado por las variables biomédicas y de contexto, provenientes de los sensores conectados al cuerpo del paciente, posteriormente esta señales son adquiridas por un microcontrolador, para su posterior envío a una microcomputadora Raspberry, donde están almacenadas las reglas de razonamiento previamente definidas, y este último será también el encargado de generar un archivo XML, con el objetivo de poder recuperar y almacenar la información de una manera eficiente.

En los siguientes apartados se describen las características de los componentes del módulo de razonamiento.

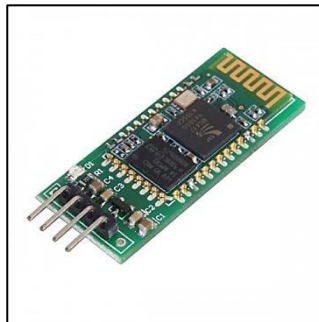
### 4.5.1 Comunicación inalámbrica de datos

Bluetooth es un protocolo de comunicación de redes inalámbricas, que tiene por objetivo el reemplazo de cables para la comunicación entre dispositivos, interfaz de radio de baja potencia y un bajo costo. Esta tecnología se basa en la transmisión de datos y voz, a través de radiofrecuencia en un rango aproximado de 10 metros con una potencia de salida aproximada de 0dBm (1mW) y una velocidad de transmisión de 1 Mbps, utilizando ondas de radio en la banda de frecuencia de 2.4 GHz reserva para uso no comercial, por lo que no requiere licencia [48].

La comunicación entre dispositivos por este protocolo es posible siempre y cuando se encuentre dentro de su radio de alcance y hayan realizado todas las etapas del protocolo de conexión Bluetooth, sin necesidad de existir una línea de vista entre ellos.

Cada dispositivo Bluetooth esclavo posee un único y propio identificador (Dirección MAC), por medio del cual el dispositivo maestro se conecta al esclavo.

La comunicación Bluetooth se lleva a cabo en un modo de operación maestro-esclavo. El dispositivo maestro se encarga de realizar la búsqueda y establecimiento de conexión. Para establecer las conexiones entre dos dispositivos Bluetooth, el dispositivo esclavo debe encontrarse en modo pasivo, es decir, en espera. Cuando el dispositivo maestro envía una solicitud al esclavo o punto de acceso, éste responde con su dirección. El módulo esclavo incluye un mecanismo llamado emparejamiento (o vinculación), la función de éste es la restricción del acceso de dispositivo no autorizados, este mecanismo se realiza mediante el ingreso de número de identificación personal (PIN), cuando el esclavo solicita al maestro ingresar el PIN y éste es correcto, se establece la conexión entre ellos, dejando al dispositivo maestro un canal de comunicación establecido y libre para ser utilizado. El módulo Bluetooth que se eligió es el HC-06, el cual se muestra en la figura 4.15.



**Figura 4.15 Modulo Bluetooth HC-06**

El Bluetooth HC-06 es un módulo esclavo, consta de un regulador interno, el cual permite que pueda ser alimentado de 3.3 a 6 V, su consumo de corriente es de 8 mA en transmisión y recepción activa, alcance de 10 mts, nivel TTL, velocidades que van de los 1200 bps a 1.3 Mbps. Otra característica es que una vez que realiza un enlace, es capaz de recordarlo, es decir, no solicita una validación posterior al enlace. Este módulo viene en una tarjeta, para su uso práctico, con un adaptador de cuatro pines los cuales corresponden a Vcc, Gnd, Txd, Rxd [49].

La comunicación del módulo Bluetooth se llevó a cabo a través del PIC18F2550, él cuenta con dos UART (Transmisor-Receptor Asíncrono Universal) encargadas de controlar los puertos y dispositivos seriales.

La UART es asignada directamente a los pines del microcontrolador y configurada a una velocidad de 38400 bps.

La configuración del Bluetooth se realizó en el PIC18F2550 en el IDE C CCS, la cual se muestra a continuación.

```
#use rs232 (baud=38400, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7, bits=8, parity=N)
```

El Bluetooth HC-06 cuenta con un led indicador de vinculación, el cual cuando se encuentra en espera está parpadeando continuamente y una vez vinculado quedo encendido fijamente, como se muestra en la figura 4.16.

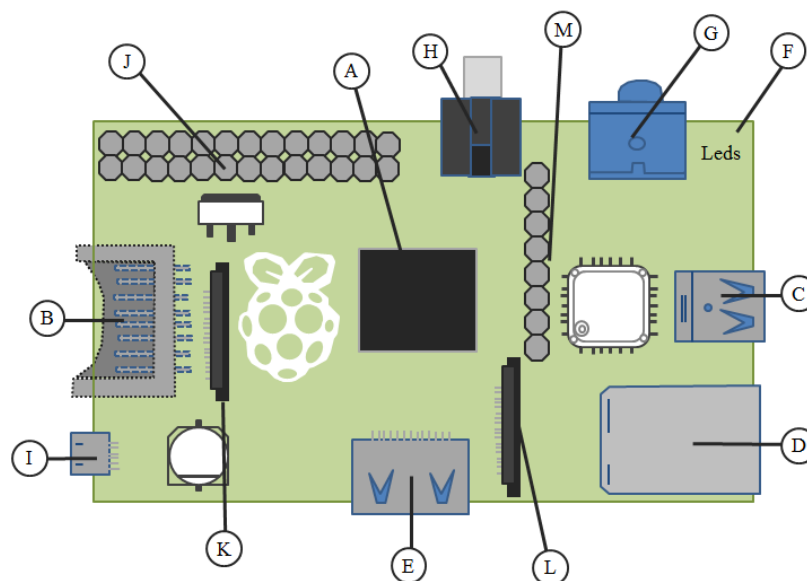


**Figura 4.16 Led indicador de vinculación del módulo Bluetooth**

### **4.5.2 Raspberry- PI**

De acuerdo con el sitio web oficial del Raspberry, esta microcomputadora se describe de bajo costo, con una tarjeta cuya implementación permite conectarse a un monitor de computadora o a una televisión, además de ser capaz de usar un teclado y un mouse estándar. Este dispositivo pequeño, es capaz de realizar todo lo que se espera de una computadora, desde navegar en Internet hasta reproducir video de alta definición. También se puede utilizar para trabajar con hojas de cálculo, procesadores de texto, juegos, entre otros [50].

Una de sus ventajas radica en que es distribución de código abierto, con un sistema operativo basado en Linux. Es idónea para la configuración de servidores, lo que significa que puede utilizarse para las aplicaciones locales en donde involucre este tipo de equipo, sin necesidad de adquirirlos. La Raspberry está diseñada para promover la educación y el conocimiento. En la figura 4.17 se muestra la estructura de placa de la Raspberry-PI.



**Figura 4.17** Esquema de la placa Raspberry-PI [51].

La placa de la Raspberry-PI tiene unas dimensiones aproximadas de 8.5 x 5.6 cm con una ligera sobresaliente para insertar la MicroSD, y pesa aproximadamente 45g, lo que la hace perfecta para su portabilidad.

A continuación se describen las partes que integran esta placa [51]:

- A.** El procesador: Es el mismo procesador que se encuentra en el iPhone 3G. Es un chip que trabaja a una velocidad de 700 MHz de 32 bits basado en la arquitectura ARM11. Tiene una gran variedad de arquitecturas con diferentes capacidades y precios.
- B.** La ranura para la MicroSD: Debido a que no existe disco duro la información se almacena en una memoria MicroSD.



- C. Puerto USB:** En el modelo B, hay dos puertos USB, pero solo uno en el Modelo A. Los primeros modelos de la Raspberry-Pi tienen limitantes en la corriente con la que operan, ya que algunos dispositivos USB pueden demandar hasta 500mA. Las versiones más recientes cumplen con las especificaciones de USB 2.0.
- D. Puerto Ethernet:** El modelo B tiene un puerto RJ45 Ethernet estándar. El modelo A, carece de éste, pero se puede conectar a una red cableada con un adaptador Ethernet USB. Existe la posibilidad de conectarse mediante conexión Wi-Fi.
- E. Puerto HDMI:** Ofrece video digital y salida de audio, soporta 14 diferentes resoluciones.
- F. Led del status:**
  - ACT Verde. Enciende cuando hay transmisión de la MicroSD
  - PWR Rojo. Muestra que el sistema esta alimentado con 3.3V
  - FDX Verde. Enciende si hay conexión de tipo Full Dúplex
  - LNK Verde. Muestra la actividad de la red
  - 100 Amarillo. Enciende si hay conexiones de 100 Mbps.
- G. Salida de audio analógica:** Mini Jack de audio analógico, maneja carga de alta impedancia como bocinas.
- H. Puerto RCA:** Proporciona señales PAL o NTSC. Este formato tiene muy baja resolución en comparación con HDMI.
- I. Power Input:** Entrada de suministro de corriente: Entrada del suministro de corriente, ésta tiene la entrada de una MicroUSB.
- J. Entradas y salidas de propósito general (GPIO) y otros pines.**
- K. Interfaz de monitor serial (DSI).** Este conector soporta 15 pines y puede ser utilizado para comunicarse con un LCD o un OLED.
- L. Interfaz de cámara serial (CSI):** Puerto diseñado para conectar el módulo de la cámara directamente.
- M. Pines para P2 y P3:** Son dos columnas de pines que sirven para realizar pruebas a los procesadores Bradcom (P2) y al LAN9512 (chip de conexión de red) (P3).

### 4.5.3 Código para la generación de alertas

En esta sección se describen los algoritmos implementados para la generación de las alertas, la implementación mostrada fue la realizada en Matlab para efectos de una mejor comprensión del código, es importante señalar que estos algoritmos han sido implementados en el lenguaje ANSI C en la microcomputadora Raspberry descrita previamente. En la figura 4.18 se muestra parcialmente el código para el análisis de Bradicardia, Taquicardia y Arritmias Supraventriculares. En la figura 4.19 se muestra la implementación para la detección de latidos NOR, LBBB, RBBB y APB. En la figura 4.20 se muestra la implementación del código para la generación de las alertas.

```

%%%%%%%%% analisis bradicardia / taquicardia
display('Latido '); display(col);
if vectorInt(6) >= 60.0 & vectorInt <= 100.0 %verifica frecuencia normal entre 60 y 100
    % verifica si es ritmo sinusal
    if vectorInt(7) == 1 % P positiva antes de QRS
        if vectorInt(8) == 1 % RR constante
            totalesRS(col)='S';
        end
    end
end
else
    if vectorInt(6) > 100.0 % frecuencia cardiaca > 100
        if vectorInt(1) < 0.120
            % rutina arritmia supraventricular
            tipoASV =
arritmiasSupraV(vectorInt(6),vector(1),vectorInt(9),vectorInt(10),vectorInt(11),vectorInt(12));
            display(tipoASV);
            if tipoASV == 2 | tipoASV == 3
                totalesASV(col)='A';
            else if tipoASV == 4 | tipoASV == 5
                totalesASV(col)='V';
            end
        end
    end
    else
        if vectorInt(1) > 0.120
            totalesTaquicardiaV(col)='T';
        end
    end
end
else
    if vectorInt(6) < 60.0 % frecuencia cardiaca < 60
        totalesBradicardia(col)='B';
    end
end
end

```

Figura 4.18 Análisis de Bradicardia, Taquicardia y Arritmias Supraventriculares

```

##### Simulacion Red Neuronal #####
salidaRed2 = sim(net,vector');
for ii = 1:length(salidaRed2)
    if salidaRed2(ii) < 0
        salidaRed2(ii) = 0;
    else if salidaRed2(ii) > 1
        salidaRed2(ii) = 1;
    end
end
end
salidaRed3 = round(salidaRed2');
if salidaRed3 == normalL
    tipoLatido(col) = 'N';
    totales(1) = totales(1) +1;
else if salidaRed3 == lbbbL
    tipoLatido(col) = 'L';
    totales(2) = totales(2) +1;
else if salidaRed3 == rbbbL
    tipoLatido(col) = 'R';
    totales(3) = totales(3) +1;
else if salidaRed3 == apbL
    tipoLatido(col) = 'A';
    totales(4) = totales(4) +1;
else
    tipoLatido(col) = 'X';
    totales(5) = totales(5) +1;
end
end
end
end
display (round(salidaRed2'));
end

```

Figura 4.19 Clasificación de latidos NOR, LBBB, RBBB y APB

```

    alertaL = alertaLatidos(tipoLatidoT,'L'); % verifica si LBBB esta presente en 5 o mas
latidos consecutivos
    alertaR = alertaLatidos(tipoLatidoT,'R'); % verifica si RBBB esta presente en 5 o mas
latidos
    alertaA = alertaLatidos(tipoLatidoT,'A'); % verifica si APB esta presente en 5 o mas
latidos
    display(totalesBradicardia);
    alertaB = alertaLatidos( totalesBradicardia,'B'); % verifica si Bradicardia esta presente
en 5 o mas latidos
    display(totalesTaquicardiaV);
    alertaT = alertaLatidos(totalesTaquicardiaV,'T'); % verifica si Taquicardia esta presente
en 5 o mas latidos
    display(totalesASV);
    alertaAV = alertaLatidos( totalesASV,'AV'); % verifica si AVNRT esta presente en 5 o mas
latidos
    alertaTA = alertaLatidos( totalesASV,'TA'); % verifica si Taquicardia Auricular esta
presente en 5 o mas latidos
    display(totalesRS);
    display(alertaLatidos( totalesRS,'S')); % verifica si Ritmo Sinusal esta presente en 5 o
mas latidos

    if alertaL == 1 | alertaR == 1 | alertaA == 1 | alertaB == 1 | alertaT == 1 | alertaAV
== 1 | alertaTA == 1
        alerta = 1;
    else
        alerta = 0;
    end
    display('alerta');display(alerta);
else
    display('no hay la cantidad necesaria de latidos');

```

```

function [ salida ] = alertaLatidos( latidos, tipo )
contador = 1;
for k=2:length(latidos)
    if tipo == latidos(k-1) & latidos(k-1) == latidos(k)
        contador=contador+1;
    else if contador >=5
        ;
    else
        contador = 1;
    end
end
end
if contador >= 5
    salida = 1; % true
else
    salida = 0; % false
end

```

Figura 4.20 Generación de alertas

## **5 Pruebas y Análisis de Resultados del Modelo**

### **5.1 Introducción**

En este capítulo se evalúa la funcionalidad del modelo sensible al contexto descrito en los capítulos anteriores. Los módulos evaluados son el módulo de adquisición del ECG, módulo de localización, módulo de reconocimiento de posturas y módulo de razonamiento.

Las pruebas se realizaron con personas voluntarias que accedieron a realizar cada una de las pruebas necesarias, para probar la funcionalidad de cada módulo. En los siguientes apartados se muestran las pruebas realizadas y resultados obtenidos en cada uno de los módulos previamente mencionados.

### **5.2 Pruebas de funcionamiento del módulo de adquisición del ECG**

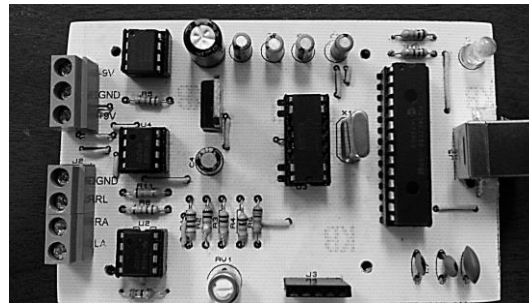
En esta sección se muestran las pruebas realizadas con el módulo de adquisición del ECG. Para poder adquirir la señal ECG es necesario realizar una secuencia de operaciones sobre dicha señal. En la mayoría de las aplicaciones y debido a la naturaleza propia de las señales, es necesario el hacer uso de señales analógicas, las cuales deben ser digitalizadas para poder ser procesadas por una computadora. Las etapas para poder adquirir y procesar la señal ECG son: adquisición de la señal, tratamiento de la señal, conversión analógica/digital y procesamiento de la señal.

La etapa de adquisición y acondicionamiento de la señal es realizada con electrodos de tipo T716 de TELEKTRODE para ECG con Hidrogel para adultos, como se puede apreciar en la figura 5.1. Estos electrodos pueden ser usados para pacientes en descanso, en ejercicio y/o monitoreo ambulatorio.



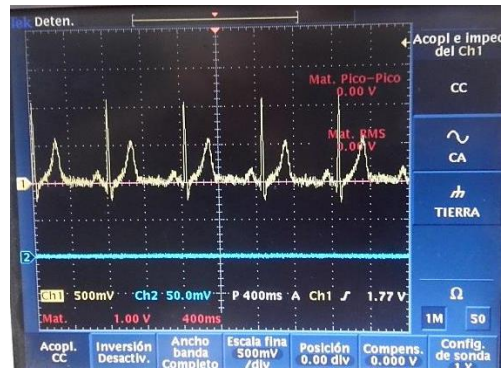
**Figura 5.1 Electrodo usado en la experimentación**

Una vez obtenida la señal analógica es necesario transformarla a formato digital para poder ser procesada por una computadora. El diseño del circuito electrónico para obtener la señal ECG, donde se ha considerado una derivación, se muestra en la figura 5.2. Este circuito incluye una etapa de amplificación, etapa de filtrado, etapa de aislamiento y una etapa de conversión analógica a digital.



**Figura 5.2 Circuito electrónico implementado para obtener la señal ECG**

En la figura 5.3 se muestra la señal ECG obtenida en tiempo real del circuito en su etapa analógica.

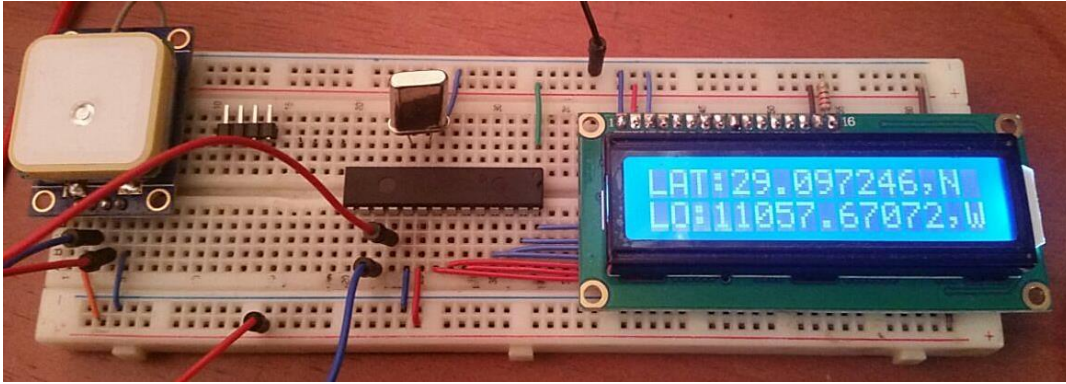


**Figura 5.3 Señal ECG obtenida en tiempo real**

La conversión analógica-digital de la señal ECG se realiza a través del microcontrolador PIC 18F2550. La tasa de muestreo es de 360 muestras por segundo, es decir, se realiza una conversión analógica a digital por parte del microcontrolador cada 2.77 milisegundos (ms). Una vez implementado el algoritmo en el microcontrolador se realizaron pruebas para verificar que la reconstrucción de la señal analógica sea correcta. Las pruebas se realizaron con un voluntario de 59 años, sano que no presenta anomalías cardíacas. Se conectó el circuito electrónico mostrado en la figura 5.2 al voluntario, los datos obtenidos fueron enviados de manera inalámbrica a la computadora para poder ser procesados. Los datos obtenidos fueron almacenados en archivos para poder ser visualizados por medio del programa Matlab y poder analizar la correcta reconstrucción de la señal ECG.

### **5.3 Pruebas de funcionamiento del módulo de Localización**

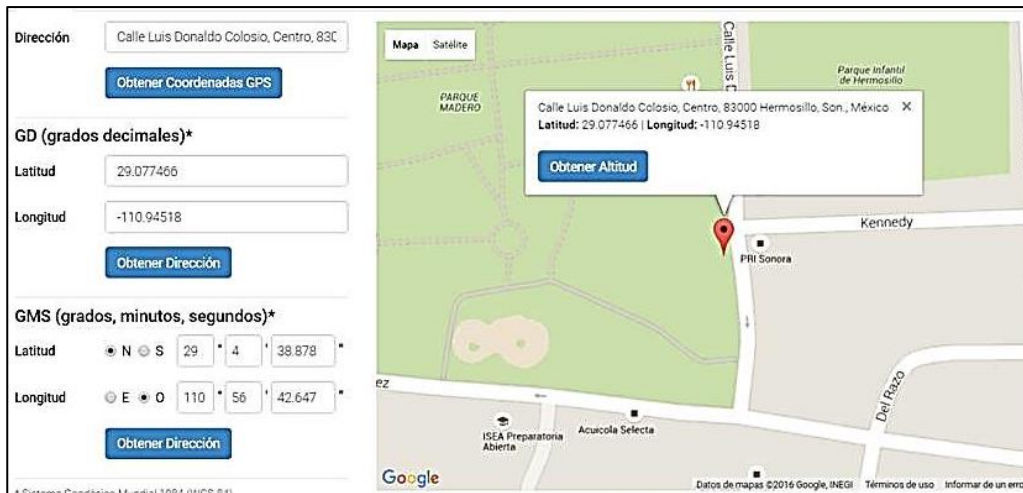
El módulo de localización tiene la finalidad de detectar la localización del paciente. Se utiliza el sensor GPS Neo-6M, el cual se encarga de obtener las tramas de datos provenientes de los satélites, posteriormente los datos son enviados al microcontrolador, para poder procesar los datos y obtener las coordenadas de latitud y longitud. En la figura 5.4 se muestra el circuito utilizado para realizar las pruebas del módulo de localización.



**Figura 5.4 Circuito para pruebas de Localización**

Para que el módulo GPS funcione correctamente deben de realizarse las pruebas en un ambiente abierto o cercano a la ventana para una correcta recepción de la señal. En la figura 5.4 se puede observar que la pantalla LCD muestra la latitud y la longitud, ya que son las variables más importantes para establecer el posicionamiento.

Para probar la funcionalidad se tomaron las coordenadas en 10 lugares diferentes. Una vez obtenidas las coordenadas se mapearon en Google Maps para verificar su ubicación. En la figura 5.5 se muestra el resultado de introducir las siguientes coordenadas; Latitud=29.079496 y Longitud=-110.67072.



**Figura 5.5 Resultado de dirección en Google Maps**

La dirección obtenida es Calle Luis Donaldo Colosio, Centro, 83000 Hermosillo, Son, México, dicha dirección corresponde al punto donde fueron tomadas las coordenadas previamente mencionadas. La tabla 5.1 muestra los resultados obtenidos en



cada una de las pruebas realizadas con el módulo de localización. Las direcciones son de la ciudad de Hermosillo, Sonora, México.

**Tabla 5.1 Pruebas obtenidas del módulo de Localización**

<b>Dirección</b>	<b>Coordenadas obtenidas</b>	<b>Dirección obtenida Google Maps</b>
Calles Morelia y Revolución	Latitud=29.079496 Longitud=-110.67072	Morelia y Revolución
L.D Colosio y Kennedy	Latitud=29.077466 Longitud=-110.94518	L.D. Colosio y Kennedy
Luis Encinas y Revolución	Latitud=29.082498 Longitud=-110949044	Luis Encinas y Revolución
Puebla Esquina Garmendia y Guerrero	Latitud=29.085428 Longitud=-110.954819	Puebla Esquina Garmendia y Guerrero
Yáñez y Nayarit	Latitud=29.094750 Longitud=-110.958607	Yáñez y Nayarit
Yáñez y Luis Encinas	Latitud=29.084652 Longitud=-110.957037	Yáñez y Luis Encinas
Horacio Soria Esquina con Colosio y Dr. Noriega	Latitud=29.080832 Longitud=-110.950015	Horacio Soria Esquina con Colosio y Dr. Noriega
No Relección y Horacio Soria	Latitud=29.076332 Longitud=-110.949600	No Relección y Horacio Soria
Quintana Roo y Reyes	Latitud=29.097246 Longitud=-110.961178	Quintana Roo y Reyes
Quinta Hermosa entre Quinta de las Canoras y Boulevard las Quintas	Latitud=29.081663 Longitud=-110.9906388	Quinta Hermosa entre Quinta de las Canoras y Boulevard las Quintas

Los resultados obtenidos en el módulo de localización muestran que cada una de las coordenadas leídas por el sensor GPS, corresponde a la dirección donde se tomaron cada una de las lecturas de coordenadas, por lo que el módulo está trabajando correctamente al obtener las coordenadas correspondientes a cada una de las direcciones.

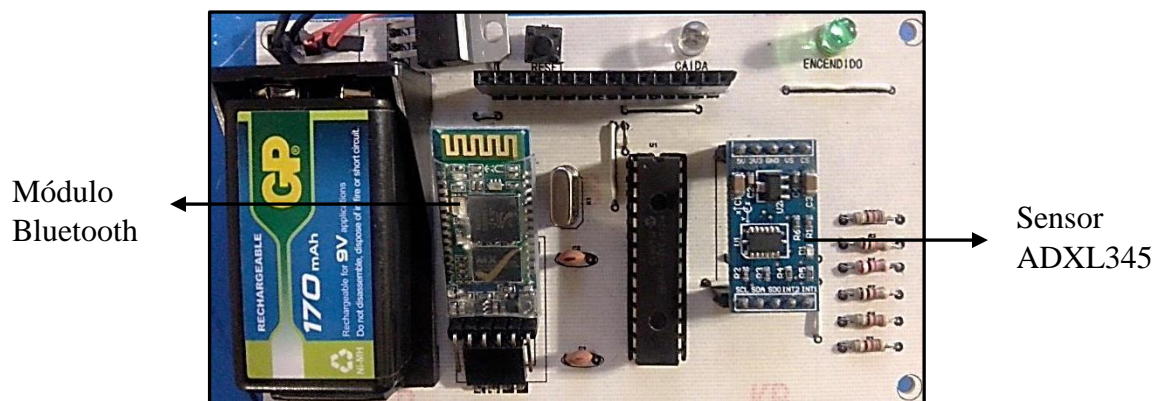
## 5.4 Pruebas de funcionamiento del módulo de reconocimiento de posturas y de caídas

Para la realización de las pruebas del reconocimiento de posturas y caídas ha sido necesaria la colaboración de voluntarios. En la tabla 5.2 se puede observar la relación de voluntarios con su correspondiente género, edad, peso y altura.

**Tabla 5.2 Datos de referencia de los voluntarios**

Voluntario	Género	Edad	Peso	Altura
1	F	78 años	64 Kg.	149 cm.
2	F	69 años	76 Kg.	160 cm.
3	F	15 años	48 Kg.	155 cm.
4	F	67 años	83 Kg.	157 cm.
5	F	35 años	52 Kg.	152 cm.
6	M	35 años	72 Kg.	172 cm.
7	M	24 años	87 Kg.	172 cm.
8	M	59 años	75 Kg.	175 cm.
9	M	32 años	96 Kg.	169 cm.
10	M	40 años	90 Kg.	170 cm.

Para la realización de las pruebas del módulo de posturas y caídas se desarrolló una tarjeta en circuito impreso, la cual se muestra en la figura 5.6.



**Figura 5.6 Circuito para pruebas de posturas y caídas con el sensor de aceleración y módulo bluetooth.**

El prototipo está conformado por el sensor de aceleración ADXL345, el microcontrolador PIC18F2550 y el módulo Bluetooth HC-06 para realizar la comunicación inalámbrica hacia la computadora y poder adquirir los datos de aceleración, para su posterior análisis.

Las pruebas realizadas se dividen en dos categorías:

1. Pruebas para posiciones estáticas
2. Pruebas en escenarios de caída

En secciones posteriores se describen cada una de las pruebas realizadas.

### **5.4.1 Requerimientos generales para las pruebas del módulo de posturas y caídas**

La finalidad de cada una de las pruebas es obtener formas de onda de aceleración típicas en diversas condiciones y escenarios. Estas formas de onda se emplean luego para discriminar o caracterizar cada tipo de evento, especialmente para determinar una postura estática, la cual es necesaria para poder realizar una lectura confiable de la señal ECG. Así mismo también es importante poder detectar una caída, la cual puede disparar una alerta de que ha ocurrido algún suceso con el paciente monitoreado.

Las consideraciones que se deben de tener en cuenta en las muestras de aceleración son descritas a continuación:

#### **5.4.1.1 Colocación y orientación del sensor**

Para la realización de las pruebas el sensor es colocado en el pecho de la persona. El sensor se sujeta mediante una faja flexible acondicionada para la realización de las pruebas y la toma de datos. En la figura 5.7 se muestra la colocación del circuito para el módulo de posturas. El eje Y se orienta longitudinalmente a lo largo de la persona, es decir paralelo a fuerza de gravedad. La persona puede avanzar a lo largo del eje Z del sensor, con la parte positiva del eje frente a ella. La parte positiva de eje X queda al lado derecho de la persona.

#### **5.4.1.2 Frecuencia de muestreo**

El sensor captura analógicamente la aceleración a una determinada tasa de muestreo, la cual debe de cumplir con el teorema de Nyquist. Es decir, la frecuencia de muestreo debe de ser por lo menos el doble de la máxima frecuencia de la señal de la

aceleración. De acuerdo a la hoja de datos del sensor, la frecuencia de muestreo es la misma tasa a la cual el sensor arroja los datos de salida y se encuentra entre 6.25 Hertz (Hz) y 3200Hz. En la literatura revisada, para las actividades de la vida diaria, incluyendo las caídas que sufre una persona, la frecuencia está en el orden de los 50 Hz. Por lo anterior se toma la frecuencia de muestreo de 100 Hz. Dado que el periodo de muestreo es la inversa de la frecuencia de muestreo resulta que las muestras se toman cada 10 ms, es decir, 100 muestras por segundo. Los datos arrojados por el sensor tienen un formato especial denominado complemento a dos con extensión de signo. El microcontrolador debe de interpretar correctamente los datos leídos y procesarlos correctamente. La aceleración consta de tres componentes X, Y, Z. Cada una de ellas contiene 2 bytes por eje, para esto, el microcontrolador se encarga de unir los dos bytes por ejes y obtener si es positivo o negativo. Posteriormente estos datos son enviados a la computadora por medio de comunicación serial y guardados en archivos para su posterior procesamiento en Matlab. Debido a que los componentes de cada eje fueron unidos previamente por el microcontrolador, los datos visualizados en la representación gráfica corresponden a 50 muestras por segundo aproximadamente.

#### **5.4.1.3 Comunicación con la PC**

Se realiza mediante un enlace serial RS-232 utilizando el módulo bluetooth HC-06 configurado a 8 bits de datos, un bit de START y un bit de STOP. La velocidad de transferencia es de 38400 bps.

#### **5.4.1.4 Visualización e interpretación de los datos**

Los datos son capturados en una computadora personal y guardados en archivos para posteriormente ser procesados en Matlab y obtener cada una de las gráficas de las pruebas realizadas.

Para interpretar los datos se toman en cuenta amplitud de la aceleración contra tiempo o número de muestras por segundo, que corresponden con las distintas etapas de las pruebas como caída libre, impacto, inamovilidad y estado de inicio, así como posturas estáticas.

#### 5.4.2 Pruebas para posiciones estáticas

Las pruebas para el reconocimiento de posturas estáticas que se muestran a continuación se realizaron con una persona voluntaria en su hogar. La persona es una mujer de 67 años, residente de la ciudad de Hermosillo, Sonora. Es una persona sana, realiza sus actividades diarias de manera normal. Para la realización de las pruebas colabora eficazmente en cada una de ellas. En la figura 5.7 se muestra la persona voluntaria con el módulo de posturas.



**Figura 5.7** Persona voluntaria con la faja con el circuito de posturas estáticas.

El desarrollo fue el mismo para cada experimento. La duración de cada prueba fue de unos 5 segundos aproximadamente. Se indicaron el inicio y término de cada prueba.

Las pruebas realizadas son las siguientes:

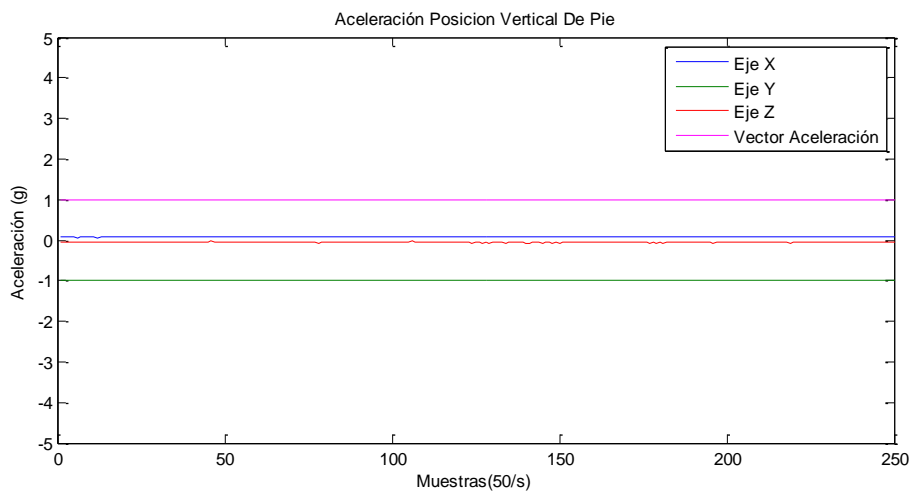
- Persona de pie
- Persona sentada

- Persona en posición inclinada hacia enfrente
- Persona en posición inclinada hacia atrás
- Persona en posición acostada

A continuación se muestran cada una de las pruebas realizadas.

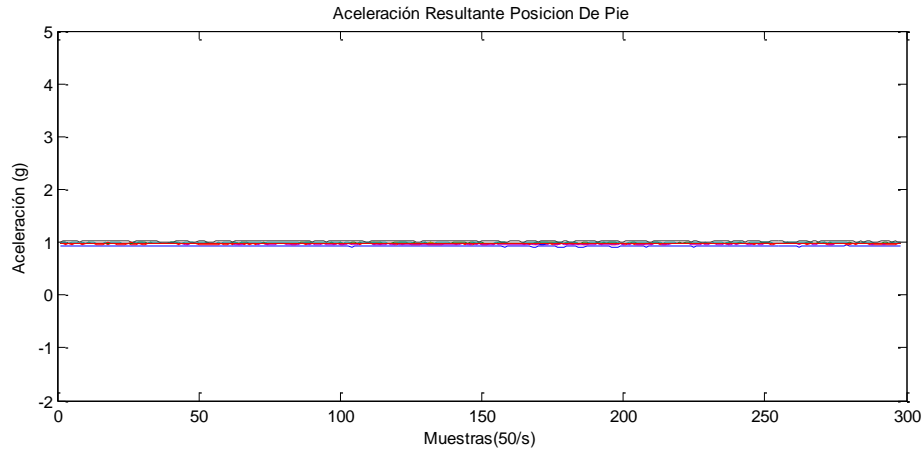
#### 5.4.2.1 Persona de pie

Como se puede apreciar en la figura 5.8, las aceleraciones en los ejes X y Z son casi nulas, existiendo solo la componente negativa en el eje Y, el cual corresponde a la aceleración estática de la gravedad. La magnitud de esta aceleración es de 1g, donde  $g = 9.8 \text{ m/s}^2$ , esto corresponde a la aceleración de todos los objetos cerca de la superficie de la tierra, se puede considerar como valor no nulo en el eje X (pero si próximo a cero), lo cual se debe a una ligera inclinación del sensor dentro de la faja donde se encuentra ubicado o por descalibración.



**Figura 5.8 Medición de aceleración estática con la persona de pie**

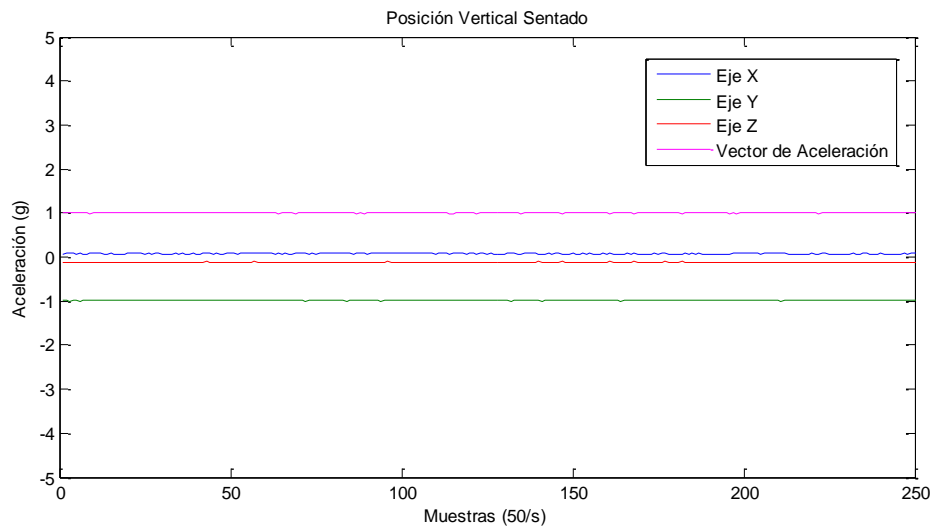
En la figura 5.9 se muestra la gráfica de la aceleración resultante de los voluntarios mostrados en la tabla 5.1. Se puede notar que la aceleración resultante de la posición de pie es aproximadamente 1g, lo cual indica que para determinar una postura estática de pie, no existe correlación de género, edad, peso y altura. Los ligeros cambios en el valor de aceleración resultante, son debido a la colocación de la tarjeta dentro de la faja en cada uno de los voluntarios o por una ligera diferencia en la postura vertical estando de pie.



**Figura 5.9** Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición de pie.

### 5.4.2.2 Persona sentada

En la figura 5.10 las aceleraciones en los ejes X y Z son casi nulas, existiendo solo la componente negativa en el eje Y, la cual corresponde a la aceleración estática de la gravedad. La magnitud de esta aceleración es 1g. Los valores distintos a cero de los ejes X y Z, son debido a una ligera inclinación del sensor dentro de la faja. Se puede notar que la posición sentada y de pie tienen los mismos valores de aceleración en cada uno de los ejes, así como la misma orientación de los ejes.



**Figura 5.10** Medición de aceleración estática con la persona sentada

En la figura 5.11 se muestra la gráfica de la aceleración resultante de los voluntarios mostrados en la tabla 5.2. Se puede notar que la aceleración resultante de la

posición sentada es aproximadamente 1g, lo cual indica que para determinar una postura estática sentado, no existe correlación de género, edad, peso y altura.

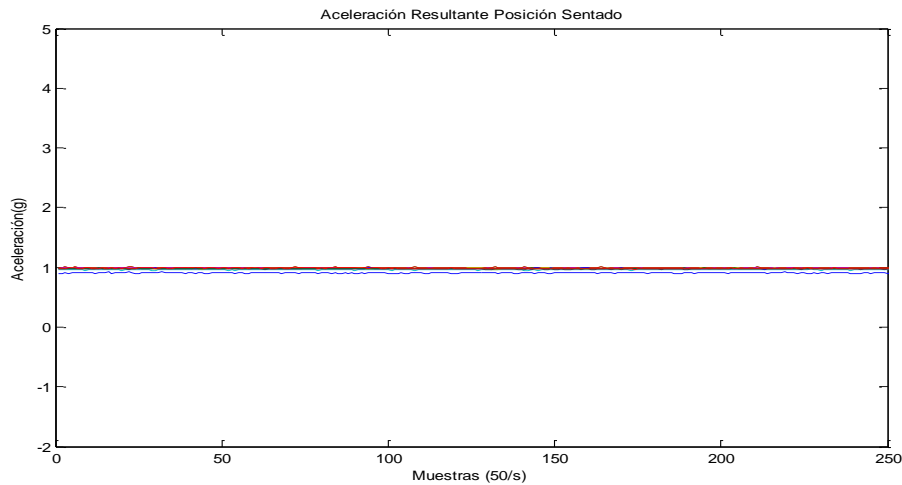


Figura 5.11 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición sentado.

#### 5.4.2.3 Persona con posición inclinada hacia enfrente

En la figura 5.12 las aceleraciones en los ejes Y, Z son próximas a -0.7g. El valor en el eje X es nulo, debido a que es perpendicular al eje de la gravedad. La resultante de la suma vectorial de todas las componentes de aceleración estática es siempre igual a 1g, sin importar la orientación del sensor, como se muestra en la gráfica. En esta posición la persona se ubica con el tronco formando un ángulo aproximado de 45° con respecto a la horizontal.

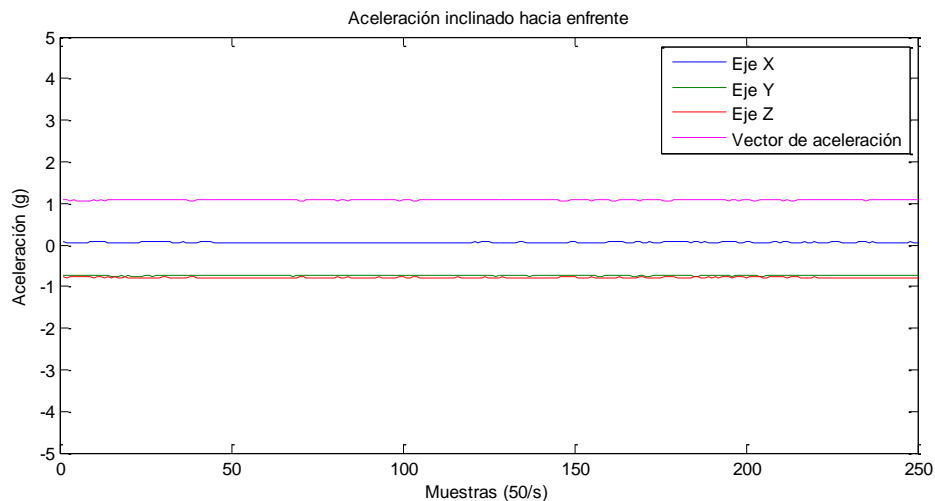
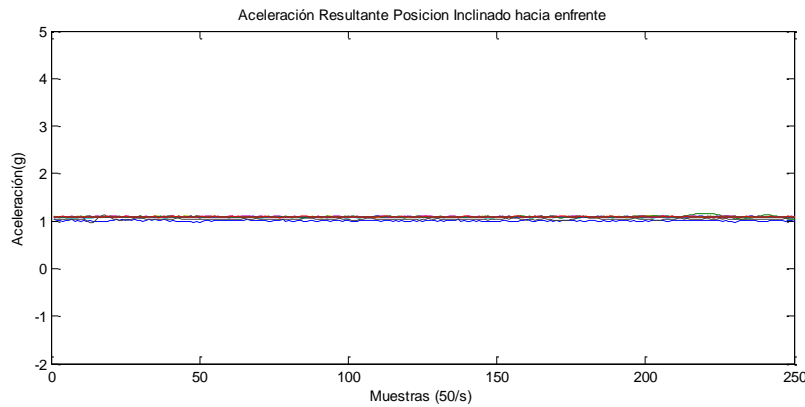


Figura 5.12 Medición de la aceleración estática con la persona inclinada hacia enfrente



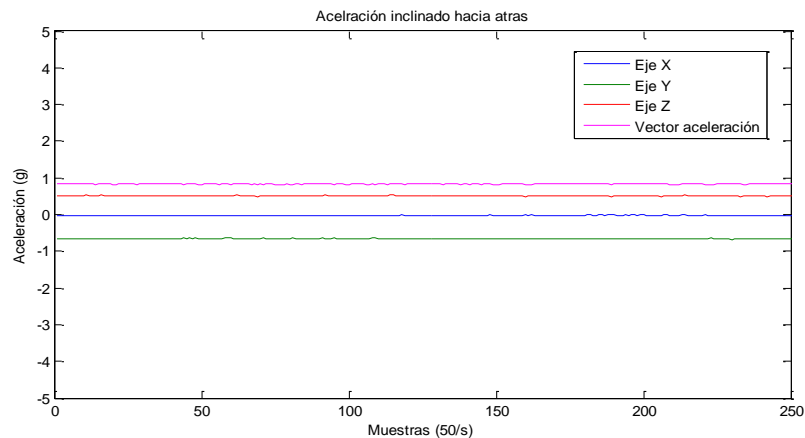
En la figura 5.13 se muestra la gráfica de la aceleración resultante de los voluntarios mostrados en la tabla 5.2. Se puede notar que la aceleración resultante de la posición inclinada hacia enfrente es aproximadamente 1g, lo cual indica que para determinar una postura estática inclinado hacia enfrente, no existe correlación de género, edad, peso y altura.



**Figura 5.13 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición inclinada hacia enfrente.**

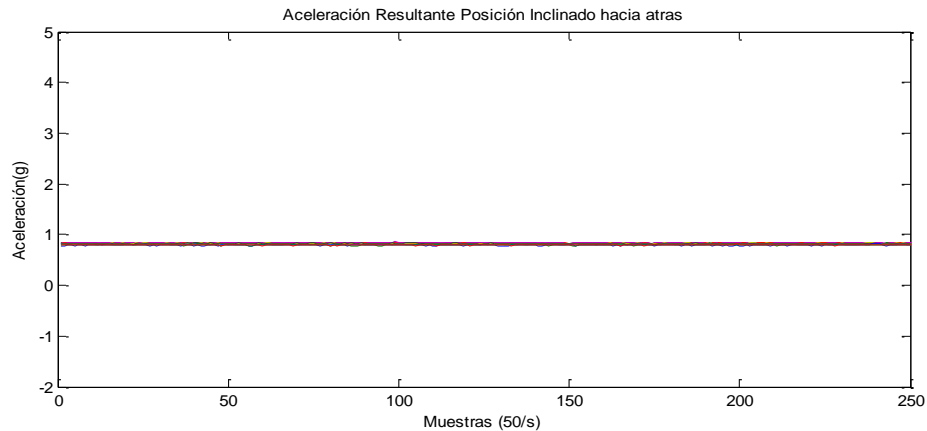
#### 5.4.2.4 Persona en posición inclinada hacia atrás

En la figura 5.14 la medición de la aceleración del eje Z es próxima a 0.7g y la aceleración en el eje Y es próxima a -0.7g. La aceleración en el eje X es nula, debido a que se encuentra perpendicular al eje de la gravedad. La magnitud del vector de la aceleración es 1g. Esta posición forma un ángulo de 45° con respecto a la vertical de los ejes Y, Z. Así mismo, esta posición inclinada hacia atrás puede facilitar las actividades de reposo o lectura.



**Figura 5.14 Medición de la aceleración estática con la persona inclinada hacia atrás.**

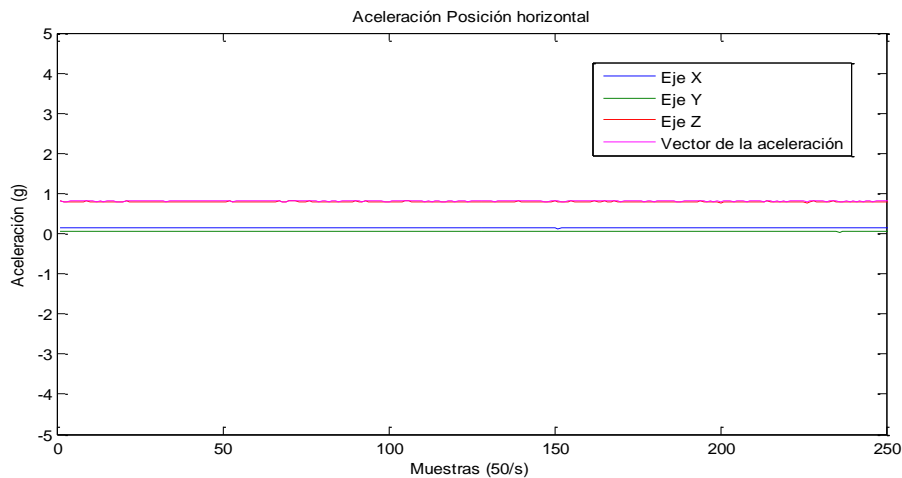
En la figura 5.15 se muestra la gráfica de la aceleración resultante de los voluntarios mostrados en la tabla 5.1. Se puede notar que la aceleración resultante de la posición inclinada hacia atrás es aproximadamente 1g, lo cual indica que para determinar una postura inclinada hacia atrás, no existe correlación de género, edad, peso y altura.



**Figura 5.15 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición inclinada hacia enfrente.**

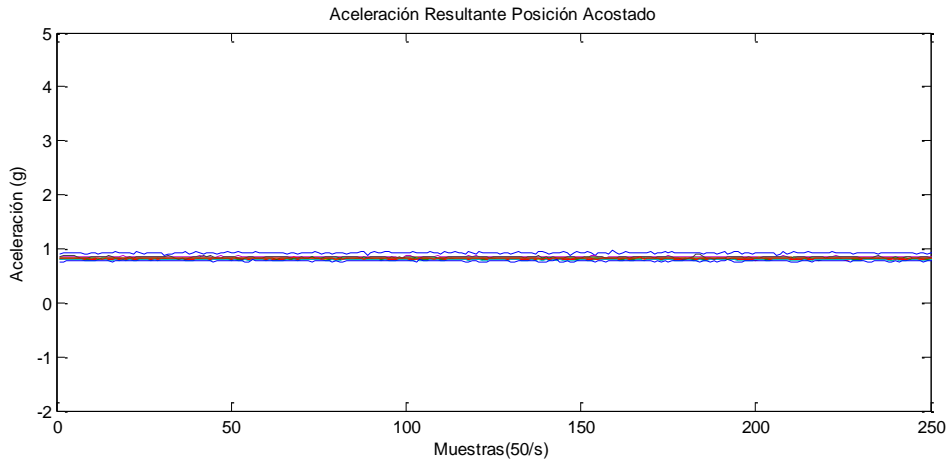
#### 5.4.2.5 Persona en posición acostada

En la figura 5.16 la medición de la aceleración en los ejes Y, Z es casi nula, ya que puede tener valores de aceleración debido a la inclinación del sensor dentro de la faja o de la persona. La aceleración en el eje Z es de 1g, debido a que el sensor se encuentra de manera horizontal con la parte positiva del eje Z hacia arriba. La resultante de la aceleración es 1g.



**Figura 5.16 Medición de la aceleración estática con la persona acostada**

En la figura 5.17 se muestra la gráfica de la aceleración resultante de cada uno de los 10 voluntarios mostrados en la tabla 5.2. Se puede notar que la aceleración resultante de la posición sentada es aproximadamente 1g, lo cual indica que para determinar una postura estática acostado, no existe correlación de género, edad, peso y altura.



**Figura 5.17 Aceleración resultante de los 10 voluntarios en posición inclinada hacia atrás**

### 5.4.3 Clasificación de posturas estáticas

Para obtener la clasificación de las posturas estáticas se verificaron cada una de las posturas: sentado o parado, inclinado y acostado. Las posturas estáticas fueron determinadas por medios de rango de ángulos. Los ángulos obtenidos para cada posición se muestran en la tabla 5.3.

**Tabla 5.3 Posición de la persona respecto al ángulo de inclinación**

Posición	Angulo de inclinación con respecto al eje vertical
0° - 30°	Parado o sentado
30° - 60°	Inclinado
60° - 90°	Acostado

Las pruebas se realizaron con un adulto de 34 años, peso de 72 Kg y 1.72 m. Cada evento se repitió 10 veces. La ubicación del circuito con el sensor es en el pecho de la persona. Se empleó una computadora con bluetooth para realizar las pruebas con el circuito, así mismo se verificó la correcta comunicación inalámbrica del circuito con la

computadora. Para verificar las pruebas se usó la métrica de Valor Predictivo Positivo o Precisión. El valor predictivo positivo se define como el número de veces que se ha interpretado correctamente la categoría considerada, dividido por el número total de veces que dicha categoría aparece en los resultados.

$$\text{Valor Predictivo Positivo} = \frac{VP}{VP + FP}$$

Dónde:

VP= Verdaderos Positivos

FP=Falsos Positivos

Los valores predictivos también pueden interpretarse como la probabilidad de que un caso sea positivo/negativo sabiendo que la prueba lo ha interpretado como positivo/negativo. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.4.

**Tabla 5.4 Resultados obtenidos del módulo de posturas estáticas**

	<b>Sentado o Parado</b>	<b>Inclinado</b>	<b>Acostado</b>	<b>Saltos-varios</b>	<b>Sentarse en una silla</b>	<b>VPP</b>
Sentado o Parado	10	0	0	0	0	100%
Inclinado	0	10	0	0	0	100%
Acostado	0	0	10	0	0	100%
Salto-varios	0	0	0	10	0	100%
Sentarse en una silla	0	0	0	0	10	100%

Se realizaron pruebas con diferentes umbrales en la resultante de la aceleración estática. De acuerdo a los resultados obtenidos, se demuestra que cuando el umbral resultante de la aceleración es 1.2 g, el sistema obtiene correctamente las posturas estáticas sentado o parado, inclinado y acostado.

Considerando que la finalidad del módulo de posturas estáticas es detectar si el paciente se encuentran en una postura estática para poder realizar una lectura confiable del ECG, el umbral de 1.2 g garantiza la detección de una postura estática correcta.

#### **5.4.4 Pruebas del módulo de caídas**

Las pruebas realizadas son las siguientes:

- Caer de espaldas estando de pie
- Caer verticalmente estando de pie
- Caída lateral desde una silla

El objetivo de estas pruebas, consiste en caracterizar el comportamiento de la aceleración e identificar la información que define una alerta.

##### **5.4.4.1 Características del experimento**

El desarrollo de las pruebas se llevó a cabo con una persona voluntaria en escenarios de caídas controlados. Al realizarse las pruebas con personas se utilizó un piso cubierto con foamy grueso (Etilvenilacetato) como medida de precaución, así como una colchoneta. Debe considerarse que el piso con foamy y la colchoneta pueden producir un ligero amortiguamiento disminuyendo con ello el impacto de la caída. Las muestras se toman de acuerdo a la duración de cada uno de los eventos de caída. Los datos obtenidos son guardados en archivos, para su posterior análisis e interpretación en Matlab.

A continuación se detallan las pruebas realizadas con una persona, el cual es un voluntario de 34 años de edad, estatura de 1.72 mts. Esta persona goza de buen estado físico y colabora eficazmente en la realización de cada una de las pruebas. El circuito electrónico está contenido dentro de la faja colocado en el pecho de la persona como se muestra en la figura 5.18.

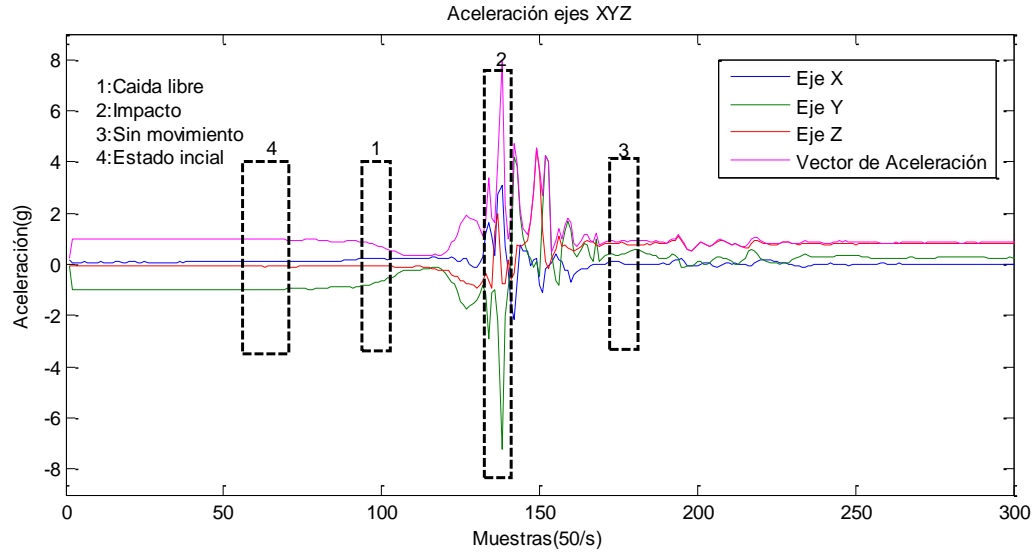


**Figura 5.18** Voluntario adulto para algunas pruebas de caída en escenarios controlados.

#### **5.4.4.2 Caer de espaldas estando de pie**

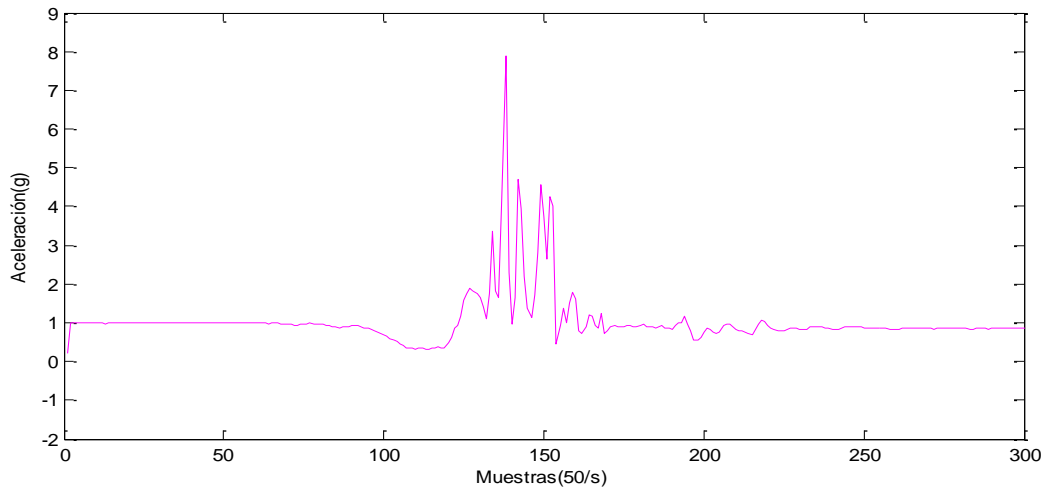
En la figura 5.19 se puede apreciar las medidas de la aceleración en cada uno de los ejes, así como el vector de aceleración. Se pueden observar cada una de las etapas típicas que definen una caída. El eje Y en estado inicial es igual a  $-1\text{ g}$ , ya que la colocación de sensor está orientado en sentido negativo con respecto al eje de gravedad. Los ejes X y Z en posición estática son casi nulos. Se puede observar que a partir del tiempo 1.8 seg. la aceleración desciende con valores cercanos a  $0\text{ g}$ , esta etapa es llamada caída libre. Posteriormente en el 2.8 segundos Se produce el pico de aceleración más alto con una aceleración de  $8\text{ g}$ , la cual es considerada la etapa de impacto. Posterior a la etapa de impacto, se puede visualizar una serie de rebotes, finalmente la persona queda en estado de reposo. Se puede observar que al sufrir una caída cambian de orientación el eje Y con valores cercanos a cero y el eje Z paralelo al eje de aceleración con valor cercano a  $1\text{ g}$ .

La duración de todo el evento de una caída, incluida cada una de las 4 etapas, es de aproximadamente de 2 segundos, medidos entre el instante en que la aceleración empieza descender y el instante final de reposo.



**Figura 5.19** Medición de la aceleración en los ejes XYZ y resultante al caer de espaldas estando de pie.

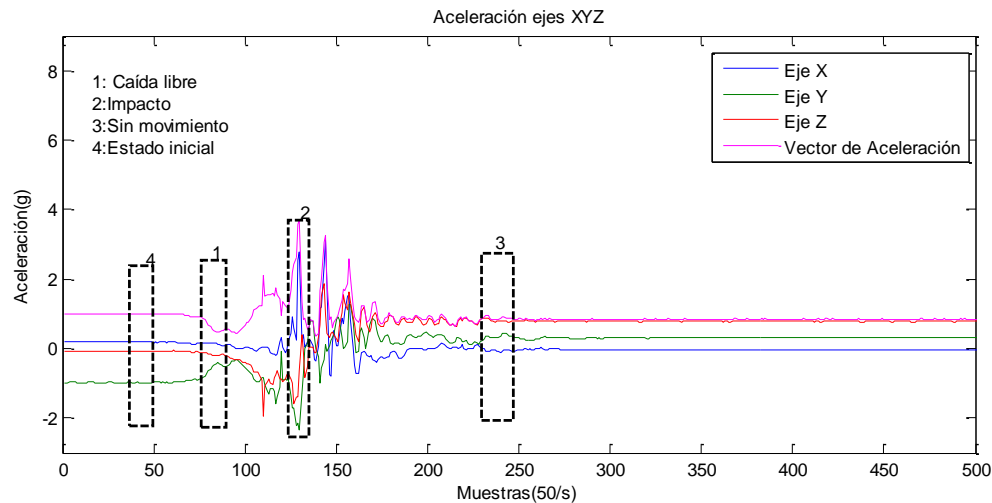
En la figura 5.20 se puede apreciar la resultante de la aceleración al caer de espaldas estando de pie. Se puede observar de una manera más clara cada una de las etapas típicas que conforman una caída. Se puede ver el pico de aceleración del impacto al chocar contra el piso al momento de caer.



**Figura 5.20** Resultante de la aceleración al caer de espaldas estando de pie.

### 5.4.4.3 Caer verticalmente estando de pie

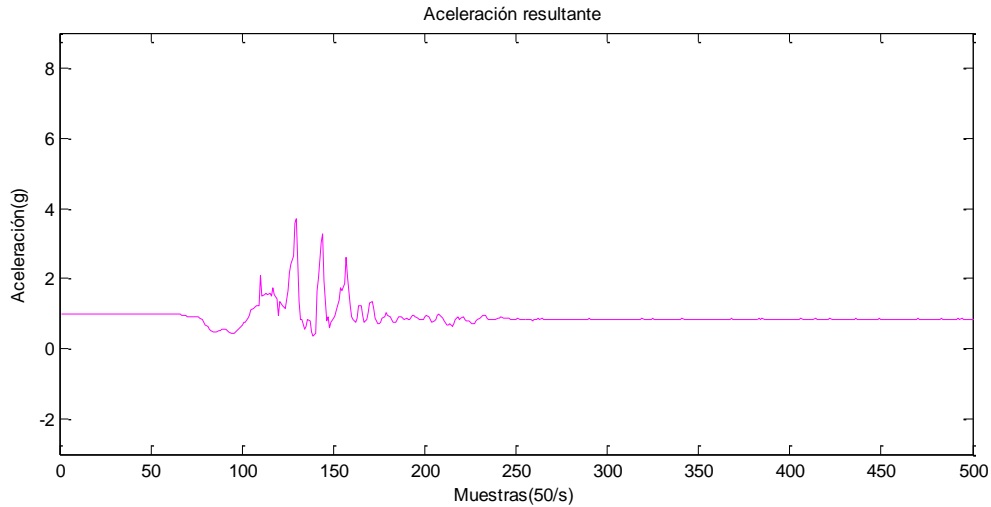
En la figura 5.21 se muestran los resultados obtenidos con el voluntario utilizando el piso de foamy para la caída desmayado estando de pie. Se observa un lapso de unos 500 ms durante el cual la aceleración desciende hasta 0.5 g, esto corresponde a la etapa de caída libre. Posteriormente se observa el pico de impacto cercano a 4 g. Luego se observan algunos rebotes para finalmente quedar en estado de reposo. Se puede observar que la orientación de los ejes Z, Y cambian de orientación, es decir la posición inicial es diferente a la inicial.



**Figura 5.21** Medición de la aceleración en los ejes X, Y, Z y resultante al caer desmayado de pie.

En la figura 5.22 se puede apreciar la resultante de la aceleración al caer verticalmente estando de pie. Se observa de una manera más clara cada una de las etapas típicas que conforman una caída. Se puede ver el pico de aceleración del impacto al chocar contra el piso al momento de caer, el cual es cercano a 4 g.

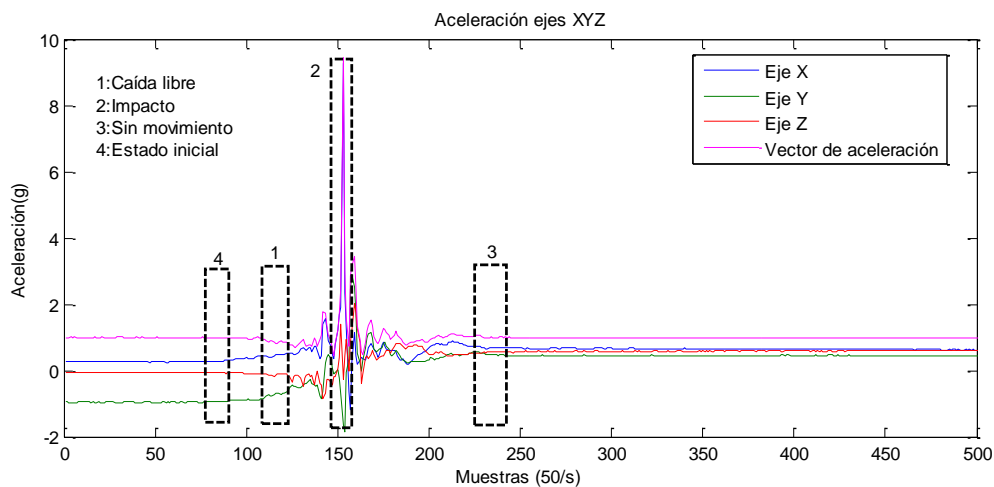




**Figura 5.22 Resultante de la aceleración al caer desmayado de pie.**

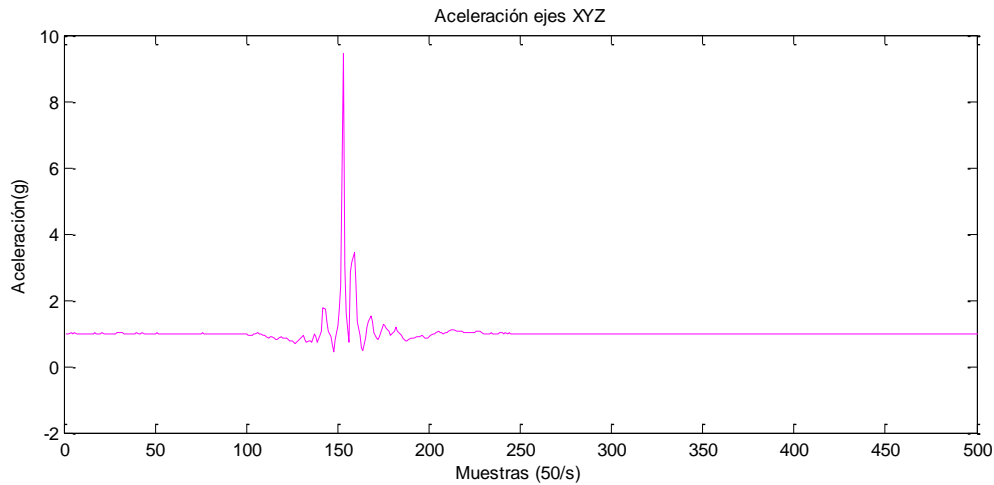
#### 5.4.4.4 Caída lateral desde una silla

En la figura 5.23 se muestran los resultados obtenidos con el voluntario para la caída lateral desde una silla. Se observa que a partir de los 2.5 seg. la aceleración descende y se presentan los primeros rebotes, para posteriormente presentarse un pico de aceleración cercano a 10 g. Posteriormente se observa rebotes, esto debido a la colchoneta que se utilizó, para finalmente quedar en estado de reposo. El tiempo entre el inicio de la caída y la posición sin movimiento es de unos 2 seg.



**Figura 5.23 Medición de la aceleración en los ejes X, Y, Z y resultante al caer lateralmente desde una silla.**

En la figura 5.24 se aprecia la resultante de la aceleración al caer lateralmente desde una silla. Se observa de una manera más clara cada una de las etapas típicas que conforman una caída. Se puede ver el pico de aceleración del impacto al chocar contra el piso al momento de caer, el cual es cercano a 10 g.



**Figura 5.24 Resultante de la aceleración al caer lateralmente desde una silla**

#### 5.4.4.5 Análisis de resultados del módulo de caídas

Las pruebas realizadas del módulo de caídas tienen como objetivo determinar cuándo se debe generar una alerta por alguna caída detectada por el módulo de caídas.

De acuerdo al análisis de señales obtenidas en los diferentes eventos de caída detectados, los parámetros que definen el evento de una caída son:

1. Aceleración mínima al momento de descender en la etapa de caída libre.
2. Duración de la etapa de caída libre.
3. Pico de aceleración en la etapa de impacto
4. Duración del pico de aceleración
5. Duración de la etapa de reposo
6. Posición inicial diferente a la posición final, considerando una caída estando de pie o posición sentado.

Las pruebas se realizaron bajo escenarios de caídas controladas con una persona voluntaria adulta, como se describió previamente. Éstas consistieron en verificar la recepción de un falso o positivo desde el dispositivo electrónico de manera inalámbrica a la computadora cuando se detectará un evento de caída. Cada evento se repitió 10 veces. Se realizaron pruebas para distintos valores de aceleración pico. En la tabla 5.5, se muestran los resultados obtenidos.

**Tabla 5.5 Resultados del módulo de caídas.**

	<b>Caída de espaldas</b>	<b>Caída lateral desde una silla</b>	<b>Caída vertical estando de pie</b>	<b>Sentarse en una silla</b>	<b>Acostarse</b>	<b>Levantarse de una cama</b>	<b>Otro</b>	<b>VPP</b>
<b>Caída de espaldas</b>	8	0	0	0	0	0	2	80%
<b>Caída lateral desde una silla</b>	0	7	0	0	0	0	3	70%
<b>Caída vertical estando de pie</b>	0	0	9	0	0	0	1	90%

Los resultados muestran que con los umbrales de impacto a 2g, caída libre a 0.75g y reposo a 0.4g, el sistema detecta como eventos de caídas de espaldas un 80%, caída desde una silla 70% y caída vertical estando de pie un 90%. Es importante mencionar que al realizar pruebas de caídas en un escenario controlado, la persona voluntaria se encuentra en un estado de consciencia, lo que puede influir en la etapa de reposo al detectar movimientos involuntarios por parte de la persona e influir directamente en la detección correcta de una caída. Así mismo, los valores de umbrales utilizados en el algoritmo de detección de caídas, son valores obtenidos en base a una investigación

previa en la etapa del estado del arte. Otro factor que influye en la no detección de una caída es el tipo de suelo, ya que al utilizar una colchoneta y piso con foamy, éstos ocasionan una etapa de amortiguamiento después de la etapa de impacto. Por los anteriores motivos, resulta pertinente realizar pruebas con un monigote para poder obtener umbrales de aceleración de cada una de las etapas, así como los tiempos de duración de cada una de ellas, esto con la finalidad de obtener una validación de la detección de caídas lo más cercana al 100% de predicción positiva.

### 5.5 Pruebas de funcionamiento del módulo de razonamiento

Para generar las alertas se han considerado las reglas presentadas en el capítulo 3 en la sección 3.3.3, en la figura 5.25 se muestra un diagrama del flujo donde se tienen los procesos que se realizan para generar las alertas codificadas. La alerta general que incluye las alertas de los sensores biomédicos, así como las variables de contexto. En el bloque denominado Codificación Alerta se codifican las alertas derivadas de los sensores biomédicos; oximetría, presión arterial y ECG. Asimismo, se incluye la variable de contexto de caída.

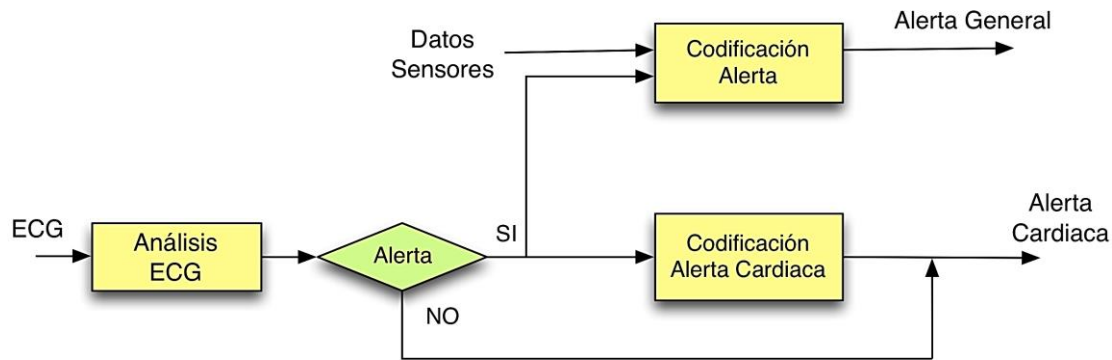


Figura 5.25 Diagrama de flujo para la codificación de alertas

En la tabla 5.6 se muestran los códigos para las alertas derivadas de los sensores biomédicos y de contexto. En la tabla 5.7 se tienen los códigos para las alertas de anomalías cardíacas, los cuales se usan en el proceso Codificación Alerta Cardíaca.

**Tabla 5.6 Códigos para alerta general**

Tipo Alerta	Código Binario	Código Decimal
Hipertensión	00001	1
Hipotensión	00010	2
Hipoxia	00100	4
Caída	01000	8
Anomalia Cardiaca	10000	16

**Tabla 5.7 Códigos para alerta anomalía cardiaca**

Tipo Alerta	Código Binario	Código Decimal
Bloqueo rama izquierda	0000000001	1
Bloqueo rama derecha	0000000010	2
Bloqueo APB	0000000100	4
Bradicardia	0000001000	8
Bradicardia Extrema	0000010000	16
Taquicardia Ventricular	0000100000	32
Taquicardia Extrema	0001000000	64
Taquicardia Auricular	0010000000	128
AVNRT	0100000000	256
QTc Prolongado	1000000000	512

En la figura 5.26 se muestra la función para llevar a cabo la codificación de la alerta general, se puede apreciar que se considera la existencia de la alerta de anomalía cardiaca, la cual si existe, también es enviada de manera separada.

```
// reglas para alerta general
int codificaAlerta(struct lecturaPuerto &registro)
{
    int alerta = 0;
    // regla 1 Hipertension
    if (registro.presionS >= 210 && registro.presionD >= 120)
        alerta = alerta | 1;
    // regla 2 Hipotension
    if (registro.presionS <= 70 && registro.presionD <= 50)
        alerta = alerta | 2;
    // regla 3 Hipoxia
    if (registro.spo2 < 90)
        alerta = alerta | 4;
    // regla 4 Caída
    if (registro.caída == 1)
        alerta = alerta | 8;
    // regla 5 Arritmia
    if (alertaCardiaca == 1) // la alerta cardiaca depende del proceso de
    ClasificacionArritmias
        alerta = alerta | 16;
}
```

**Figura 5.26 Función para codificar la alerta general**

Para realizar la experimentación se generaron de manera aleatoria los datos de entrada para las variables; presión sistólica, presión diastólica, spo2, caída y anomalía cardiaca. Algunos de estos datos son mostrados en la tabla 5.8, así mismo se presentan los resultados de la codificación en la columna denominada Alerta General. Los datos marcados en color amarillo se refieren a los datos que tienen una alerta individual.

**Tabla 5.8 Datos generados de manera aleatoria y la alerta general codificada**

Presión Sistólica	Presión Diastólica	Oximetría (spo2)	Caída	Alerta Cardíaca	Alerta General
103	66	12	1	1	28
166	129	34	0	1	20
71	32	5	0	0	4
157	121	80	0	0	4
166	131	83	1	0	12
237	201	76	0	0	5
136	98	55	1	0	12
173	137	68	1	0	12
268	233	0	1	0	13
201	164	53	0	0	4
126	87	58	1	0	12
62	26	50	0	0	6
159	120	51	1	1	28
226	188	0	1	1	29
55	20	56	0	1	22
214	177	21	1	0	13
156	117	26	1	1	28
84	45	47	0	1	20
277	241	81	0	1	21
295	260	44	1	1	29
148	111	45	1	0	12
268	231	87	0	0	5
108	70	25	1	0	12
140	102	49	1	0	12

Cuando sucede una alerta se realiza el envío de los datos en una estructura como se mencionó en el capítulo 3, en la sección 3.3.4. Ya que la arquitectura usada para el sistema es orientada a servicios, se ha construido un servidor de servicios bajo el protocolo SOAP, el cual usa documentos XML para el envío de los datos, en la figura 5.27 se muestra la estructura de datos que se construye una vez que se ha generado una alerta o cuando se ha realizado un requerimiento de los datos.

```
<soapenv:Envelope xmlns:soapenv="http://schemas.xmlsoap.org/soap/envelope/" xmlns
  <soapenv:Header/>
  <soapenv:Body>
    <wsft:WS_AlmacenarEvento>
      <wsft:idP>1</wsft:idP>
      <!--Optional:-->
      <wsft:ecg>cid:341684779824</wsft:ecg>
      <wsft:tipoEvento?</wsft:tipoEvento>
      <wsft:fc>60</wsft:fc>
      <wsft:rc>60</wsft:rc>
      <wsft:caida>1</wsft:caida>
      <wsft:postura>2</wsft:postura>
      <wsft:latitud>89.95</wsft:latitud>
      <wsft:longitud>35.67</wsft:longitud>
      <wsft:spo2>12</wsft:spo2>
      <wsft:presionD>66</wsft:presionD>
      <wsft:presionS>103</wsft:presionS>
      <wsft:alerta>28</wsft:alerta>
      <wsft:alertaCardiaca>1</wsft:alertaCardiaca>
    </wsft:WS_AlmacenarEvento>
  </soapenv:Body>
</soapenv:Envelope>
```

Figura 5.27 Estructura para el envío de los datos

## 5.6 Análisis de resultados del modelo

En esta sección se analizan los resultados obtenidos del modelo sensible al contexto. El principal objetivo del modelo es que los pacientes ambulatorios con anomalías cardíacas reciban un adecuado monitoreo y como consecuencia un mejor cuidado en sus actividades diarias a través de la integración de las diferentes variables fisiológicas y de contexto. De los resultados obtenidos en la experimentación se puede establecer lo siguiente:

- Se desarrolló un módulo de posturas el cual permite conocer la actividad estática o dinámica del paciente. Esta variable de contexto resulta muy importante, ya que para poder realizar una lectura confiable de la señal ECG, se requiere que el paciente se encuentre en estado de reposo, de tal manera que los resultados obtenidos con respecto a la variable de contexto



de posturas permite definir si se está en reposo; en caso de no estarlo se notifica al paciente a través de una alarma auditiva o visual (señal luminosa) para que se alcance ese estado, cuando el paciente está en estado de reposo se realiza la lectura de la señal ECG.

- Así mismo, con la información generada del módulo de posturas en la experimentación, se puede determinar la actividad física del paciente, es decir, si en el monitoreo hecho durante el día se encontró en posición estática y no registro ninguna actividad dinámica, por ejemplo, caminar, el sistema puede generar una recomendación al paciente para realizar alguna actividad física, la cual dependerá de su historial clínico. Como se establece en [52], “Los beneficios evidentes del ejercicio físico empleados como medida de prevención primaria y secundaria en la cardiopatía isquémica se han señalado en diversas publicaciones. También se han publicado efectos favorables del entrenamiento físico empleado como parte de un programa de rehabilitación cardiaca en lo referente a calidad de vida, morbilidad y mortalidad en pacientes con enfermedad de las arterias coronarias y otras enfermedades cardiovasculares. Para lograr tales efectos beneficiosos, es necesario que se cumplan los principios fundamentales del entrenamiento físico, y la intensidad de los ejercicios es un factor esencial. Actualmente se considera que mantener y promover la salud cardiovascular requiere realizar ejercicios aeróbicos de intensidad moderada un mínimo de 30 min cinco días a la semana o de intensidad vigorosa 20 min tres veces por semana. Puede considerarse el empleo de ejercicios isométricos o de resistencia aun en pacientes con insuficiencia cardiaca debidamente seleccionados y supervisados”.
- Los resultados obtenidos en el módulo de posturas nos muestra que es posible detectar de manera precisa una caída, si este hecho sucede, y el paciente se encuentra en casa con el cuidador, se puede notificar al cuidador de un posible desmayo o tropiezo por parte del paciente. Esta variable de contexto permite producir una recomendación del sistema para que el cuidador realice primeros auxilios al paciente en caso de un tropiezo, o

seguir el protocolo de ayuda correspondiente, por ejemplo para un desmayo, o solicitar ayuda a un servicio de emergencias porque se trata de un síncope cardiaco.

- Con la integración de las variables de contexto de localización y de actividad, específicamente posturas, si el paciente se encuentra solo en casa y tiene una caída, se notificará al familiar y/o cuidador, asimismo a la central hospitalaria, para que en base al análisis de los datos por parte del especialista, se proceda al envío de una ambulancia en caso de ser necesario al domicilio obtenido a través de la variable de contexto de localización.
- El resultado de medir la variable fisiológica de presión arterial y la variable de saturación de oxígeno, nos permite considerar los siguientes casos:
  - La variable fisiológica como presión arterial alta se considera importante ya que las enfermedades del corazón están relacionadas con la hipertensión arterial y esta aumenta el riesgo de tener un ataque al corazón. Por lo que si se registran niveles altos de presión arterial, dentro de los rangos altos normales, es posible generar recomendaciones de cambios de hábitos como por ejemplo, alimentación baja en sodio, grasas, actividad física, etc. Si se detecta presión arterial alta grave adicional a otras variables críticas, como la alerta cardiaca, se realiza el envío de una ambulancia por parte de la central hospitalaria al domicilio obtenido a través de la variable de contexto de localización.
  - La hipotensión arterial varía de una persona a otra. Cuando existe una caída en la presión, significa que el cerebro, el corazón, no reciben suficiente sangre. Una hipotensión grave puede ser debido a varias cosas, entre ellas un ataque al corazón. En caso de hipotensión, se darán recomendaciones al cuidador, como recostar o sentar al paciente de inmediato. Otra de las recomendaciones es levantar los pies del paciente por encima del corazón. Dependiendo de los niveles de hipotensión, será conveniente tratar al paciente, o acudir de inmediato al hospital.

- La saturación de oxígeno en la sangre o hipoxia son causados frecuentes por enfermedades que afectan los pulmones y el corazón. Una cantidad de oxígeno en la sangre baja puede ser consecuencia de un ataque al corazón, por lo cual se deberá de recomendar el envío de una ambulancia por parte de la central hospitalaria.
- En nuestra experimentación se ha obtenido la viabilidad de integrar las variables de contexto y fisiológicas que se han registrado en el monitoreo del paciente. Esto permite enviarlas y almacenarlas en una base de datos, lo cual genera un historial clínico. El análisis de estos datos pueden ayudar al especialista, realizar recomendaciones al paciente y familiares, para modificar los hábitos de vida y tomar las medidas precautorias para mejorar la calidad de vida del paciente. Los datos como nombre, peso, edad, teléfono, entre otros, forman parte de la variable de contexto de identidad, la cual permite identificar al paciente. De esta manera, también se asigna una identificación al dispositivo de adquisición de contexto que se encuentra en el domicilio del paciente.

Lo anterior nos muestra la importancia de obtener de diversas fuentes, la información de contexto de sentido y la información fisiológica. Ya que su integración permite generar diversas alertas, distribuir esa información a las personas interesadas en adquirirla como es el especialista, los familiares, el cuidador y el mismo paciente. Con la información de contexto se pueden generar una serie de recomendaciones y/o acciones para los diferentes actores, lo cual ayuda a mejorar la calidad de vida de los pacientes ambulatorios con anomalías cardíacas.

## 6 Conclusiones y recomendaciones

El desarrollo de este trabajo nos ha permitido probar que un modelo sensible al contexto puede ser soporte de un sistema inteligente de monitoreo remoto de eventos cardiacos para pacientes de tipo ambulatorio, con lo cual, dichos pacientes pueden recibir un adecuado monitoreo y como consecuencia un mejor cuidado en sus actividades diarias, por lo tanto, se han considerado las siguientes conclusiones y recomendaciones.

### 6.1 Conclusiones

El modelo sensible al contexto se diseñó bajo en enfoque de ciclo de vida de contexto, el cual consta de cuatro fases: adquisición de contexto, modelado de contexto, razonamiento de contexto y difusión de contexto. El modelo permite agregar funcionalidades de contexto y fisiológicas al sistema inteligente de monitoreo remoto de eventos cardiacos para pacientes de tipo ambulatorio. Las funcionalidades que se consideran son la localización geográfica del paciente, el reconocimiento de posturas y detección de caída, así como otros signos diferentes al ECG, como saturación oxígeno en la sangre y presión arterial. Para cada una de las funcionalidades se realizaron las pruebas necesarias para evaluar su implementación.

El modelo está compuesto por módulos, de los resultados obtenidos para cada uno ellos se describen las conclusiones a continuación:

- Se desarrolló un módulo de adquisición de la señal de ECG de bajo costo, esto con la finalidad de integrar la señal de ECG con las otras funcionalidades del modelo. La experimentación se realizó con un voluntario sano. Los resultados de la señal obtenida muestran la visualización de la señal ECG, donde se visualizan claramente el complejo QRS, la onda P y T. Estos eventos son usados para la detección de anomalías cardiacas.
- El módulo de posturas permite conocer la actividad física del paciente. Este módulo permite detectar posturas estáticas como estar sentado, parado, acostado, así como la detección de una caída. De acuerdo a los resultados obtenidos, el módulo discrimina una postura estática de una dinámica, así como la detección de caídas. Con la información obtenida de este módulo permite realizar una

lectura confiable de la señal ECG, el paciente debe de encontrarse en estado de reposo; en caso de que el paciente no se encuentre en estado de reposo se notifica al paciente por medio de una señal auditiva o visual (luminosa). Así mismo, se puede determinar la actividad física del paciente, es decir, si el monitoreo hecho durante el día registro poca actividad dinámica, por ejemplo, caminar, el sistema puede generar una recomendación al paciente para realizar alguna actividad física, la cual dependerá de sus historial físico. En lo que refiere a la detección de una caída permite producir una recomendación del sistema para que el cuidador realice primeros auxilios al paciente en caso de un tropiezo o seguir un protocolo de ayuda correspondiente, o solicitar ayuda a un servicio de emergencias.

- La variable de contexto de localización permite conocer el domicilio del paciente. Los resultados obtenidos de acuerdo a las pruebas realizadas arrojan una detección correcta de la ubicación geográfica. La integración de esta variable de contexto de localización y de la actividad, específicamente posturas, permite emitir una alerta en caso de alguna caída y se notifica al familiar y/o cuidador, así mismo a la central hospitalaria, de tal manera que se pueda dar auxilio al paciente.

La integración de información de contexto y fisiológica, permite generar diversas alertas, distribuir esa información a las personas interesadas en adquirirla como es el especialista, los familiares, el cuidador y el mismo paciente. Con dicha información se puede generar una serie de recomendaciones y/o acciones para los diferentes actores, lo cual ayuda a mejorar la calidad de vida de los pacientes ambulatorios con anomalías cardíacas.

### **6.2 Recomendaciones**

- Debido a que no se pudieron adquirir a tiempo los sensores para las variables fisiológicas de presión arterial y de saturación de oxígeno, no se realizó la experimentación. Se considera importante completar la implementación de esta funcionalidad y la realización de pruebas, ya que permite considerar diferentes casos que están relacionados con las enfermedades del corazón. En el caso de la presión arterial alta aumenta el riesgo de tener un ataque al corazón. Esta información permite considerar recomendaciones en los cambios alimentación y

de ejercicio. Por otro lado una presión baja o hipotensión puede ser debido a varias cosas, entre ellas un ataque al corazón, dependiendo de los niveles de hipotensión, será conveniente tratar al paciente, o acudir de inmediato al hospital. En lo que refiere a la saturación de oxígeno en la sangre, una baja saturación o hipoxia grave puede ser consecuencia de un ataque al corazón, por lo cual se deberá de recomendar el envío de una ambulancia por parte de la central hospitalaria.

- Se recomienda realizar pruebas con un monigote para la detección de caídas, ya que la experimentación se realizó con un voluntario simulando caídas en escenarios controlados. Lo anterior con el objetivo de obtener una validación en la detección de caídas lo más cercana al 100% de predicción positiva, ya que factores como el tipo de suelo y la consciencia del voluntario pueden interferir en los umbrales de tiempo y aceleración en la detección de una caída.
- Se sugiere incorporar al modelo un procedimiento para generar el recordatorio al paciente en la toma de medicamentos, lo cual se considera importante para mantener un registro de la toma de medicamentos.
- Se recomienda integrar cada uno de los módulos de localización, reconocimiento de posturas, adquisición de la señal de ECG, modulo para la adquisición de señales biomédicas diferentes al ECG en un solo dispositivo utilizando tecnología SMD (dispositivos electrónicos de montaje superficial), esto para reducir el tamaño del prototipo electrónico de adquisición de contexto.
- Finalmente, se recomienda realizar pruebas de funcionamiento una vez integrado cada una de las funcionalidades en un solo dispositivo electrónico.

## 7 Bibliografía

- [1] INEGI, «Estadística a propósito del día de muertos,» 2013. [En línea]. Available: <http://www.inegi.org.mx/inegi/contenidos/espanol/prensa/Contenidos/estadisticas/2013/muertos26.pdf>. [Último acceso: 20 Noviembre 2014].
- [2] C. Rose y M. Serna, «Procesamiento del Electrocardiograma para la detección de cardiopatías,» de *Memoria del encuentro Nacional de Computación*, Ocotlán, Oaxaca, 2014.
- [3] J. Hoey, X. Yang, E. Quintana y J. Favela, «La casa: Location and Context-aware Safety Assistant,» *Pervasive Computing Technologies for HealthCare (PervasiveHealth)*, pp. 171-174, 2012.
- [4] OMS, «Enfermedades Cardiovasculares,» [En línea]. Available: [http://www.who.int/cardiovascular\\_diseases/about\\_cvd/es/](http://www.who.int/cardiovascular_diseases/about_cvd/es/). [Último acceso: 20 Noviembre 2014].
- [5] SIN AIS, «Principales causas de mortalidad por entidad federativa,» [En línea]. Available: <http://www.sinais.salud.gob.mx/mortalidad/index.html>. [Último acceso: Noviembre 2014].
- [6] INEGI, «Estadística a propósito del día de muertos,» 2013. [En línea]. Available: <http://www.inegi.org.mx/inegi/contenidos/espanol/prensa/Contenidos/estadisticas/2013/muertos0.pdf>. [Último acceso: Noviembre 2014].
- [7] A. Loayza y R. Proaño, «Aplicaciones sensibles al contexto: Tendencias actuales,» *Enfoque UTE*, vol. 4, nº 2, pp. 95-110, 2013.
- [8] I. Vazquez y d. I. López, «Inteligencia Ambiental: la presencia invisible,» *Revista solo programadores*, nº 127, pp. 16-19, 2005.
- [9] M. Martinez, «Inteligencia Ambiental,» *Revista de divulgación científica y tecnológica de la Universidad Veracruzana*, vol. XXVI, nº 2, 2013.
- [10] G. Abowd, S. Patel, K. Truong, G. Iachello, G. Hayes, E. Pool y A. Grimes, «Physical, social and experiential knowledge in pervasive computing environments,» *IEEE Pervasive Computing*, vol. 6, nº 4, pp. 56-53, 2007.
- [11] A. Dey y A. Newberger, «Support for context-aware intelligibility and control,» de *Proceedings of CHI 2009*, 2009.
- [12] B. Schilit, A. Norman y R. Want, «Context-aware computing applications,» de *In IEEE Workshop on mobile computing systems and applications*, Santa Cruz, CA,US, 1994.
- [13] N. Ryan, J. Pascoe y Morse, «Enhanced Reality Fieldwork: the Context-Aware Archaeological

- Assitant,» de *In Computer Applications in Archaeology*, 1998.
- [14] K. Henricksen y J. Indulska, «Developing context-aware pervasive computing applications: Models and approach,» *Journal of Pervasive and mobile computing*, vol. 2, nº 1, pp. 37-64, 2006.
- [15] A. Agarawala, S. Greenberg y H. Geoffrey, «The Context-Aware Bottle and Medication Monitor,» de *Proceedings and Proceedings Supplement of the UBICOMP*, Nottingham, England, 2004.
- [16] K. Peternel, M. Pogacnik, R. Tavcar y A. Kos, «A presence-Based Context-Aware Chronic Stress,» *Sensors*, vol. 12, pp. 15888-15906, 2012.
- [17] A. Coppetti, O. Loques y J. Leite, «Intelligent Context-Aware Monitoring of Hypertensive Patients,» de *3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, Londo, England, 2009.
- [18] S. Bhattacharyya, R. Saravanaguru y A. Thangavelu, «Context Aware Health Care Application,» *International Journal of Advancements in Technology*, vol. 2, nº 2, pp. 461-470, 2011.
- [19] C. Bettini, O. Brdiczka, K. Henricksen, J. Indulska, D. Nicklas, A. Ranganathan y D. Riboni, «A survey of context modelling and reasoning techniques,» *Pervasive and Mobile Computing*, vol. 6, pp. 161-180, 2010.
- [20] C. Perera, A. Zaslavsky y P. Christen, «Context Aware Computing for The Internet of Things: A Survey,» *IEEE COMONICATIONS SURVEYS & TUTORIALS*, 2013.
- [21] M. Weiser, «The computer for the 21st Century,» *ACM*, vol. 3, nº 3, pp. 3-11, 1993.
- [22] F. Mattern, «Visión y Fundamentos técnicos de la computación ubicua,» *Nóvatica*, 2001.
- [23] R. Pallás, *Sensores y acondicionadores de señal*, Barcelona, España: Marcombo, 2003.
- [24] P. Correia, *Guía Practica del GPS*, Barcelona, España: Marcombo, 2002.
- [25] J. Castellano y D. Casamichana, «Deporte con dispositivos de posicionamiento global (GPS): Aplicaciones y limitaciones,» *Revista de Psicología del Deporte*, vol. 23, nº 2, pp. 355-364, 2014.
- [26] J. Freyne, E. Varga, D. Byrne, A. Semeaton, B. Smyth y G. Jones, «Realising context-sensitive mobile messaging,» de *In Proceedings pf the 2007 OTM conferated international conference on On the move to meaningful internet systems*, Berlin, 2007.
- [27] A. Ofstad, E. Nicholas, R. Szcodronski y R. Choudhury, «AAMPL: aclerometer augmented mobile phone localization,» de *In Proceedings of the first ACM international workshop on Mobile entity localization and tracking in GPS-less enviroments*, New York, NY, USA, 2008.



- [28] K. Leung y D. Lee, «CLR: a collaborative location recommendation framework based on co-clustering,» de *In Proceedings of the 34th international ACM SIGIR conference on Research and development in information Retrieval*, New York, NY, USA, 2011.
- [29] C. Emmanoulidis, R.-A. Koutsianmanis y A. Tasidou, «Rewiev: Mobile guides: Taxonomy of architectures, context awareness, technologies and aplicaciones,» *J.Netw. Comput.Appl*, vol. 36, nº 1, pp. 103-125, 2013.
- [30] M. Izquierdo, A. Martinez, J. Larrion, M. Irujo y M. Gómez, «Valoracion de la capacidad funcional en el ambito de la domiciliario y en la clinica.Nuevas posibilidades de aplicacion de la acelerometría para la valoración de la marcha,equilibrio y potencia muscular en personas mayores,» *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, vol. 31, nº 2, pp. 159-170, 2009.
- [31] M. Mathie, A. Coster, N. Lovell y B. Celler, «Accelerometry:providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement,» *Physiological Measurement*, vol. 25, pp. 1-20, 2004.
- [32] A. Mannini y M. Sabatini, «Maching Learning Methods for Classifying Human Physifical activity from On-Body Accelerometers,» *Sensors*, vol. 10, nº 2, pp. 1154-1175, 2010.
- [33] N. Yazdi, F. Ayazi y K. Najafi, «Micromachined Inertial Sensors,» *Procedings of the IEEE*, vol. 86, pp. 1640-1659, 1998.
- [34] M. Safar y H. Smulyan, «The blood pressure measurement,» *American Heart Journal*, vol. 152, nº 3, pp. 417-9, 2006.
- [35] H. Mejía y M. M, «Oximetría de pulso,» *Revista de la Sociedad Boliviana de pediatria*, vol. 51, nº 2, pp. 149-155, 2012.
- [36] O. Postolache, P. Girao y M. Ribeiro, «Enabling telecare assesment with pervasive sensing and Android OS smartphone,» de *IEEE International Workshop*, 2011.
- [37] Z. Jin, Y. Sun y A. Cheng, «Predicting Cardiovascular Disease from Real-Time-Electrocardiographic Monitoring An Adaptive Machine Learning Approach on a Cell Phone,» de *31 st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, Minnesota, USA, 2009.
- [38] A. K. Dey y G. D. Abowd, «Towards a Better Understanding of Context and Context-Awareness,» de *in Proceedings of the 1st international symposium on Handheld and Ubiquitous Computing, ser.HUC '99*, London, UK, 1999.
- [39] H. Mcheick, «Modeling Context Aware Features for Pervasive Computing,» *Procedia Computer Sciencie*, vol. 37, pp. 135-142, 2014.
- [40] N. Jia, «Detecting Human Falls with a 3 -Axis Digutal Accelerometer,» *Analog Dialogue*, vol. 43, nº 3, pp. 3-9, 2009.

- [41] K. Tuck, «Measuring freefall using Freescale's MMA 7360L 3 -Axis Accelerometer,» *Freescale Semiconductor*, 2007.
- [42] C.-C. Yang y Y.-L. Hsu, «A Review og Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring,» *Sensors*, nº 10, pp. 7772-7788, 2010.
- [43] N. Goldschlager, *Principios de Electrocardiografía Clínica*, México: El Manual Moderno, 1992.
- [44] C. Vidal Silva y V. Gatica Rojas, «Diseño e implemetación de un sistema electrocardiografo digital,» *Revista Facultad de Ingeniería Universidad deAntioquia*, nº 55, pp. 99-107, 2010.
- [45] M. T. Inc., «Microchip Technology Inc.,» 2006. [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632c.pdf>. [Último acceso: 09 Marzo 2016].
- [46] U-blox, «www.u-blox.com,» [En línea]. Available: [https://www.u-blox.com/sites/default/files/products/documents/NEO-6\\_DataSheet\\_\(GPS.G6-HW-09005\).pdf](https://www.u-blox.com/sites/default/files/products/documents/NEO-6_DataSheet_(GPS.G6-HW-09005).pdf). [Último acceso: 09 Marzo 2016].
- [47] A. Devices, «www.analog.com,» 2009-2025. [En línea]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>. [Último acceso: 09 Marzo 2016].
- [48] A. Huang y L. Rudolph, *Bluetooth Essentialsfor Programmers*, Cambridge UniversityPress, 2007.
- [49] L. Guangzhou HC Information Technology Co., «www.olimex.com,» [En línea]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf>. [Último acceso: 09 Marzo 2016].
- [50] R. P. Foundation, «www.raspberrypi.org,» [En línea]. Available: <https://www.raspberrypi.org/help/what-is-a-Raspberry-Pi/>. [Último acceso: 10 Marzo 2016].
- [51] M. Richardson y S. Wallace, *Getting Started with Raspberry*, United States of America: O'Really Media ,Inc., 2013.
- [52] E. Rivas-Estany, «El Ejercicio físico en la prevención de la rehabilitación cardiovascular,» *Revistas Española de Cardiología Suplementos*, vol. 11, nº Suplemento 5, pp. 18-22, 2011.