



Instituto Politécnico Nacional

Centro de Investigación en Computación

Red de sensores corporales basado en un dispositivo móvil que
captura bioseñales para monitoreo y análisis en pacientes con
problemas cardiacos

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

Maestría en Ciencias en Ingeniería de Cómputo con
Opción en Sistemas Digitales

PRESENTA:

Ing. Cristian Eduardo Villegas López

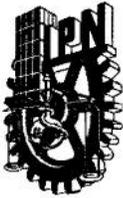
DIRECTOR DE TESIS:

M. en C. Sergio Sandoval Reyes



México, D.F.

Diciembre de 2014



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 12:25 horas del día 30 del mes de octubre de 2014 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación del:

Centro de Investigación en Computación

para examinar la tesis titulada:

“Red de sensores corporales basado en un dispositivo móvil que captura bioseñales para monitoreo y análisis en pacientes con problemas cardiacos”

Presentada por el alumno(a):

Villegas
Apellido paterno

López
Apellido materno

Cristian Eduardo
Nombre(s)

Con registro:

B	1	2	1	1	0	6
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de: **MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA DE CÓMPUTO CON OPCIÓN EN SISTEMAS DIGITALES**

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Director de Tesis

M. en C. Sergio Sandoval Reyes

M. en C. Sandra Dinora Orantes Jiménez

Dr. Moisés Salinas Rosales

Dr. Rolando Menchaca Méndez

Dr. José Luis Oropeza Rodríguez



PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
CENTRO DE INVESTIGACION EN COMPUTACION
DIRECCION

Dr. Luis Alfonso Villa Vargas

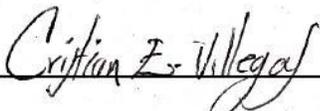


INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 27 del mes Noviembre del año 2014, el que suscribe Cristian Eduardo Villegas López alumno (a) del Programa de Maestría en Ciencias en Ingeniería de Computo con opción en Sistemas Digitales con número de registro B121106, adscrito a Centro de Investigación en Computación, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de M. en C. Sergio Sandoval Reyes y cede los derechos del trabajo intitulado Red de sensores corporales basado en un dispositivo móvil que captura bioseñales para monitoreo y análisis en pacientes con problemas cardiacos, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección cristianevillegas@gmail.com. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.


Nombre y firma

Resumen

Debido a los avances en la tecnología, la monitorización ambulatoria con instrumentos médicos y dispositivos comerciales se ha convertido en una herramienta cada vez más importante en el diagnóstico de algunas enfermedades y condiciones médicas, así como el seguimiento de las mismas en personas que han sido diagnosticadas con algún padecimiento. En este trabajo de tesis describe a HeartDroid, un sistema de información para dispositivos Android que permite la monitorización ambulatoria de personas que tengan un padecimiento cardiaco. La aplicación se encarga de monitorizar los signos vitales provenientes de la persona que porta un sensor Zephyr BioHarness 3 (BH3), con el cual se comunica por medio de Bluetooth al dispositivo Android. Estas bioseñales son analizadas en busca de anomalías y a su vez de forma paralela se almacenan de forma local para ser posteriormente revisadas a detalle. En caso de reconocer una anomalía en los signos de la persona, la aplicación de forma automática mostrará una alerta al usuario en su dispositivo Android y enviará una alerta a un médico/especialista y/o tutor para buscar asistencia, esto a través de mensajes SMS y en caso de que el médico/especialista o tutor cuenten con un dispositivo Android, ellos también pueden recibir una notificación e incluso ver la anomalía en pantalla.

Abstract

Mobile health monitoring using medical instruments and commercial wearable devices has become increasingly important in the diagnostic of some cardiac diseases thus as the follow up and detection of emergent situations in the patients' health. This thesis presents *HeartDroid* an informatics system Android mobile application to monitoring bioelectrical heart signals to detect cardiac arrhythmias using a Zephyr BioHarness 3 sensor, which captures these biosignals in real time and transmit them into a smartphone throughout a Bluetooth connection. These biosignals in turn are stored in the smartphone memory to be analyzed in detail in search of cardiac anomalies. When one is found automatically the app will display an alert and will send a SMS alert message to his/her physician or tutor, in seek for help. The physician also receives a file which when it is processed on the phone, displays the graphic of the cardiac anomaly detected for diagnostic purposes.

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca otorgada durante mis estudios de maestría en el Centro de Investigación en Computación del Instituto Politécnico Nacional.

Al Instituto Politécnico Nacional por la Beca Institucional otorgada con la finalidad de concluir este trabajo.

Al Centro de Investigación en Computación del Instituto Politécnico Nacional, por proporcionar las bases y guía para la realización de este trabajo.

A mi asesor el M. en C. Sergio Sandoval por su guía y apoyo durante el desarrollo de este trabajo.

Al Centro Médico de Especialidades, a Juárez Cardio-Vascular y en especial al Dr. Flores y la enfermera Olivas por su ayuda y consejos durante mi estancia en el hospital.

Al jurado por sus correcciones y comentarios.

A mis amigos y compañeros con los que compartí esta experiencia.

A mi familia por todo su apoyo incondicional durante toda mi vida, este logro es para ustedes.

Índice general

Resumen	i
Abstract.....	iii
Agradecimientos.....	v
Lista de Figuras	xi
Lista de Tablas	xv
Glosario de términos.....	xvii

Capítulo 1: Captura de bioseñales para monitoreo y análisis en pacientes con problemas

cardiacos	1
1.1 Introducción	1
1.2 Planteamiento del problema	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivos generales	4
1.3.2 Objetivos específicos	4
1.4 Justificación	5
1.5 Organización de la tesis.....	5

Capítulo 2: Sistemas de Salud móvil (mHealth systems)..... 6

2.1 Salud móvil (mHealth).....	6
2.2 Sistema de Soporte en Decisiones Clínicas (CDSS – Clinical Decision Support Systems) 7	
2.3 El electrocardiograma (ECG)	8
2.3.1 El electrocardiógrafo	9
2.3.2 Interpretación de un trazado electrocardiográfico.....	10
2.4 Trabajos relacionados	10
2.5 Propuesta de solución.....	37
2.6 Resumen.....	39

Capítulo 3: Diseño del Sistema HeartDroid

3.1 Arquitectura del sistema	40
3.2 Obtención de requerimientos.....	41
3.2.1 Identificación de actores	41
3.2.2 Escenarios	42
3.2.3 Especificación de requisitos.....	46
3.3 Análisis.....	47
3.3.1 Casos de uso	47

3.3.2 Diagramas de secuencia	53
3.3.3 Diagramas de actividades.....	56
3.4 Diseño.....	58
3.4.1 Diagrama de clases	58
3.5 Diseño base de datos	59
3.5.1 Modelo Entidad-Relación	60
3.6 Resumen.....	64
Capítulo 4: Implementación de la aplicación HeartDroid	65
4.1 Software: Plataforma de desarrollo	65
4.2 Hardware: dispositivo móvil y sensor	65
4.3 Adquisición de datos provenientes del sensor (BH3)	66
4.4 Servicio de monitorización HeartDroid.....	67
4.5 Alarmas.....	69
4.5.1 Alarmas de estado de sistema.....	69
4.5.2 Alarmas médicas.....	73
4.5.2.1 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco	74
4.5.2.2 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco y forma del latido	82
4.6 Detección de actividad física.....	85
4.7 Registro de la señal de electrocardiograma (ECG), signos vitales y eventos.....	86
4.8 Base de datos y envío de notificaciones (Parse.com)	87
4.8.1 Administración de la base de datos	87
4.8.2 Notificaciones	91
4.9 Respaldo de archivos.....	93
4.10 Resumen.....	95
Capítulo 5: Pruebas y resultados	96
5.1 Escenarios de prueba	96
5.2 Resultados	97
5.2.1 Adquisición y registro de los datos adquiridos por los sensores	97
5.2.1.1 Comparativa con otras aplicaciones de la Play Store (Google)	100
5.2.2 Prueba del prototipo con pacientes con enfermedades cardiacas.....	102
5.2.3 Alarmas de sistema.....	106
5.2.3.1 Batería.....	106
5.2.3.2 Nivel de confianza del ritmo cardiaco	106
5.2.3.3 Nivel de confianza del sistema	108
5.2.3.4 Nivel de ruido de la señal ECG	108
5.2.3.5 Conexión con el sensor BioHarness 3	109

5.2.4 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco.....	110
5.2.4.1 Bradicardia	110
5.2.4.2 Taquicardia.....	111
5.2.5 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco y forma del latido	112
5.3 Discusión de resultados.....	115
5.4 Resumen.....	117
Capítulo 6: Conclusiones	118
6.1 Logros alcanzados	119
6.2 Aportaciones	120
6.3 Trabajo a futuro.....	120
Referencias.....	121
Anexos	125
Anexo A: Formato de monitoreo para prueba Holter de 24 horas	126
Anexo B. Tabla de diferentes modelos de sistemas basados en Holter que se encuentran en el mercado.....	127
Anexo C. Bases para la interpretación de un trazado electrocardiográfico	129
C.1 Ritmo	129
C.2 Frecuencia cardiaca	129
C.3 Nomenclatura de las ondas del electrocardiograma	132
Anexo D. Inyección de valores	134

Lista de Figuras

Figura 1.1 Medición tradicional de electrocardiograma	1
Figura 1.2. Holter Fukuda Denshi.....	2
Figura 2.1. Red de Área Corporal.....	7
Figura 2.2. Sistema de Soporte de Decisiones Clínicas (CDSS).	8
Figura 2.3. Elementos de un electrocardiógrafo.	10
Figura 2.4. Arquitectura del sistema de monitoreo remoto de señales fisiológicas basado en sensores Bluetooth [2].	12
Figura 2.5. Arquitectura MHMS [23].	13
Figura 2.6. PCB de la micro-SDIO estación base [16].....	14
Figura 2.7. Esquema del diseño del sistema de salud móvil [24].	14
Figura 2.8. Arquitectura del sistema de audífonos con sensores para la medición del ritmo cardiaco [25].....	15
Figura 2.9. Diagrama de bloques del sistema completo junto con el asistente PHM-Gate [26].	16
Figura 2.10. Diagrama de bloques del sistema Telecare [27].....	17
Figura 2.11. Voltajes correspondientes al acelerómetro en los ejes X, Y, Z [27].....	18
Figura 2.12. Solución BB para la comunicación entre la terminal del paciente y el centro de monitoreo [15].	18
Figura 2.13. Arquitectura del sistema de cuidado móvil e-Health HUMECS [29].	20
Figura 2.14. Flujo de trabajo del procesado de la señal ECG en el sistema HeartToGo [30].	21
Figura 2.15. Elementos de una Red Neuronal Artificial [30].	22
Figura 2.16. Comparación de la precisión obtenida para el conjunto de entrenamiento y el conjunto de prueba para la SVM [33].	26
Figura 2.17. Comparación de la precisión obtenida para el conjunto de entrenamiento y el conjunto de prueba para la ANN [33].	27
Figura 2.18. Modelo del sistema para la ANN propuesto en HDSP [34].	28
Figura 2.19. Arquitectura de una Red simple de Perceptrones Multi-Capa [35].	29
Figura 2.20. Arquitectura de un Red Neuronal Generalizada de Aprendizaje hacia Adelante (GFFNN) [35].....	29
Figura 2.21. Arquitectura de un Red Neuronal Modular (MNN) [35].	30
Figura 2.22. Configuración de la Red Neuronal empleada para el análisis de latidos del ECG [36].	31
Figura 2.23. Muestra de 1.4 segundos de la base de datos MIT-BIH [36].....	32
Figura 2.24. Vista de una clasificación ECG con análisis por latido [36].	32
Figura 2.25. Flojo del algoritmo jerárquico para detección de actividad física [38].	35
Figura 2.26. Escenario del sistema iCare [39].	37

Figura 2.27. Diseño conceptual del sistema HeartDroid.	38
Figura 3.1. Sistema para adquisición y análisis de bioseñales HeartDroid.....	40
Figura 3.2. Diagrama de caso de uso: <i>iniciarAplicación</i>	49
Figura 3.3. Diagrama de caso de uso: <i>iniciarMonitoreoSignosVitales</i>	51
Figura 3.4. Diagrama de caso de uso: <i>alertarAnomalia</i>	53
Figura 3.5. Diagrama de secuencia: <i>iniciarMonitoreoSignosVitales</i>	54
Figura 3.6. Diagrama de secuencia: <i>alertarAnomalia</i> (Paciente).	55
Figura 3.7. Diagrama de secuencia: <i>alertarAnomalia</i> (Especialista).	56
Figura 3.8. Diagrama de actividades: <i>iniciarMonitoreoSignosVitales</i>	57
Figura 3.9. Diagrama de actividades: <i>alertarAnomalia</i>	58
Figura 3.10. Diagrama de clases HeartDroid.	59
Figura 3.11. Diagrama entidad-relación de la base de datos de HeartDroid	64
Figura 4.1. Sensor BioHarness 3 (BH3) [42].	66
Figura 4.2. Diagrama de comunicación con el sensor BH3.....	67
Figura 4.3. Servicio HeartDroid corriendo en segundo plano.	68
Figura 4.4. Notificación de nivel de batería baja y alarma de batería con nivel de 5%.....	71
Figura 4.5. Pantalla de alarma para nivel alto de ruido en la señal ECG.	72
Figura 4.6. Notificación de asistencia.	72
Figura 4.7. Pantalla de alarma perdida de comunicación con el sensor BH3.....	73
Figura 4.8. Diagrama de bloques del tratamiento de la información.	74
Figura 4.9. Pantallas de alarma para bradicardia desconocida	77
Figura 4.10. Pantallas de alarma para taquicardia desconocida	78
Figura 4.11. Notificación de Alarma de peligrosidad Media.	79
Figura 4.12. Pantalla con detalles de la alarma médica.	79
Figura 4.13. Detalles de señal ECG e información extra.....	80
Figura 4.14. Ubicación del paciente.....	81
Figura 4.15. Información de contacto para el tutor.	82
Figura 4.16. Alarma médica para arritmia con latidos ectópicos.	83
Figura 4.17. Alarma médica para arritmia con latidos anormales.	84
Figura 4.18. Diagrama de bloques para la detección de latidos anormales.....	84
Figura 4.19. Pantalla de ingreso de eventos.....	87
Figura 4.20. Pantallas para el despliegue de la información del paciente (izquierda) y la forma donde se llenan los datos (derecha).	89
Figura 4.21. Pantalla de registro de un nuevo estudio médico (izquierda), a la derecha se encuentra la pantalla que despliega de la información.....	89
Figura 4.22. Pantallas para mostrar la información de un especialista y tutor, así como la forma donde se ingresan los datos.	90

Figura 4.23. Despliegue de la información de los registros desde la página de Core, en Parse.com.....	90
Figura 4.24. Arquitectura de GCM (Google Cloud Messaging).....	91
Figura 4.25. Revisión de Notificaciones Push desde la página de Parse.com.	92
Figura 4.26. Mensaje de finalización del monitoreo.	93
Figura 4.27. Inicio de sesión y permiso de acceso a la cuenta.	93
Figura 4.28. Archivo .zip respaldado en Dropbox.....	94
Figura 4.29. Notificación de finalización del monitoreo.....	94
Figura 5.1. Electrocardiograma ambulatorio (Holter) DigiTrak-Plus 24.	98
Figura 5.2. Registro obtenidos del sensor BH3 (gráfica superior) y Holter (gráfica inferior).	99
Figura 5.3. Captura de pantalla de ZephyrMD.....	100
Figura 5.4. Capturas de pantalla de ZephyrLIFE.	101
Figura 5.6. Simulador de señal ECG: Nasco Life/form [44].....	105
Figura 5.7. Alarma de bajo nivel de confianza en la lectura del ritmo cardiaco.	107
Figura 5.8. Alarma para la presencia de un nivel bajo la confianza del sistema.	108
Figura 5.9. Pantalla de alarma para bradicardia.	111
Figura 5.10. Pantallas de alarma.....	112
Figura 5.11. Matriz de confusión para RNA de Bradicardia.....	114
Figura 5.12. Matriz de confusión para RNA de Ritmo Sinusal.	114
Figura 5.13. Matriz de confusión para RNA de Ritmo Taquicardia lenta y rápida.	115
Figura 5.14. Presencia de ruido en el estudio de Holter.	116
Figura 5.15. BioHarness 3 utilizando el Holder y electrodos.....	117
Figura C.1. Método de los 1.500 para el cálculo de la frecuencia cardíaca.	130
Figura C.2. Método estándar para el cálculo de la frecuencia cardíaca cuando el segundo complejo QRS coincide con una línea gruesa.	130
Figura C.3. Método estándar para el cálculo de la frecuencia cardíaca cuando el segundo complejo QRS no coincide con una línea gruesa.	131
Figura C.4. Trazado electrocardiográfico normal.	132
Figura D.1. Pantallas de selección de valores a simular (izquierda) y selección de usuario (derecha).	134
Figura D2. Diagrama de bloques para la inyección de datos.....	135

Lista de Tablas

Tabla 2.1. Distribución de registro de la base de datos Cleveland para la SVM [33].	26
Tabla 2.2. Distribución de registro de la base de datos Cleveland para la ANN [33].	27
Tabla 2.3. Grupos de los conjuntos de datos [35].	30
Tabla 2.4. Precisión de los métodos de análisis tradiciones en el dominio del tiempo para diferentes localizaciones del acelerómetro [37].	34
Tabla 2.5. Precisión el método de análisis basado en rasgos de ingravidez para diferentes localizaciones del acelerómetro [37].	34
Tabla 2.6. Resultados de la clasificación utilizando un solo clasificador [38].	36
Tabla 2.7. Resultados de la clasificación utilizando dos clasificadores SVM de forma jerárquica [38].	36
Tabla 3.1. Escenario: estudioHolter.	41
Tabla 3.2. Escenario: <i>ingresarDatosPaciente</i> .	42
Tabla 3.3. Escenario: <i>conexionBH3</i> .	43
Tabla 3.4. Escenario: <i>monitoreoSignosVitales</i> .	43
Tabla 3.5. Escenario: <i>alertaAnomalia</i> .	44
Tabla 3.6. Escenario: <i>registroEventoPaciente</i> .	45
Tabla 3.7. Escenario: <i>muestraSignosVitales</i> .	45
Tabla 3.8. Escenario: <i>conexiónPerdidaBH3</i> .	46
Tabla 3.9. Requerimientos funcionales, no funcionales y pseudo requerimientos del sistema HeartDroid.	46
Tabla 3.10. Caso de uso: <i>iniciarAplicacion</i> .	47
Tabla 3.11. Caso de uso: <i>iniciarMonitoreoSignosVitales</i> .	49
Tabla 3.12. Caso de uso: <i>alertarAnomalia</i> .	52
Tabla 3.13. Descripción de la tabla Monitoreo.	60
Tabla 3.14. Descripción de la tabla Paciente.	60
Tabla 3.15. Descripción de la tabla Evento.	61
Tabla 3.16. Descripción de la tabla Especialista.	62
Tabla 3.17. Descripción de la tabla Tutor.	62
Tabla 3.18. Descripción de la tabla AlarmaMedica.	62
Tabla 4.1. Rangos de operación, valores críticos y tiempos de espera para alarmas de sistema.	70
Tabla 4.2. Clasificación de la frecuencia cardiaca.	75
Tabla 4.3. Clasificación de las alarmas medicas relacionadas con el ritmo cardiaco.	75
Tabla 4.4. Clasificación de latidos ectópicos.	82
Tabla 4.5. Clasificación de latidos anormales.	83
Tabla 4.6. Arquitectura de las RNA.	85

Tabla 4.7. Clasificación de la actividad física en base al nivel de VMU y la postura.	85
Tabla 5.1. Observaciones de los resultados del primer escenario.	103
Tabla 5.2 Pruebas del nivel de batería.....	106
Tabla 5.3 Pruebas del nivel de confianza para el ritmo cardiaco.	107
Tabla 5.4 Pruebas del nivel de confianza para el sistema.	108
Tabla 5.5 Pruebas del nivel de ruido de la señal ECG.	109
Tabla 5.6 Pruebas de conexión entre el dispositivo móvil y el sensor BH3.....	109
Tabla 5.7 Pruebas para alarma médica en bradicardias.....	110
Tabla 5.8 Pruebas para alarma médica en taquicardias.....	111
Tabla 5.9 Redes neuronales artificiales entrenadas y sus salidas correspondientes.	113

Glosario de términos

API. En la programación de computadoras, una interfaz de programación de aplicaciones por sus siglas en inglés (Application Programming Interface) especifica un componente de software por sus componentes, sus entradas y salidas y tipos fundamentales.

Arritmia. Las arritmias son alteraciones en el funcionamiento de la red eléctrica del corazón que modifican el ritmo cardíaco y tienen repercusión en la función de bombeo de este órgano, disminuyendo su eficacia.

Bradicardia. Ritmo cardiaco menor a 60 latidos por minutos en adultos.

Electrocardiograma. Un electrocardiograma (ECG) es un examen que registra la actividad eléctrica del corazón.

Frecuencia cardíaca. Es el número de contracciones del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo. Su medida se realiza en unas condiciones determinadas (reposo o actividad) y se expresa en latidos por minutos.

Holter. Un monitor Holter es una máquina que graba de forma continua el ritmo del corazón. El monitor es usualmente utilizado durante 24 a 48 horas mientras se realizan actividades cotidianas.

Red neuronal artificial. Denominadas habitualmente como RNA o en inglés como “ANN”. Son un paradigma de aprendizaje y procesamiento automático inspirado en la forma en que funciona el sistema nervioso de los animales. Se trata de un sistema de interconexión de neuronas que colaboran entre sí para producir un estímulo de salida.

Salud móvil (mHealth). La salud móvil es la práctica médica pública apoyada por dispositivos móviles, tales como teléfonos, equipos de monitoreo, asistentes personales así como otros dispositivos inalámbricos.

Taquicardia. Ritmo cardiaco por encima de los 100 latidos por minuto en adultos.

Capítulo 1

Captura de bioseñales para monitoreo y análisis en pacientes con problemas cardiacos

1.1 Introducción

Debido a los avances en la tecnología, la monitorización ambulatoria con instrumentos médicos se ha convertido en una herramienta cada vez más importante en el diagnóstico de algunas enfermedades y condiciones médicas. Algunos dispositivos utilizados actualmente, o que se encuentran en fase de desarrollo para la práctica clínica incluyen el monitoreo ambulatorio de la presión arterial, de la glucosa, así como de la actividad cardiaca [1].

El electrocardiograma (ECG) es un instrumento fundamental en los hospitales, es el encargado de monitorear la actividad cardiaca del paciente y ver sus signos vitales en tiempo real. Además, permite la detección de problemas del corazón de forma oportuna mediante estudios específicos. Actualmente el ECG ofrecen una gran variedad de posibilidades, sin embargo la mayoría de los sistemas médicos e instrumentación necesitan al paciente conectado a una variedad de cables para que las señales físicas del paciente puedan ser medidas y monitoreadas (ver Figurar 1.1), estos factores pueden limitar la actividad del paciente, disminuyendo su confort, y por tanto afectando de forma negativa las mediciones y el diagnóstico [2].

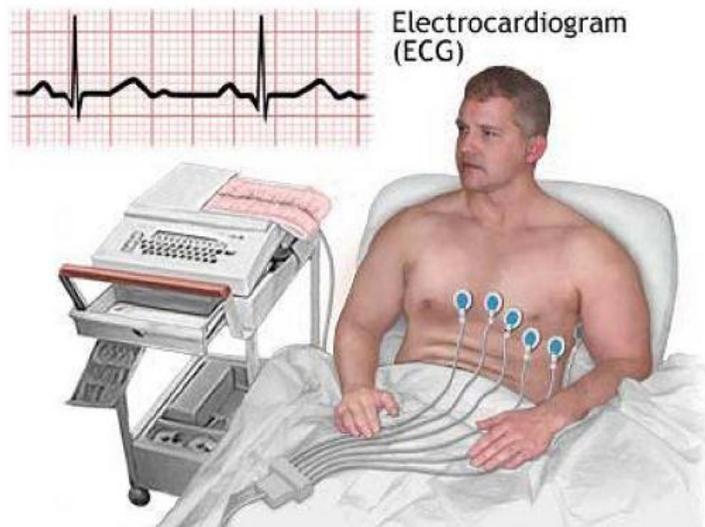


Figura 1.1 Medición tradicional de electrocardiograma.

Un “Holter” o electrocardiograma (ECG) ambulatorio, es un sistema que permite grabar la actividad cardíaca eléctrica del paciente de manera ininterrumpida por un periodo de tiempo determinado [3].

El Holter también es conceptualizado como un sistema no invasivo utilizado en la detección de alteraciones electrocardiográficas en una gran variedad de enfermedades cardíacas, que no se pueden detectar por medio de un electrocardiograma convencional (Figurar 1.2).



Figura 1.2. Holter Fukuda Denshi.

Su utilidad clínica reside en su capacidad para evaluar al paciente sin alterar su actividad diaria, lo que permite el examen dinámico del electrocardiograma en su ambiente natural influido por estímulos físicos [4], los cuales son registrados por el paciente de forma manual (ver anexo A). Una de las funciones diagnósticas más importantes del Holter es determinar si los síntomas del paciente se corresponden verdaderamente con alteraciones en el electrocardiograma.

En este tipo de estudios, al paciente se le colocan en el tórax varios electrodos que van conectados al Holter, que a su vez registrará la actividad cardíaca durante 24 o 48 horas. Transcurrido el tiempo de registro, el Holter se conecta a una computadora donde se descargan todos los datos recogidos, se procesan y se obtiene información útil sobre la frecuencia cardíaca y las posibles alteraciones del ritmo. Las aplicaciones clínicas más comunes para el monitor Holter se resumen en las siguientes [5]:

- Evaluación de eventos sintomáticos: mareos, síncope, palpitaciones, fatiga, dolor en el pecho, dificultad para respirar y sudoración episódica.
- Detección de arritmias asintomáticas: fibrilación auricular asintomática.
- Evaluación de la tasa, ritmo o intervalo de cambios en el ECG durante la administración de fármacos.
- Evaluación de situaciones clínicas específicas: infarto de miocardio, cirugía de bypass post coronaria, post implante de marcapasos, bloqueo cardíaco de primer, segundo y tercer grado, posible mal funcionamiento del marcapasos.
- Evaluación de cambios en el ECG durante actividades específicas de la persona que lo porta.

Además, con el registro de la actividad cardíaca, el paciente recibe un diario con sus datos, donde anota las actividades físicas que realiza y la sintomatología que presenta durante el periodo de registro, para su comparación con los hallazgos en los datos recogidos por el Holter. La información debe ser registrada con exactitud en el diario durante la monitorización e incluye [6]:

- Actividades, pudiendo ser: sentarse, caminar, ejercicio extenuante, comer, actividad sexual, tomar medicamentos, etcétera.
- Síntomas, como por ejemplo: dolor de pecho, dolor de espalda, mareos, náuseas, otros dolores.
- Hora del día: registrar la hora del día para cada actividad o síntoma, mismas que se registra en el diario.

Actualmente existe una diversidad de sistemas comerciales disponibles para realizar esta prueba, todos ellos con características similares: número de canales (2 a 3), muestras por segundo (125 - 1024), frecuencia de respuesta, peso (50 – 300 gr), tamaño, tiempo de registro (24 – 48 hrs), tipo de memoria y capacidad de almacenamiento, e inclusive el precio (1000 – 2500 dlls). Se pueden encontrar diversos prototipos que cumplen con las capacidades básicas de un Holter haciendo aportaciones en el tiempo de registro [7,8], bajo consumo [9] y transmisión inalámbrica de los registros [10,11], entre otras [12,13].

A pesar de la diversidad de los sistemas comerciales disponibles, uno de los principales inconvenientes de estos dispositivos es que no cuentan con un sistema de registro de la actividad física y la sintomatología del paciente, que como se ha descrito, se realiza de forma manual. Dada la importancia del registro en forma precisa de las actividades físicas [2], es conveniente implementar un sistema autónomo que registre las actividades físicas y sintomatología del paciente, a fin de complementar la información necesaria en el diagnóstico médico.

1.2 Planteamiento del problema

La utilidad clínica de un Holter (electrocardiograma ambulatorio) radica en su capacidad para registrar, durante un periodo de tiempo específico y de forma ininterrumpida, la actividad (eléctrica) cardíaca de un paciente, sin alterar sus actividades cotidianas. El registro de esta actividad ayuda al médico en el diagnóstico de enfermedades cardíacas que, en principio, son difíciles de detectar por medio de un electrocardiograma tradicional, en ambientes hospitalarios. Para que la información registrada por un Holter tenga éxito en un diagnóstico médico confiable, ésta se complementa con un registro de la actividad física y la sintomatología del paciente. Labor que normalmente se realiza de forma manual, a través de un diario proporcionado al paciente por el médico. Sin embargo, este control manual frecuentemente no es llevado a cabo; entre las principales causas, para no cubrir el registro, se consideran dos: la primera de ellas, es la edad, ya que el promedio de los pacientes, fluctúa alrededor de 60 años, por ello es común que se olvide de realizar las anotaciones de sus actividades, la segunda es simplemente, descuido de la persona.

El presente proyecto pretende automatizar dicho control, registrando de forma automática la actividad física de un paciente; reemplazando así su registro manual, además de aumentar la cantidad de información que el médico tiene a su disposición mediante la adquisición de más señales corporales como son la temperatura corporal, ritmo cardiaco y de respiración.

De manera que se crea una red de sensores corporales la cual brinda una gama de mediciones (ECG, temperatura corporal, ritmo cardiaco y de respiración) de los signos vitales del paciente que, adjuntos a la medición de la actividad física permiten al personal médico contar con mayor información para dar un diagnóstico más preciso. Esta red de sensores se conecta a un teléfono inteligente con sistema operativo Android que cumpla con la capacidad de procesamiento necesaria y múltiples conexiones de red (Bluetooth, Wi-fi, 3G, GPRS, GPS) desde el cual se realiza un pre-procesamiento de los signos vitales, agregando así la posibilidad de poder informar inmediatamente al usuario y personal médico en caso de que se detecte una anomalía en el transcurso de la prueba, de forma que se podrán tomar acciones al respecto.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivos generales

- Implementar un sistema de información que mediante un dispositivo móvil (teléfono inteligente), una aplicación y el uso de una red de sensores permita detectar, registrar y clasificar la actividad física de un paciente, transmitir y registrar las bioseñales adquiridas por los sensores en el dispositivo móvil así como realizar un pre-análisis de estas señales para la detección de anomalías, y en caso de que se presente alguna, alertar al usuario y avisar al personal médico y tutores asignados por medio de notificaciones y/o mensajes SMS.

1.3.2 Objetivos específicos

- Automatizar el registro y clasificación de la actividad física del usuario empleando los datos adquiridos de la red de sensores.
- Almacenar la información obtenida en el teléfono inteligente, como la señal del electrocardiograma, ritmo cardiaco y respiratorio, temperatura corporal y actividad física.
- Desarrollar una interfaz gráfica en la aplicación para desplegar en el teléfono la información de las bioseñales recolectadas por los sensores.
- Realizar en el dispositivo móvil un análisis de la información en forma periódica de modo que al detectar alguna anomalía en los signos vitales del usuario, el teléfono inteligente producirá una señal audible que alerte al usuario. De forma simultánea, se envía información respecto a la anomalía al personal médico competente, por medio de una notificación y/o un SMS.
- Realizar un respaldo de la información recolectada en el dispositivo móvil en la nube vía Wi-Fi o empleando la red de datos del operador telefónico y enviar la información al personal médico competente, con el fin de que realice un análisis extenso de los datos recolectados.

1.4 Justificación

Desarrollar un sistema de información basado en una aplicación ejecutándose en un dispositivo móvil y el uso de una red de sensores que proporcione información enfocada al área de cardiología como lo son el ritmo cardiaco, ritmo de respiración, actividad física y la señal de ECG. La recolección de todos estos datos son de suma importancia dado el impacto que podría tener a nivel de prevención y en el diagnóstico final al contar con más información.

La información recolectada sobre el paciente proveniente de los sensores, además de su historial médico permite generar y transmitir alarmas al presentarse una anomalía en los signos vitales al personal médico y tutores con el fin de proporcionar una intervención oportuna y adecuada.

1.5 Organización de la tesis

En el Capítulo II se presentaran trabajos previos, sus propuestas de solución y los resultados obtenidos para la problemática antes descrita, esto a manera de referencia. En el Capítulo III se describe el problema con mayor detalle y se plantea una solución a dicha problemática. Para el capítulo IV se describe el desarrollo de la solución planteada, los diseños de algoritmos, desarrollo de software e implementaciones a realizar. En el Capítulo V se presentan los experimentos y pruebas realizadas así como también los resultados obtenidos, de manera que en el Capítulo VI se presentan las conclusiones en base a los objetivos que se propusieron, y las propuestas de mejor y trabajos a futuro.

Capítulo 2

Sistemas de Salud móvil (mHealth systems)

En el presente capítulo se abordará los temas de Salud móvil (mHealth), Sistemas de Soporte de Decisión Clínica, y el Electrocardiograma que son conceptos necesarios para el entendimiento de la propuesta de solución dada, así como también se mencionan trabajos afines de los cuales se analizan sus puntos positivos tanto como negativos.

2.1 Salud móvil (mHealth)

Salud móvil es una componente de salud electrónica (eHealth). Hasta la fecha no se ha establecido una definición estándar para este término. Sin embargo para propósitos de estudio el Observatorio Global de Salud Electrónica (GOe – Global Observatory for eHealth) define a salud móvil o mHealth como una práctica médica publica apoyada por dispositivos móviles, tales como teléfonos, equipos de monitoreo para paciente, asistentes digitales personales (PDAs) así como otros dispositivos inalámbricos.

Salud móvil incluye el uso de los servicios de voz y mensajes cortos en dispositivos móviles, además de otras funcionalidades y aplicaciones más complejas que incluyen el empleo del servicio de comunicación celular de segunda generación GPRS, sistemas de comunicación de tercera (3G) y cuarta generación (4G), el sistema de posicionamiento global (GPS) y tecnología Bluetooth [14].

La Salud móvil es una de las tecnologías más innovadoras en cuidado de la salud. Su propósito principal es el de transmitir, almacenar, procesar y recuperar datos tanto en tiempo no-real como en tiempo real a los usuarios finales (pacientes, doctores, farmacias, etc.).

Diversos sistemas de salud móviles están siendo actualmente desarrollados para monitorear, grabar y entregar una gran variedad de bio-señales relacionadas a la calidad de salud, tales como hipertensión, niveles de oxígeno y azúcar en sangre, para temas relacionados con la diabetes y diálisis, además de monitoreo cardiovascular y el seguimiento del peso en pacientes [15].

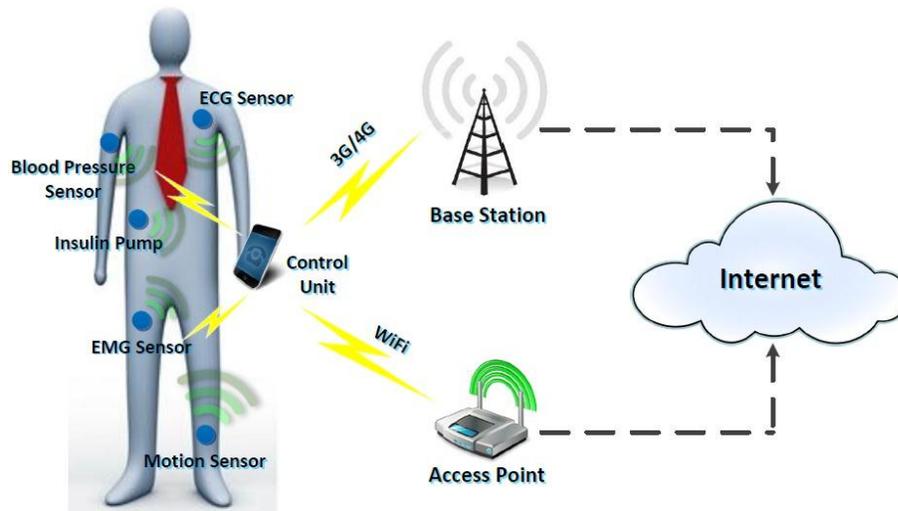


Figura 2.1. Red de Área Corporal.

En este sentido las redes de sensores corporales (BAN – Body Area Networks) (Figura 2.1) toman una gran importancia. El empleo de estas redes de sensores permite el monitoreo de las bio-señales de los pacientes que por sus condiciones médicas no son capaces de permanecer por más tiempo en el hospital, o porque debido al tipo de estudio realizado es importante que se encuentre en su medio diario de convivencia. Se espera que la adopción de las tecnologías de salud móvil mejore la eficiencia de los servicios de atención médica así como también reduzca los costos de la misma [16].

2.2 Sistema de Soporte en Decisiones Clínicas (CDSS – Clinical Decision Support Systems)

Los sistemas de soporte en decisiones clínicas son sistemas computacionales diseñados para mejorar la toma de decisiones clínicas acerca de un paciente, esto ayuda al diagnóstico médico en base a la información disponible del paciente. El propósito general de los Sistemas de Soporte en Decisiones Clínicas es el de interactuar con el médico clínico para ayudar a generar diagnósticos y análisis de la información de un paciente.

Teorías previas de los CDSS sostenían que literalmente el CDSS tomaba las decisiones por el médico, sin embargo el médico clínico es el que introduce la información clínica en el CDSS y espera como salida un diagnóstico preliminar, una vez con esta información proporcionada por el sistema el médico actuará en base a ella (Figura 2.2). Esto implica que actualmente se utilizan ambos conocimientos, tanto el proporcionado por el CDSS como la experiencia del médico clínico para realizar un diagnóstico más preciso de lo que individualmente podrían generar. Típicamente el CDSS proporciona una serie de sugerencias o un conjunto de salidas de las cuales el médico clínico analiza para escoger las que el considere de mayor ayuda y descartar las demás.

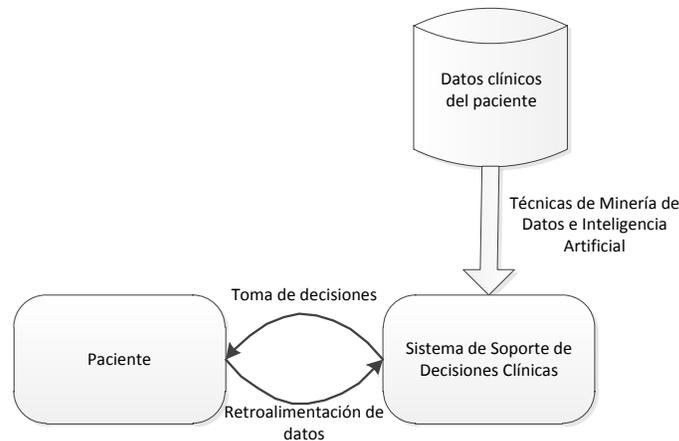


Figura 2.2. Sistema de Soporte de Decisiones Clínicas (CDSS).

Existen dos tipos principales de Sistemas de Soporte en Decisiones Clínicas:

- Basadas en el conocimiento (Knowledge-Based)
- No Basadas en el conocimiento (Non Knowledge-Based)

Los CDSS basados en conocimientos consisten en tres partes principales, la base de conocimientos, un motor de deducción y un mecanismo de comunicación. La base de conocimientos contiene las reglas y asociaciones necesarias para procesar la información, generalmente con la forma de “si – entonces - si-no”.

Mientras tanto los CDSS no basados en el conocimiento utilizan una forma de inteligencia artificial llamada aprendizaje automático (Machine Learning) lo que permite a la máquina aprender de las situaciones pasadas y encontrar patrones en la información clínica. Dos tipos de sistemas no basados en el conocimiento son las redes neuronales y los algoritmos genéticos [17].

El sistema que se desarrollara en el presente proyecto de tesis, corresponde al empleo de ambos conceptos previamente mencionados, por un lado existe una red de sensores que capturan las bio-señales provenientes del cuerpo del paciente, estas son almacenadas en un dispositivo móvil, a su vez un sistema de soporte de decisiones se encargará de pre procesar los datos recolectados en el momento, y en base a ellos generar un diagnóstico preliminar. En caso de presentarse una anomalía este disparara una señal de alerta al usuario e informará al personal médico correspondiente.

2.3 El electrocardiograma (ECG)

El electrocardiograma (ECG) es el registro gráfico de los potenciales eléctricos que se producen en el corazón. Refleja la activación eléctrica del miocardio auricular y ventricular, así como la repolarización ventricular. La actividad eléctrica del nodo sinoauricular (sinusal), nodo auriculoventricular (AV), el haz de His y sus ramas no es registrada en el electrocardiograma de superficie, pero mediante el análisis de la secuencia de la propagación del impulso se hace factible la deducción del comportamiento electrofisiológico de dichas estructuras [18].

Esta actividad es de escaso voltaje, pero como el cuerpo está constituido por agua en un porcentaje muy alto y en ella están disueltos numerosos electrolitos capaces de transportar cargas eléctricas, se produce en el momento de la actividad eléctrica del corazón una transmisión de la misma por todo el cuerpo, así que se puede registrar en su superficie.

La magnitud y dirección de la actividad eléctrica registrada en la superficie corporal es el promedio de las despolarizaciones y repolarizaciones acumuladas de las células cardiacas en un momento dado, siendo la resultante de este promedio una aproximación bastante precisa y reproducible de la actividad eléctrica cardiaca neta [19].

2.3.1 El electrocardiógrafo

El ECG se obtiene usando un electrocardiógrafo (Figura 2.3), creado por el holandés Willem Einthoven gracias al cual ganó el premio Nobel en 1924. Está compuesto por cuatro elementos: amplificador, galvanómetro, sistema de inscripción y sistema de calibración. El corazón, para contraerse y ejercer su función de bomba, necesita ser eléctricamente estimulable. Estos estímulos eléctricos producen diferencias de potencial, que pueden registrarse. La actividad eléctrica cardiaca se recoge a través de una serie de cables conectados a la superficie corporal del individuo. Esta señal eléctrica se envía a un amplificador que aumentará la pequeña diferencia de potencial que se ha producido en el músculo cardiaco. El amplificador está conectado a un galvanómetro, es decir, a un oscilógrafo cuya función es la de mover una aguja inscriptora que imprimirá la corriente eléctrica e un papel milimetrado. La aguja inscriptora se desplazará, en mayor o menor grado, de acuerdo a la magnitud del potencial creado y lo hará hacia arriba o hacia abajo según la polaridad de dicho potencial. Finalmente, el electrocardiógrafo tiene un sistema de calibración y filtrado que evita que otros tipos de corriente interfieran en la señal eléctrica cardiaca, al tiempo que permite la estandarización o calibración del electrocardiograma, de manera que un potencial eléctrico de 1 mV produzca un desplazamiento de la aguja inscriptora de 1 cm [20].

Las conexiones del aparato son de tal manera que una deflexión hacia arriba indica un potencial positivo y una deflexión hacia abajo un potencial negativo.

En el electrocardiógrafo se puede seleccionar la velocidad del papel (10, 25, 50 y 100 mm/s), la calibración (5,10 y 20 mm/mV) y las derivaciones que se registren en un momento dado.

Los electrodos no se colocan en cualquier sitio, sino en las localizaciones preestablecidas para conseguir una estandarización de forma que los electrocardiogramas sean iguales en todas partes y comparables los datos obtenidos.

Al colocar los electrodos podemos obtener 12 derivaciones que registran la actividad del corazón de forma simultánea. Esto quiere decir que se observa el mismo fenómeno desde 12 localizaciones diferentes [19].

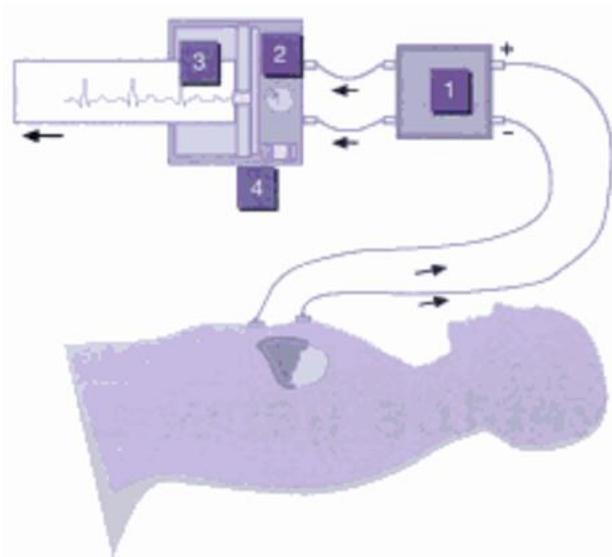


Figura 2.3. Elementos de un electrocardiógrafo. 1) Amplificador. 2) Galvanómetro. 3) Sistema de inscripción. 4) Sistema de calibración.

2.3.2 Interpretación de un trazado electrocardiográfico

El ECG es una ayuda diagnóstica invaluable pero como cualquier otro método siempre debe correlacionarse con los datos clínicos.

El ECG de 12 derivaciones es útil en el diagnóstico de crecimiento auricular y ventricular, es herramienta de primera mano en los servicios de urgencias para diagnóstico de síndrome coronario agudo, taquiarritmias, y pericarditis; para el diagnóstico de ciertos fármacos para apoyar en el diagnóstico de alteraciones electrolíticas entre otras [21].

Para la lectura e interpretación de un trazado electrocardiográfico, es necesario tener un ordenamiento lógico, que permita emitir un diagnóstico de manera racional. Esta metodología se encuentra en el Anexo C, donde se muestran las bases para la interpretación de los trazos de ECG.

2.4 Trabajos relacionados

Numerosos trabajos se han desarrollado tanto para las Redes de Área Corporal (BAN–Body Area Network) como para los Sistemas de Soporte de Decisión Clínica (CDSS–Clinical Disease Support System).

En el caso de las redes de área corporal (BAN) diversos sistemas con dispositivos móviles se han propuesto para diagnóstico ambulatorio y monitoreo continuo para enfermedades crónicas. Algunos de ellos actúan de manera individual con muchas limitantes en funcionalidad comparados con una Red de Área Corporal compuesta de sensores biométricos. Estos sistemas los podríamos clasificar dentro de tres grupos: 1) sistemas que recolectan las señales obtenidas de los sensores realizando el análisis y clasificación de los datos recolectados después de terminado un periodo

determinado de tiempo; 2) sistemas que realizan el análisis y clasificación en tiempo real de manera remota; 3) sistemas que proveen de análisis y clasificación local en tiempo real.

Dentro de la primera clasificación de sistemas podemos hablar de sistemas basados en Holter (ver Anexo B), los cuales realizan la recolección de la señal ECG durante un periodo determinado de tiempo (24 a 48 horas), sin embargo, no existe ningún tipo de procesamiento de la señal en tiempo real ya que el análisis se realiza después de que la recolección de datos llegó a su fin.

Análogamente tenemos para la segunda clasificación de sistemas una serie de ejemplos que realizan monitorización de un paciente de manera remota, es decir, carecen de procesamiento en tiempo real de las señales biológicas obtenidas por los sensores en el dispositivo móvil, de modo que todo el procesamiento se realiza de manera remota. Por ejemplo en [2] se propone un sistema de monitoreo remoto de señales fisiológicas basado en sensores Bluetooth (ver Figura 2.4).

Este sistema se consiste principalmente de tres componentes principales: sensores médicos (nodos de sensores), un módulo de comunicación y un servidor remoto junto con el personal médico que se encuentran en otra locación, por ejemplo un hospital o clínica. La arquitectura que se propone se compone de varios sensores por ejemplo un ECG para la actividad cardiaca, sensores para medir la actividad muscular (EMG), de presión sanguínea, glucosa, temperatura, saturación de oxígeno además de un sensor para la actividad física, además de poder integrar sensores no médicos, como un medidor de la humedad ambiental, iluminación y temperatura, entre otros.

Estos sensores pueden ser configurados de manera selectiva con respecto a las necesidades de cada paciente, de forma tal que se escogen solo aquellos que sean relevantes para el diagnóstico de la enfermedad. Cada nodo procesa la información obtenida y ésta es enviada por medio de Bluetooth a un nodo que coordina todos los demás. A su vez este nodo que actúa como maestro se comunica con una puerta de enlace (PC, PDA, celular) para enviar la información vía internet (WLAN, GPRS, Ethernet) al servidor donde la información es analizada por el equipo médico.

En esta arquitectura se tiene especial énfasis en la seguridad de los datos; por lo que implementa un sistema de autenticación y encriptado de la información de manera que todo sea estrictamente confidencial y la información no pueda ser manipulada o usada con algún otro fin. Esto se realiza en cuatro pasos: se crea una llave de inicialización, se crea una llave de enlace, se autentifica lo que deriva en una llave para encriptación de datos.

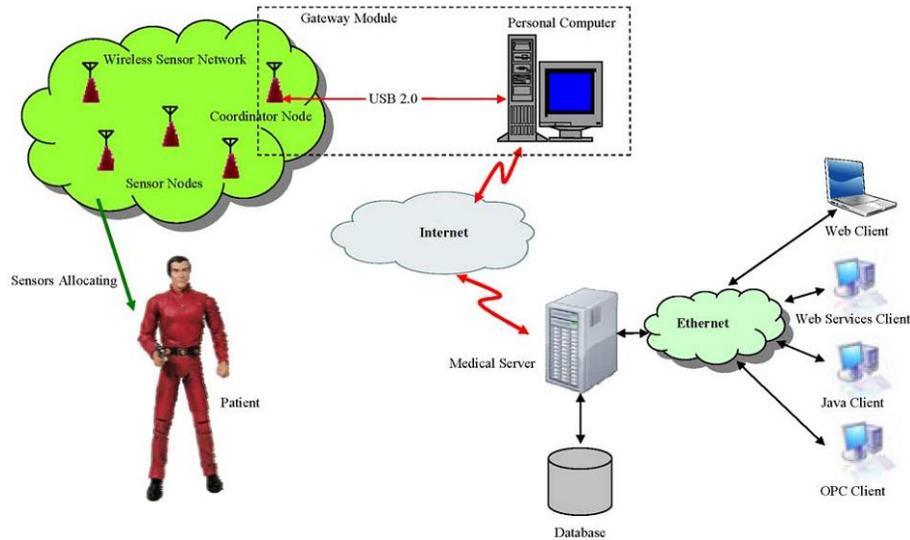


Figura 2.4. Arquitectura del sistema de monitoreo remoto de señales fisiológicas basado en sensores Bluetooth [2].

El diseño de este sistema se pensó para dos posibles escenarios a tratar, en un hogar así como también en un hospital. Para su implementación en un hogar cada nodo sensor colecta alguna señal fisiológica, las cuales son enviadas al nodo coordinador el cual se conecta por medio de USB a una PC conectada a internet. La PC establecerá una comunicación en un canal de datos seguro con el servidor médico enviando de manera periódica información actualizada del paciente donde el personal médico responderá con un diagnóstico e indicaciones para el paciente.

En la misma categoría tenemos un sistema de monitoreo basado en RFID (Identificación por Radio Frecuencia por sus siglas en inglés) a través en teléfono inteligente con Sistema Operativo Windows Mobile 6.1 [23], el cual se compone de un solo sensor, en este caso el sensor mide el pulso cardiaco y la temperatura del paciente que lo porta.

El sistema propuesto es llamado sistema de monitoreo de salud móvil, MHMS por sus siglas en inglés. El cual se compone principalmente del sensor que mide tanto pulso cardiaco como la temperatura de la persona y transmite esta información por medio de RFID, un receptor RFID para las señales provenientes del sensor, que a su vez transmite los datos colectados por medio de Bluetooth a un teléfono inteligente. El cual es utilizado como puerta de enlace hacia una estación médica remota a través de cualquier medio de comunicación que tenga disponible el teléfono, pudiendo ser HSDPA, Wi-Fi, WiMax, GPRS, etc., además el GPS integrado en el teléfono es empleado para transmitir la localización del paciente.

El sistema cuenta con un sistema de emergencias que se activa mediante un botón, el cual automáticamente marcará los números para emergencias que estén configurados previamente, además envía un SMS con la posición que el GPS proporcione para que otras personas puedan ayudar. Además de esto el usuario que porta el sistema tiene la opción de ver lo que los sensores están captando, esto debido a que la aplicación muestra en pantalla la información.

En el lado del servidor remoto se muestra de manera continua los datos de la temperatura corporal y el pulso cardiaco, y se despliega en pantalla con ayuda de Google Maps la posición del paciente que porta el dispositivo de manera que el personal médico no tenga inconvenientes en localizar a la persona si necesita algún tipo de asistencia.

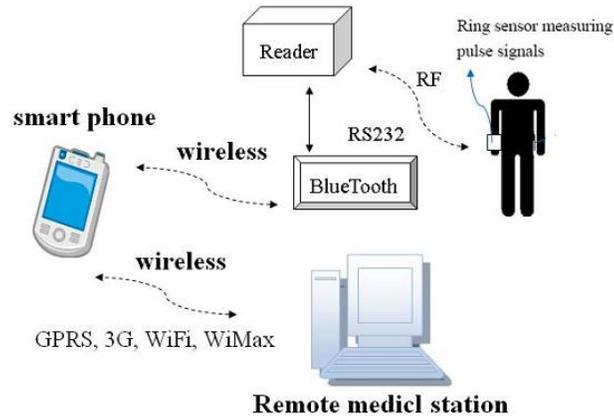


Figura 2.5. Arquitectura MHMS [23].

La elección de utilizar RFID como protocolo para el enlace entre el sensor y el teléfono es debido a la baja energía necesaria para la transmisión de datos, lo que se traduce en mayor tiempo de monitorización en comparación con otro protocolo de transmisión, por ejemplo Bluetooth.

Una de las principales desventajas de este sistema es que solo cuenta con un tipo de sensor, sin embargo su portabilidad es mucho mayor a comparación del sistema previo, el cual su configuración podría suponer llevar en el cuerpo numerosos dispositivos, lo cual lo hace ideal si el paciente a monitorear realiza actividades fuera de su hogar.

En contraparte en [16] se propone un sistema que emplea de igual forma RFID como principal sistema de comunicación, sin embargo, el sistema emplea un teléfono inteligente con sistema Android para manejar la transferencia de datos a una estación de análisis remota. La arquitectura propuesta está basada en una Red de Área Corporal (BAN) con nodos que pueden detectar diferentes tipos de señales corporales (ECG, EMG, EEG, etc.), dichos sensores se comunican con un receptor central, la estación base emplea un red tipo estrella con TDMA estático como protocolo.

La estación base propuesta consiste en un microcontrolador, un receptor/transmisor de radio y un bloque lógico de sincronización (ver Figura 2.6). Este diseño emplea el protocolo SDIO que ofrece la posibilidad de usar el puerto destinado para la memoria SD como un puerto I/O. Con lo que se obtiene una estación de radio base en el mismo teléfono empleando el puerto de la memoria para realizar la comunicación. El encargado de esta tarea es el microcontrolador que mediante la interfaz SPI realiza el envío de datos como si de una memoria SD se tratara. Esto reduce el consumo de energía final aumentando la autonomía de la Red de Area Corporal.

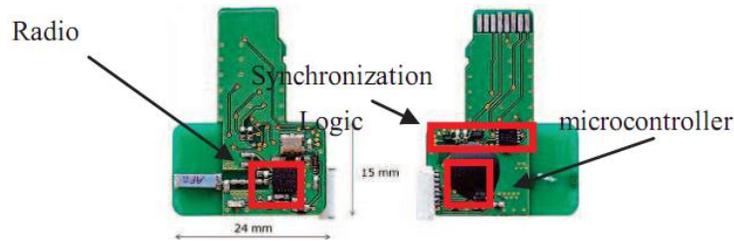


Figura 2.6. PCB de la micro-SDIO estación base [16].

Un sistema que podríamos considerar un híbrido entre los sistemas anteriores es el propuesto en [24], el cual hace uso de ambos conceptos, permitiendo al paciente escoger entre dos formas de realizar la monitorización, pudiendo ser desde casa o fuera de ella, siendo el sistema lo suficientemente inteligente para distinguir dónde se encuentra. Este sistema está pensado en especial para el monitoreo de enfermedades cardiovasculares (ver Figura 2.7).

Para ello se tiene un diseño del sistema donde se emplea un sensor que recolecta la señal ECG y el pulso del paciente y transmite estos datos por Bluetooth. Si el paciente se encuentra en su hogar el sensor se conecta a un dispositivo de enlace conectado a internet y trabaja con un sistema operativo basado en Linux que despliega la información en una televisión desde la cual de manera opcional puede ingresar sus niveles de glucosa y presión arterial. El despliegue de la información en la televisión facilita la manipulación del sistema para las personas de la tercera edad. Este dispositivo recolecta la información que le llega del sensor de ECG y realiza un análisis del complejo QRS con el que calcula el ritmo cardiaco transitorio el cual es transmitido al servidor remoto.

En caso de que la persona tenga que salir de su hogar existe la posibilidad de continuar con la monitorización por medio de un teléfono inteligente con sistema operativo Android que sirve de enlace con el servidor. Con la variedad de protocolos de comunicación que tiene el dispositivo móvil, este establece un enlace con el sensor por Bluetooth y transmite la información por medio de una red inalámbrica (Wi-Fi, 3G, GPRS, etc.).

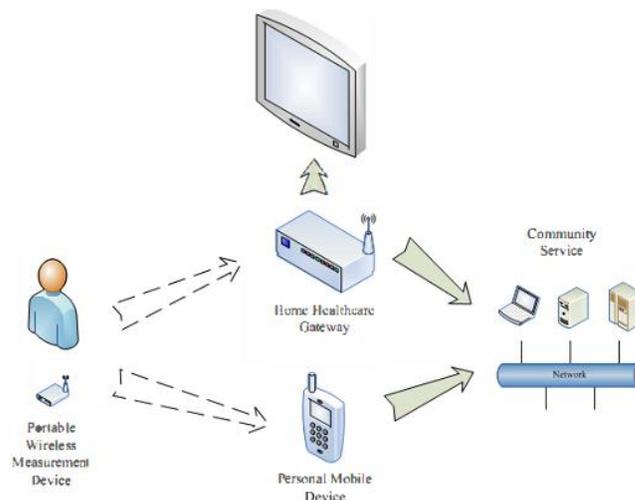


Figura 2.7. Esquema del diseño del sistema de salud móvil [24].

El servidor de cuidado de la salud comunitario realiza un análisis de toda la información que se ha subido a la base de datos. Este servidor de igual forma proporciona una página Web para que tanto pacientes como doctores puedan acceder a la información almacenada en la base de datos. El sistema sirve de apoyo a los médicos al evaluar la salud del paciente obteniendo un índice cardiovascular crítico o proveyendo de sugerencias basadas en un sistema de soporte de decisiones clínicas.

Para el caso del sistema propuesto en [25] se sale del estándar hasta ahora mostrado. En este sistema el protagonista es el sensor que recolecta la señal del cuerpo; unos audífonos modificados son los encargados de sensar cambios en el pulso bilateral de volumen sanguíneo del usuario (BVP) que los porta, de forma que es posible medir los cambios en el ritmo cardiaco (HRV) mientras se escucha música. El enfoque que se toma está en gran medida dado por un estudio realizado acerca de la forma en la que se sienten las personas al llevar consigo un dispositivo para sensado de señales corporales, el cual arrojó que muchos no se sienten cómodos al usar dispositivos externos para sensado ya que son socialmente poco aceptados. Con este motivo se dieron a encontrar una forma de cumplir con ambas tareas, llegando a la conclusión de que unos audífonos modificados son ideales para este propósito, demostrando que no solo son efectivos a la hora de la adquisición de la señal, sino que además contribuyen a disminuir el estrés del paciente a la hora de la prueba al estar éste escuchando música.

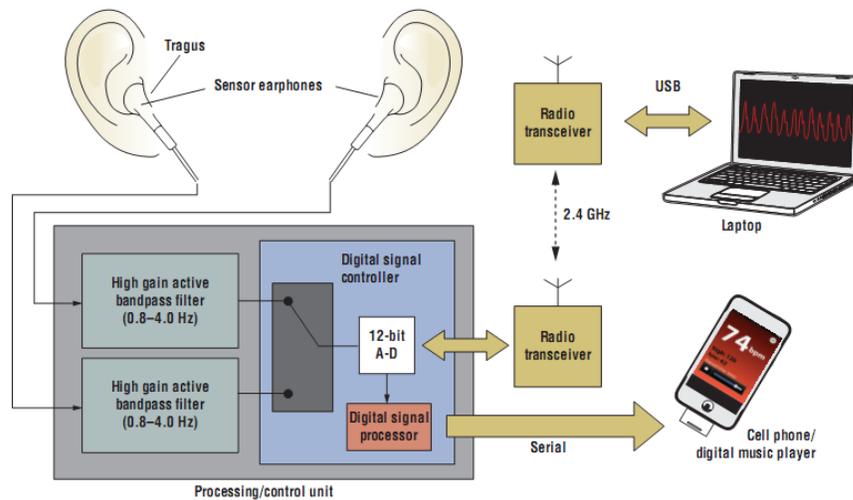


Figura 2.8. Arquitectura del sistema de audífonos con sensores para la medición del ritmo cardiaco [25].

Como se puede observar en la Figura 2.8 los audífonos no solo tienen comunicación alámbrica con el dispositivo al cual están conectados (iPhone o iPod touch), sino que también transmiten la información de manera inalámbrica. Esto es posible a través de un módulo de radio a 2.4 Ghz hacia una computadora que cuenta con un módulo de radio conectado por USB donde se realiza un análisis más exhaustivo de los datos colectados.

Continuando con los sistemas clasificados en el apartado número dos tenemos al sistema propuesto en [26] donde se realiza un estudio del uso de un teléfono inteligente para realizar todas las funciones en un sistema de monitoreo, es decir, realizar las funciones de recolección de la información enviada por los sensores, procesar estos datos, servir de enlace con el servidor además de ser utilizado de teléfono celular para las actividades diarias como lo son realizar llamadas, mandar mensajes, usar del GPS, navegar en internet y ser usado como sistema de entretenimiento (video, música, cámara fotográfica, etc.).

El estudio realizado mostró que el teléfono inteligente era capaz de realizar todo lo anterior con un software corriendo en segundo plano para la recolección de datos y procesamiento, sin embargo en ciertas circunstancias de carga máxima del procesador el dispositivo perdía paquetes de datos, lo cual es inaceptable por tratarse de información de vital importancia para el paciente, con lo que se llegó a la conclusión de que un solo dispositivo no es suficiente para cubrir todas las actividades antes mencionadas sin pérdida de datos.

Esto derivó en la propuesta de creación para un dispositivo con interfaz Bluetooth que sirve de mediador entre los sensores y el teléfono inteligente con el objetivo de aligerar la carga de procesamiento. Este dispositivo se encarga de recolectar todos los datos crudos, realizar un preprocesamiento de las señales enviadas por los sensores y transmitir esta información de manera periódica al teléfono inteligente para que éste los muestre en la interfaz gráfica y sean enviados a los servidores donde se realizará un procesamiento más avanzado de la señal en busca de alteraciones.

En la Figura 2.9 se observa la arquitectura de este sistema, donde se muestra el mediador llamado Puerta de enlace Personal de Monitoreo para la Salud o PHM-Gate por sus siglas en inglés.

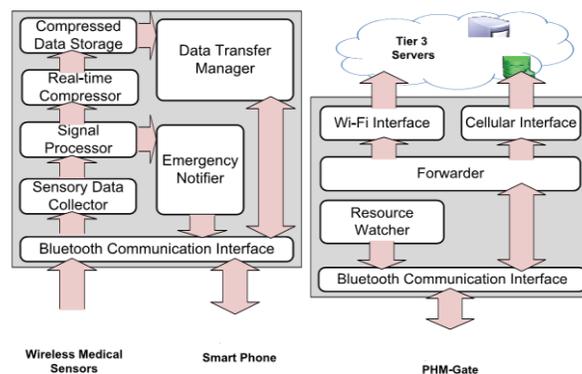


Figura 2.9. Diagrama de bloques del sistema completo junto con el asistente PHM-Gate [26].

El preprocesamiento que realiza el PHM-Gate incluye un sistema de detección de situación de emergencias, el cual notifica al teléfono inteligente de que se está produciendo una situación de riesgo para el paciente, con lo que el sistema instalado en el teléfono es capaz de mandar una señal de alerta a los servidores para que tomen acciones al respecto.

En el trabajo realizado en [27] vemos que repiten como sistema operativo Android, siendo éste muy empleado por ser un sistema libre, además de ser fácil de programar gracias al gran apoyo que se tiene por parte de la comunidad, lo cual facilita encontrar la documentación necesaria para el desarrollo. El sistema propuesto es basado en la Web, permitiendo realizar la sincronización con el teléfono inteligente, procesamiento avanzado de los datos así como su presentación de manera gráfica en el dispositivo. La arquitectura general del sistema Telecare (Figura 2.10) es muy parecida a los sistemas antes presentados, con la diferencia del sensor, que en esta ocasión es una pulsera la cual sensa el ritmo cardiaco, saturación de oxígeno en la sangre y agrega un nuevo sensor, un acelerómetro, el cual tiene como tarea monitorear la actividad motriz diaria.



Figura 2.10. Diagrama de bloques del sistema Telecare [27].

Todas las señales pasan a través de un microcontrolador PICF24 el cual se encarga de digitalizar las señales provenientes de los sensores análogos, empaquetarlas y enviarlas mediante 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 realizará un análisis detallado de la información para proporcionar un diagnóstico y asistir al paciente que porta el dispositivo.

La gran diferencia que tiene el sistema Telecare con los antes vistos es el uso del acelerómetro (Figura 2.11) que proporciona información adicional que es utilizada para el diagnóstico y monitoreo de la fase en la que se encuentra la enfermedad o para validar el uso de la medicación del paciente. Esto abre un nuevo abanico de posibilidades al personal médico, el cual ahora no solo tienen la información relacionada con los signos vitales sino también pueden cotejar estos datos con el comportamiento motriz del individuo para llegar a un diagnóstico más preciso.

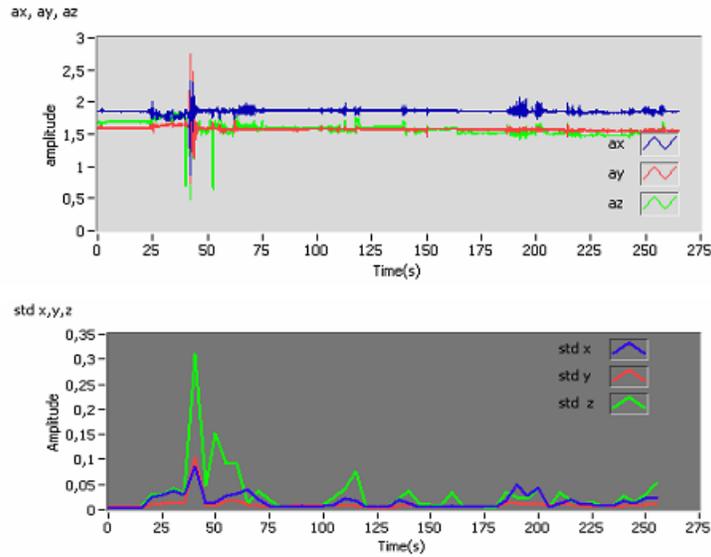


Figura 2.11. Voltajes correspondientes al acelerómetro en los ejes X, Y, Z [27].

En [15] se cambia el enfoque del sistema y se realiza un análisis de diversas tecnologías para realizar la conexión entre un teléfono inteligente y los sensores (BT, ZigBee, NFC, RFID, entre otros) donde se analizan diversas características de cada tecnología como lo son: velocidad de transferencia de datos, rangos de transmisión, consumo de energía, seguridad, número de nodos que soporta; concluyendo con el uso de Bluetooth como una de las más equilibradas y con gran presencia en el mercado actual. Esto lleva a otra interrogante como es la elección de un sistema que funcione de enlace entre el paciente y el equipo médico.

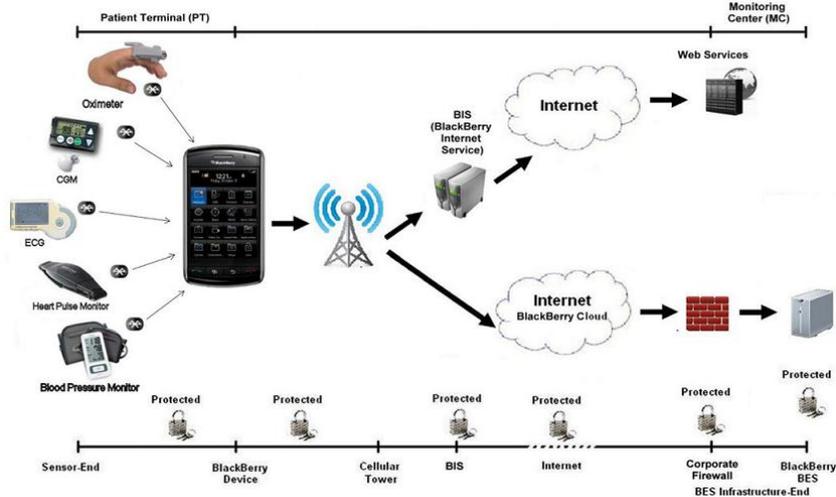


Figura 2.12. Solución BB para la comunicación entre la terminal del paciente y el centro de monitoreo [15].

Su análisis les lleva a utilizar una solución de BlackBerry (Figura 2.12) debido a toda la infraestructura que posee esta compañía en cuestiones de seguridad para comunicación entre dos

dispositivos BB o en su defecto un servidor Web para el almacenamiento de los datos para su posterior análisis. Sus altos niveles de seguridad son ideales para mantener la confidencialidad de los datos del paciente además de que ofrecen servicios en la nube si es que son requeridos.

Sin embargo esta elección de sistema tanto de infraestructura como de dispositivos móviles tiene ciertas desventajas, teniendo como gran implicación la poca interoperabilidad con otros sistemas, eso sin mencionar que se deja en manos de los servicios de BlackBerry lo concerniente a la seguridad de la información no solo de los datos sino también el camino que toma de una terminal a otra.

En [28] se realiza un análisis de los retos que se tienen que superar para un correcto desarrollo de una aplicación de tipo mHealth. Comenzando el análisis con el impacto de los bio-sensores en mHealth, el procesamiento de sus señales, e incluso proponiendo llevar estos servicios a la nube. Se revisan de manera detallada problemáticas de seguridad en todas las capas, comenzando por la aplicación que se tiene instalada en el celular o dispositivo móvil, el cual debe de contar con algún protocolo de autenticación, el cual puede muy sencillo; como el reconocimiento de la tarjeta SIM (3GPP) hasta protocolos más complejos.

Por otro lado se tiene que considerar la seguridad que proporcionan los dispositivos móviles, ya que cada plataforma (Symbian, BlackBerry, Windows Mobile, Android, iOS, J2ME, Java FX) atiende de maneras distintas el tema de la seguridad. Sistemas avanzados como WM, BB, Android, iOS y Symbian cuentan con una serie de protocolos que implementan un buen nivel de seguridad, sin embargo no todos los dispositivos móviles llevan consigo un sistema operativo avanzado lo cual lleva a un análisis de las posibles soluciones.

También se hace referencia que es importante tomar en cuenta la seguridad en las redes, que si bien tienen sistemas de encriptado, y en su mayoría utilizan protocolos bien conocidos que trabajan bajo TCP/IP se habla del uso HTTPS como protocolo de seguridad para sistemas que no cuentan con un sistema operativo avanzado.

Por último se aborda el tema de la seguridad en el terminal móvil, es muy frecuente perderlo, o que éste sea hurtado por lo que es importante contar con una forma de autenticar quien accede a la información almacenada, siendo una excelente opción optar por un sistema biométrico de seguridad lo cual incrementa la seguridad para los sistemas mHealth existentes.

No todos los sistemas de monitorización del paciente realizan el análisis de las señales de igual forma, un claro ejemplo es el de [29] donde se propone un sistema llamado HUMECS (Hoseo University mobile e-Health care system) (Figura 2.13) que se compone de un cliente personal móvil (PMH, Personal Mobile Host) el cual mide y analiza la información del paciente, la transmite al centro de control donde es almacenada y es monitoreada periódicamente por el personal médico para ver el estado del usuario, y en caso de estar ante una situación de emergencia actuar de manera rápida.

El PMH está compuesto de un módulo de sensores para monitorear la condición del paciente usando dispositivos electrónicos, tales como un sensor de vibraciones, un acelerómetro y un módulo de GPS para rastrear la localización del paciente en todo momento si es que llega a ocurrir una emergencia, y un módulo de CDMA que envía mensajes de texto al hospital y al personal médico responsable para reportar la localización precisa del paciente y un código correspondiente a la emergencia que se presenta.

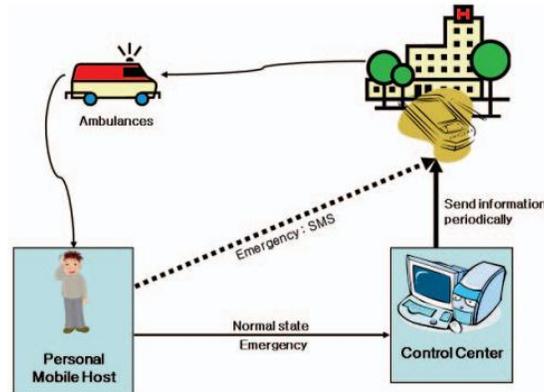


Figura 2.13. Arquitectura del sistema de cuidado móvil e-Health HUMECS [29].

El módulo PMH analiza patrones en los datos y monitorea el estado del paciente mediante un sensor de aceleración y uno de vibraciones que se comunican con el PMH por medio de ZigBee. Si el paciente llega a caer de forma abrupta debido a algún padecimiento (apoplejía, ataque cardiaco, anemia severa) y no es capaz de manejar la situación, el sistema detecta esto de manera automática por medio de los sensores y manda un mensaje de texto de emergencia al hospital y al personal médico para que acudan de inmediato.

Para el análisis de los datos recolectados por los sensores de aceleración y vibración se emplea una red neuronal con aprendizaje de propagación hacia atrás (ANN - BP), la cual una vez entrenada proporciona una clasificación rápida de los eventos que están ocurriendo.

Este sistema tiene como principal diferencia con los anteriores la utilización de un algoritmo de inteligencia artificial (IA) para el análisis de los datos, sin embargo llegan a la conclusión de que el prototipo empleado para las pruebas tuvo un desempeño por debajo de lo esperado, con lo que continúan con su desarrollo.

Todos los sistemas previamente mencionados pertenecen a la categoría número dos, es decir, monitorización y clasificación de los datos en tiempo real de manera remota, estos sistemas requieren estar constantemente comunicándose con una central para que se recolecten los datos y proporcionen un diagnóstico al paciente. En el caso del sistema propuesto en [29] se realiza un análisis de ciertos parámetros, sin embargo el prototipo que se implementó solo utiliza sensores de aceleración y vibraciones para detectar una emergencia, lo cual es insuficiente.

El sistema que se analiza a continuación queda dentro de la tercera clasificación, análisis en tiempo real de manera local. Este tipo de sistemas si bien no están aislados de una central que recolecta los datos y analiza la información enviada, sí realizan un análisis local de manera profunda a las señales que recolectan para generar un diagnóstico previo y ver si existe riesgo alguno. Esta característica permite que el paciente pueda saber en todo momento si corre algún riesgo incluso si el dispositivo pierde la conexión con la central.

El proyecto propuesto en [30] llamado HeartToGo (Figura 2.14) se enfoca principalmente en 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 cardiacas.



Figura 2.14. Flujo de trabajo del procesamiento de la señal ECG en el sistema HeartToGo [30].

Para ello se diseñó un módulo con una máquina de aprendizaje basado en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares (CDV – Cardiovascular Disease) y se propuso una red neuronal artificial adaptativa (ANN) basada en una estrategia híbrida para los métodos de entrenamiento tanto con el paciente como con una base de datos médica.

El prototipo emplea un sensor de Alive Technology, el cual captura la señal ECG y entrega 300 muestras por segundo con una resolución de 8 bits. Esta señal es analizada con el algoritmo de Pan-Tompkins para la detección del complejo QRS.

La red neuronal empleada es una “Feed Forward Multilayer Perceptron” (MLP) la cual realiza una clasificación de latido por latido. Aquí es donde la ANN realiza un análisis de la morfología de los latidos para realizar una detección de una posible anomalía e identificar una arritmia con anticipación.

Uno de las principales características de este sistema es la forma en la que es entrenada la ANN, siendo ésta de manera híbrida. Se realiza un entrenamiento previo con una base de datos médica y al momento de ser utilizado con un paciente real, esta red se adapta para proporcionar un

diagnóstico más preciso. La red es capaz de detectar entre 13 tipos de arritmias o clasificar la señal como normal.

En las pruebas realizadas con este prototipo se tuvieron resultados más que satisfactorios para diferentes tipos de clasificación, solo uno estuvo por debajo del 90% de acierto, sin embargo está por encima del promedio.

Como se ha mencionado en los trabajos anteriormente citados, el diagnóstico médico es uno de los temas más importantes en el cuidado de la salud. La precisión en el diagnóstico contribuye a que el paciente reciba un tratamiento adecuado, lo que conlleva a su recuperación y por ende a la cura de su enfermedad.

A continuación veremos algunos trabajos realizados en torno a los Sistemas de Soporte de Decisión Clínica o CDSS por sus siglas en inglés. Estos sistemas tienen como meta principal apoyar el diagnóstico médico, siendo una herramienta de ayuda a la hora de identificar diversos trastornos en los pacientes de manera automática mediante el análisis de los datos, sin embargo, la decisión final sobre el diagnóstico es siempre tomada por un especialista.

En [31] se hace un análisis de la metodología de diversos algoritmos, tales como las Redes Neuronales Artificiales, Lógica Difusa y los Algoritmos Genéticos, clasificándolos dentro de una categoría llamada Computo Suave (Soft Computing). Estos algoritmos son algunos de los empleados para la construcción de sistemas de diagnóstico asistido de alta precisión.

Uno de estos algoritmos son las Redes Neuronales Artificiales (ANN), introducidas en los años cincuenta, las cuales se componen principalmente de tres componentes que se interconectan; las unidades de entrada, las unidades ocultas y las salidas (ver Figura 2.15). Cada una de estas unidades, también llamadas neuronas, están conectadas por enlaces, cada cual tiene asignado un valor número de “peso”. Estos pesos son determinados a través del proceso de entrenamiento.

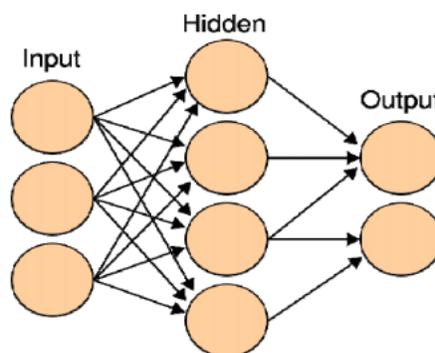


Figura 2.15. Elementos de una Red Neuronal Artificial [30].

Por otro lado se tiene la Lógica Difusa (FL) desarrollada en 1965 por Zadeh. Es en este sistema donde una expresión puede ser verdadera, falsa o cualquier valor intermedio. En FL se tienen reglas que permiten que una salida tome un valor entre 0 y 1, basado en una función llamada de

pertenencia, esto la diferencia de la lógica booleana donde solo se pueden tener valores binarios. La Lógica Difusa ha demostrado que es capaz de resolver problemas con incertidumbre.

Por último están los Algoritmos Genéticos (GA) propuestos en 1975 por Holland. Estos algoritmos han demostrado la capacidad de resolver diversos tipos de problemas y tienen tres componentes principales: búsqueda inteligente, optimización y aprendizaje automático. Los Algoritmos Genéticos están inspirados en el principio de evolución biológica, imitando el proceso de reproducción y selección natural, con el fin de encontrar una solución para cualquier problema dado. Un proceso típico para un Algoritmo Genético se muestra a continuación:

- Identificar el problema.
- Representar el problema como un cromosoma.
- Definir la función de aptitud.
- Construir los operadores genéticos
- Ejecutar el Algoritmo Genético y afinar sus parámetros.

En el mundo real los científicos se topan con problemas que no son ideales. Esto representa que un problema puede estar en un estado impreciso o incierto. Este tipo de problemas no pueden ser enfrentados con la lógica computacional convencional, es donde entra en juego el Cómputo Suave que es capaz de enfrentar y resolver este tipo de obstáculos.

La idea principal del Cómputo Suave no es solo emplear alguno de estos algoritmos previamente mencionados, sino realizar combinaciones de ellos para superar las debilidades individuales de cada uno y darle más robustez al sistema, esto a manera de crear un sistema híbrido con más capacidades para resolver problemas complejos.

Entre las combinaciones que se pueden realizar tenemos los sistemas Neuro-Difusos (Neuro-Fuzzy, NN-FL). En este tipo de sistemas se combinan las redes neuronales y los difusos donde se tienen dos posibles formas donde la red neuronal es controlada por un sistema difuso o la lógica difusa es ajustada por una Red Neuronal.

Otra combinación utilizada para resolver problemas son los sistemas de Lógica Difusa con Algoritmos Genéticos (Fuzzy-Genetic Algorithm, FL-GA). En este caso se tienen dos tipos de combinación Lógica Difusa adaptada por un algoritmo genético y algoritmos genéticos controlados por lógica difusa.

Así mismo tenemos los sistemas que combinan Redes Neuronales y Algoritmos Genéticos (Neural Network and Genetic Algorithms, NN-GA). En esta metodología una red neuronal es unida junto con un algoritmo genético donde en la mayoría del tiempo estos sistemas híbridos operan con una red neuronal aprendiendo de un algoritmo genético para optimización.

Por último están los sistemas que hacen una combinación de todo lo antes mencionado, Red Neuronal, Lógica Difusa y Algoritmos Genéticos (NN-FL-GA). Estos sistemas utilizan todas las características de cada algoritmo individual para contrarrestar las debilidades que presentan

individualmente, una metodología que se emplea generalmente es cuando los parámetros de entrenamiento de la red neuronal son optimizados primero por un algoritmo genético, mientras que la red neuronal ajusta la lógica difusa.

Todos estos sistemas antes mencionados, híbridos o no, han demostrado resolver problemas de diagnóstico médico complejos con resultados más que satisfactorios, lo cual eleva el grado de precisión del diagnóstico final.

En [32] se analizan las problemáticas que tienen los médicos para llegar a un diagnóstico acertado, lo que lleva a buscar un método efectivo para el diagnóstico médico, es ahí donde se propone una solución por medio de Redes Neuronales, metodología previamente mencionada y que entra en la clasificación de Cómputo Suave.

Uno de los mayores problemas en el campo de la medicina es el diagnóstico médico. Las personas tienden a cometer errores y esto puede ser un problema serio a la hora de enfrentar un problema clínico. Uno de los principales problemas del diagnóstico médico, en general, es la subjetividad del especialista. Esto se denota mucho en el diagnóstico final que está muy relacionado con la experiencia del especialista. Esto es dado que el resultado no depende de una solución sistemática sino de la interpretación de los signos del paciente.

Los especialistas tienen que resolver el problema de deducir ciertas enfermedades o formular un tratamiento, basados mayormente en observaciones más o menos específicas y conocimientos previamente adquiridos. Para estas tareas se tienen ciertas dificultades básicas que tienen que ser tomadas a consideración:

- La base para un diagnóstico válido es, un número suficiente de casos experimentados, que solo se puede obtener a través de la carrera del médico y en el final del proceso de formación académica.
- Existen enfermedades raras o nuevas que aun cuando se cuenta con experiencia los médicos se encuentran en la misma situación que los recién egresados.
- Los seres humanos se asemejan más a un sistema de reconocimiento de patrones que a uno de cómputo estadístico. Las personas reconocen más fácilmente los patrones u objetos pero fallan cuando hay que asignar probabilidades a las observaciones que realizan.
- La calidad del diagnóstico depende completamente del talento y experiencia de la persona que lo realiza.
- Problemas emocionales o de fatiga degradan el rendimiento del médico.
- El entrenamiento de los especialistas toma mucho tiempo y es costoso.
- La ciencia médica es una de las que mayores cambios y crecimiento presenta en la actualidad.

A pesar de estos problemas y muchos otros la cuestión es descubrir cómo una computadora puede ayudar en el diagnóstico médico. No es realista decir que se puede construir actualmente un

sistema computacional completamente autónomo para el diagnóstico médico. Sin embargo con las técnicas de inteligencia artificial o cómputo suave pueden ser útiles. Una computadora nunca se cansa, aburre, puede ser actualizada con facilidad en cuestión de segundos, es más económica y fácil de distribuir.

Una buena parte de las personas que acuden a recibir atención médica no siempre se encuentran enfermos o su problema no es algo serio, con un sistema inteligente de diagnóstico puede liberar a los doctores de este porcentaje de casos y dejarlos libres para enfocarse en aquellos que son más serios.

Las redes neuronales son ideales para realizar diagnósticos debido a que no se necesita un algoritmo específico para reconocer el padecimiento, solo es necesario un grupo de ejemplos que contengan los representantes de todos los posibles escenarios.

Otra forma de afrontar este problema son los sistemas expertos, donde se emplea el razonamiento humano y el uso de una serie de reglas de decisión, las cuales verifican los síntomas y análisis de laboratorio haciendo sugerencias para diagnóstico. Sin embargo frecuentemente es difícil expresar estas reglas en un sistema, es un proceso complejo traducir conocimiento implícito en reglas explícitas, sin que se pierda o distorsione la información.

Existe una alternativa a este tipo de razonamiento, siendo el teorema de Bayes una buena alternativa. Sin embargo existen casos donde las restricciones no se pueden llevar a cabo para diferenciar un caso de otro, debido a que un problema puede tener su base en los mismos síntomas y el paciente puede tener más de una enfermedad a la vez. Debido a esto Bayes no es siempre una buena solución.

Por ello las redes neuronales son de gran ayuda para analizar problemas complejos donde las relaciones entre las entradas y salidas de datos no son bien conocidas. Además son útiles cuando el sistema que se tiene que analizar tiene un grado de incertidumbre, lo cual es muy común en la medicina. Utilizando una red neuronal se pueden monitorear varios signos del paciente de manera paralela, tales como el ritmo cardiaco y respiración, presión sanguínea, niveles de glucosa, etc.

Diversos sistemas se han desarrollado tomando en cuenta lo antes mencionado, es el caso de [33] donde se implementa un sistema para la toma de decisiones clínicas basado en Máquinas de Vector Soporte (SVM) y Redes Neuronales Artificiales (ANN).

Para su comprobación utilizaron un conjunto de datos del repositorio de UCI (University of California Irvine), en concreto se trata de la base de datos *Cleveland Heart*. La cual se encuentra dividida en cinco clases, la clase 0 corresponde a la ausencia de enfermedades, mientras que la 1, 2, 3 y 4 refieren a cuatro tipos de anomalías cardiacas.

El conjunto de datos se conforma por 13 atributos numéricos los cuales incluyen edad, sexo, tipo de dolor de pecho, presión sanguínea en reposo, colesterol, azúcar en sangre en ayuno, electrocardiograma en reposo, máximo ritmo cardiaco, dolor de pecho al hacer ejercicio, depresión

del segmento ST inducida por ejercicio comparada contra el reposo, la inclinación del segmento ST, número de vasos coloreados y un escaneo de talio. Cuenta con un total de 303 muestras de pacientes, donde 6 de estas muestras contienen atributos vacíos, de manera que solo se consideran 297 muestras, de las cuales se emplean 200 para el entrenamiento y el resto para hacer la comprobación de las redes.

Para el caso de la máquina de vector soporte de las cinco clases existentes en el conjunto se formaron dos más sencillas, una correspondiente a la ausencia de enfermedades y otra correspondiente a la presencia de alguna anomalía, es decir la unión de las clases 1, 2, 3 y 4. En la Tabla 2.1 se muestra la distribución de los datos. Mientras en la Figura 2.16 se presentan los resultados correspondientes a la máquina de vector soporte.

Tabla 2.1. Distribución de registro de la base de datos Cleveland para la SVM [33].

Diagnóstico de la enfermedad	No. de registros	Datos de entrenamiento	Registro de prueba
Presencia de anomalía cardiaca	140	90	50
Ausencia de anomalía cardiaca	157	110	47
Total	297	200	97

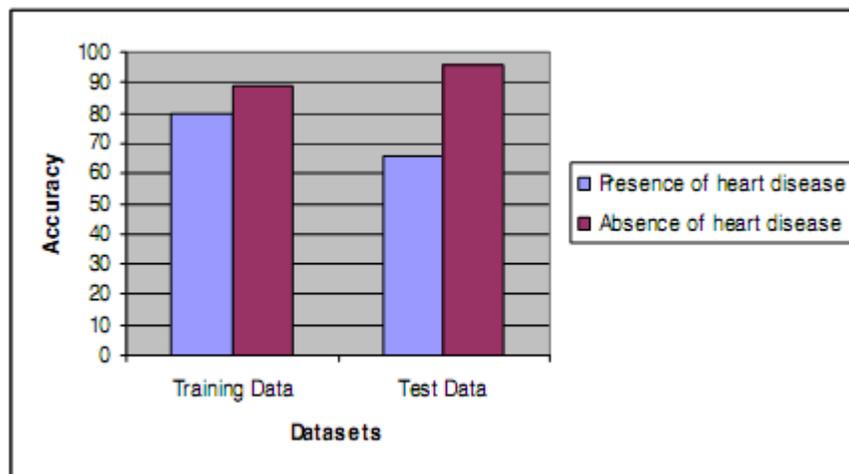


Figura 2.16. Comparación de la precisión obtenida para el conjunto de entrenamiento y el conjunto de prueba para la SVM [33].

Para el método de redes neuronales artificiales se empleó un algoritmo de Propagación hacia Atrás (Back Propagation - BP) para el entrenamiento de una red de Perceptrones Multi-Capa (Multi Layer Perceptron - MLP). En la capa de entrada se tienen trece neuronas, cada una correspondiente a cada atributo del conjunto, mientras que en la salida se obtiene un valor entre 0 y 4, donde 0 refiere a la clase donde no existe enfermedad alguna, y el intervalo de 1 a 4 indica un tipo de anomalía. La Tabla 2.2 presenta la distribución de los registros para el entrenamiento y las pruebas con la red neuronal, mientras que la Figura 2.17 muestra los resultados obtenidos en las pruebas.

Tabla 2.2. Distribución de registro de la base de datos Cleveland para la ANN [33].

Diagnóstico de la enfermedad	No. de registros	Datos de entrenamiento	Registro de prueba
0	164	122	42
1	55	40	15
2	36	20	16
3	35	27	8
4	13	11	2
Total	303	220	83

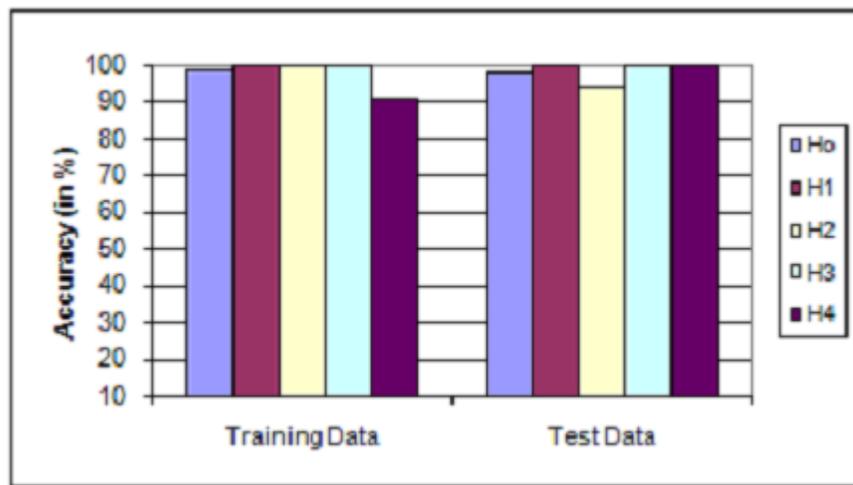


Figura 2.17. Comparación de la precisión obtenida para el conjunto de entrenamiento y el conjunto de prueba para la ANN [33].

Con las pruebas realizadas con ambas metodologías se realiza una clasificación con un alto grado de precisión para detectar si existe o no alguna anomalía, clasificando de manera correcta gran parte de los registros de prueba. Como se puede observar en las gráficas para el caso de la SVM se tiene un 80.41% de precisión y para la ANN hay un 97.5%; existe una clara ventaja por parte de la red neuronal sobre la máquina de vector soporte.

En [34] se presenta un sistema para la predicción de enfermedades cardiacas llamado HDSP, de características similares al trabajo antes expuesto. Como similitudes tenemos que utilizan el mismo conjunto de datos del repositorio de UCI para trabajar (Heart Disease), así como también la metodología empleada para resolver el problema de la predicción es una Red Neuronal Artificial (ANN).

El método de entrenamiento empleado para la red neuronal es un algoritmo de clasificación supervisada basado en prototipos llamado Vector de Aprendizaje de Cuantización (Learning Vector Quantization - LVQ), mientras en el anterior trabajo [33] se utilizaba un algoritmo de Propagación hacia Atrás (BP).

Uno de los beneficios de este algoritmo es que crea prototipos que son fáciles de interpretar por expertos en su respectiva área de conocimientos. Para crear los prototipos LVQ utiliza el algoritmo de *winner-take-all Hebbian*. Este algoritmo define prototipos para cada uno de los aspectos de los datos dependiendo de una medida de distancia dada. La posición de este llamado prototipo ganador es entonces ajustado, por ejemplo, el prototipo será movido más cerca si éste clasifica de manera correcta o es alejado en caso contrario. Uno de los problemas en LVQ es determinar una medida de distancias apropiada para entrenar y clasificar.

La red se conforma de tres capas: la capa de entrada, la capa oculta y la de salida, teniendo trece neuronas, seis neuronas y dos neuronas respectivamente (ver Figura 2.18).

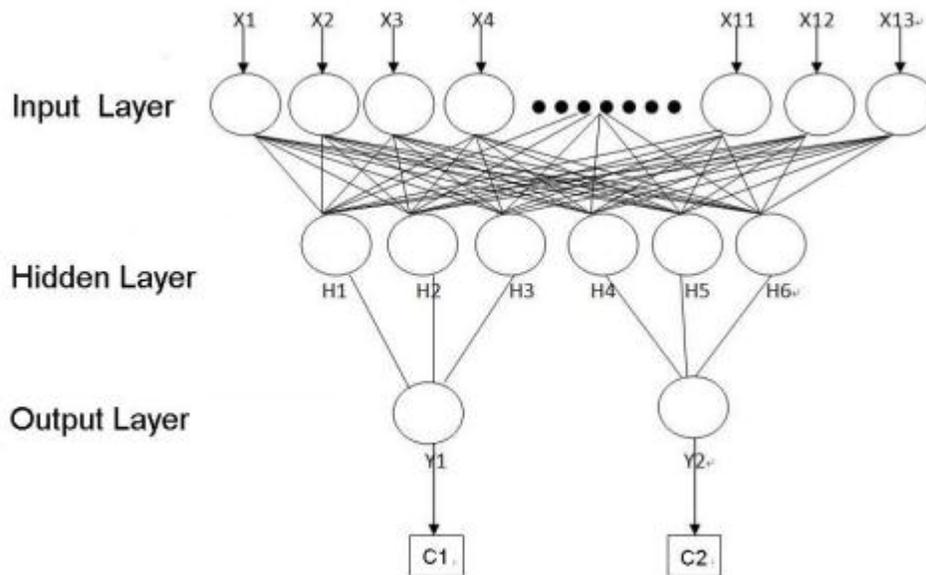


Figura 2.18. Modelo del sistema para la ANN propuesto en HDSP [34].

La metodología para entrenar esta red comienza separando aleatoriamente los datos clínicos en dos partes iguales, uno para entrenamiento y otro para pruebas. A cada uno de los rasgos se les asigna un "peso" inicial aleatorio. Los errores calculados son empleados para ajustar los pesos de todos los rasgos. Los pesos finales son determinados cuando se llega a una condición predefinida. Los datos de prueba son utilizados entonces para verificar el desempeño del modelo, repitiéndose este proceso 100 veces. Las salidas del algoritmo incluyen el valor promedio de la precisión, especificidad, sensibilidad y por último la curva Característica Operativa del Receptor (Receiver Operating Characteristic - ROC).

Como resultado de los experimentos realizados con este sistema para el repositorio de UCI se obtuvo una precisión cercana al 80%, una sensibilidad similar, de alrededor del 85% y una especificidad del 70%. Resultados precisos, pero no tanto como los mostrados por los sistemas en [33], donde se llega con la SVM al 80% y con la ANN al 97% de precisión.

Continuando en la misma línea tenemos el análisis realizado en [35] para tres tipos de redes neuronales, volviendo a repetir la red de Perceptrones Multi-Capa (MLP) y utilizando también una Red Neuronal Generalizada de Aprendizaje hacia Adelante (GFFNN) y una Red Neuronal Modular (MNN) para realizar pruebas y comparar cuáles tienen mejores resultados a la hora de realizar la clasificación de un conjunto de datos. Los resultados son expresados con los valores de precisión, especificidad, sensibilidad y la curva ROC.

En los modelos utilizados encontramos la topología de Perceptrones Multi-Capa (MLP), que es comúnmente utilizada en las redes neuronales; donde la columna de la izquierda es la capa de entradas, las columnas intermedias son las capas ocultas y la columna de la derecha es la capa de salida (ver Figura 2.19).

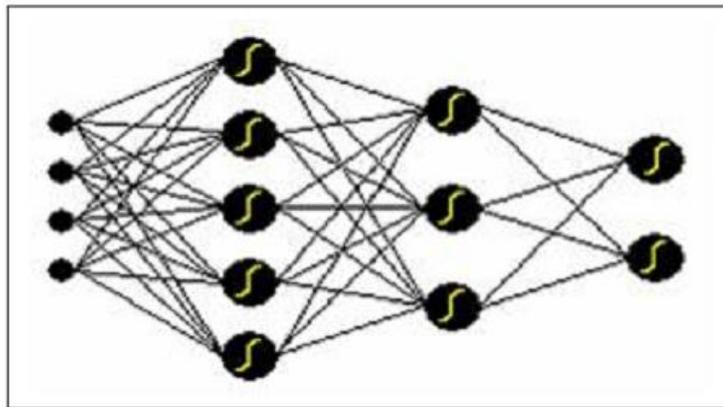


Figura 2.19. Arquitectura de una Red simple de Perceptrones Multi-Capa [35].

Mientras que el modelo de Red Neuronal Generalizada de Aprendizaje hacia Adelante (GFFNN), es una generalización de una MLP sin embargo en esta topología las conexiones pueden saltar una o varias capas. En teoría una MLP puede resolver los mismos problemas que una GFFNN, sin embargo en la práctica se observa que una GFFNN resuelve los problemas de manera más eficiente (ver Figura 2.20).

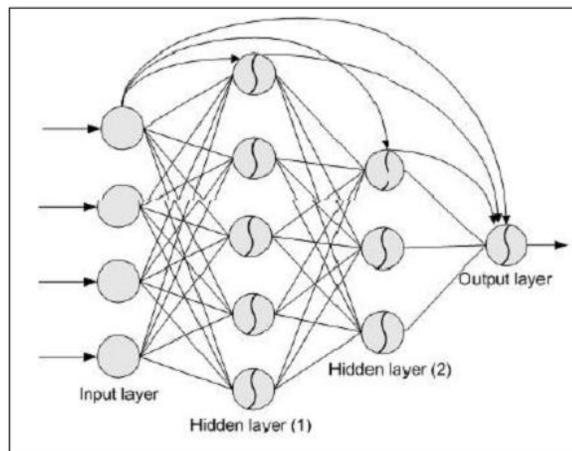


Figura 2.20. Arquitectura de un Red Neuronal Generalizada de Aprendizaje hacia Adelante (GFFNN) [35].

Mientras que para el modelo de Red Neuronal Modular (MNN), encontramos una topología muy similar a las anteriores, sin embargo se puede observar en la Figura 2.21 que no se hace una interconexión forzosa entre todas las neuronas, pudiendo elegir conexiones más adecuadas para el problema a solucionar (ver Figura 2.20). Esta red es entrenada comúnmente con el algoritmo de Propagación hacia Atrás (BP).

El conjunto de datos utilizado para el entrenamiento y prueba de las redes fue obtenido del repositorio de *Machine-Learning* de UCI. Este conjunto de datos está agrupado en tres clases para facilitar su uso experimental determinando la presencia o ausencia de arritmia. La primera clase se refiere a un ECG normal, mientras que de la 2 a la 15 indica entre una de las diferentes clases de arritmias y el resto, que es la clase 16, indica datos sin clasificar.

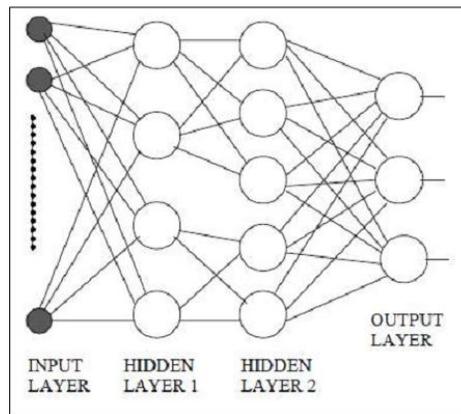


Figura 2.21. Arquitectura de un Red Neuronal Modular (MNN) [35].

Cada uno de los patrones se compone de 279 atributos, 206 de los cuales son valores lineales y los restantes son nominales. Existen 452 instancias divididas en 16 clases. El grupo original se dividió en cinco grupos como se muestra en la Tabla 2.3, cada uno dividido a su vez en dos sub grupos, uno de instancias de entrenamiento y otro de prueba.

Tabla 2.3. Grupos de los conjuntos de datos [35].

Conjunto de datos	% datos para entrenamiento	% datos para prueba	Instancias de entrenamiento	Instancias de prueba
DS1	80	20	362	90
DS2	75	25	339	113
DS3	70	30	316	136
DS4	85	15	384	68
DS5	90	10	407	45

Los experimentos se realizaron para cada uno de los conjuntos de datos usando la herramienta Neurosolutions para Excel. Para cada modelo se varía el número de capas ocultas de 1 a 3. Los resultados muestran que de manera general la MLP tiene un buen entrenamiento con el conjunto de datos completo, sin embargo al realizar varias pruebas se muestra que el rendimiento varía

mucho entre los diferentes conjuntos de datos, en algunos casos funciona mejor la MLP, en otros la GFFNN o la MNN. Sin embargo, en general el modelo que tiene un desempeño más balanceado es la MLP.

En [36] se desarrolla y prueba una Red Neuronal Artificial (ANN) en MATLAB, donde, a diferencia de los anteriores trabajos, se utiliza las bases de datos Supraventricular y la de Arritmias, ambas tomadas del repositorio MIT-BIH.

El conjunto de datos empleado consta de 500 muestras, 350 muestras son utilizadas para entrenar la Red Neuronal Artificial (ANN), 75 para validación y 75 más son usadas para prueba. En la Figura 2.22 se muestra la red propuesta hecha en MATLAB, la cual consta de 177 entradas de datos, 8 neuronas en la capa oculta y 6 neuronas como salidas.

Es decir, cada muestra puede ser clasificada en alguna de las siguientes opciones de salida:

- Latidos regulares, sin anomalía alguna.
- SVT, es una arritmia provocada debido a latidos rápidos en las aurículas del corazón.
- VT, es una arritmia que se origina en los ventrículos del corazón. El 80% de los casos de muerte súbita son causados por una VT espontánea.
- BBB es provocada por una interrupción en el flujo normal de los pulsos eléctricos.
- La Bradicardia está definida como un lento latido cardiaco, donde se tienen menos de 50 latidos por minuto.
- Taquicardia, es lo opuesto a la Bradicardia, es decir un rápido latido cardiaco en reposo, arriba de 100 latidos por minuto.

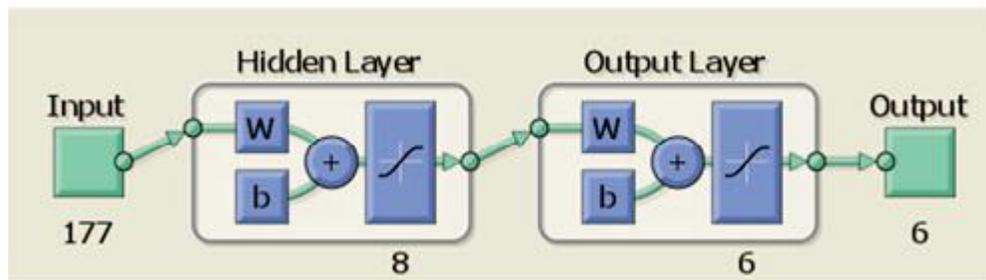


Figura 2.22. Configuración de la Red Neuronal empleada para el análisis de latidos del ECG [36].

La información colectada es muy precisa, consiste en 177 puntos que contienen 1.4 segundos de la señal en la base de datos MIT-BIH (ver Figura 2.23). Se realiza un pre procesamiento a la señal donde se buscan el valor más alto (pico) de cada dato haciéndolo el central. Algunas señales contienen más de un valor pico, debido a que en ese intervalo de tiempo el ritmo cardiaco era más elevado conteniendo más latidos por intervalo de tiempo. Esto es para evitar discrepancias en todos los datos que se analizan.

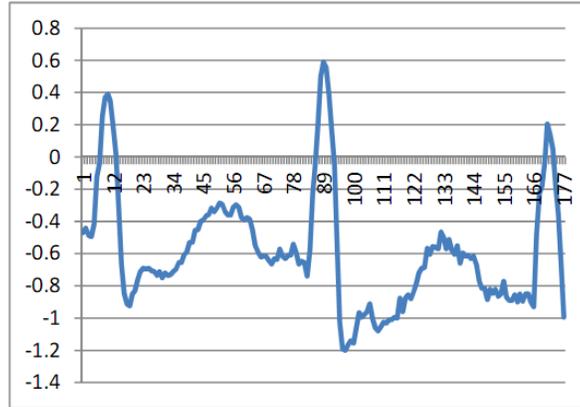


Figura 2.23. Muestra de 1.4 segundos de la base de datos MIT-BIH [36].

El conjunto de datos se divide en 125 muestras de latidos regulares, es decir sin anomalías, 75 de SVT, 75 para VT, 75 muestras BBB, 75 Bradicardias y 75 Taquicardias. La red neuronal utilizada es una herramienta de reconocimiento de patrones en MATLAB. Esta red es una Red Neuronal Multi-Capa con Aprendizaje hacia Adelante y entrenada por algoritmo de Propagación hacia Atrás (BP).

Los datos que se analizan son los latidos. El análisis de los latidos consiste en analizar solo uno y clasificarlo. Como se puede observar en la Figura 2.24 cada latido es clasificado, colocando un punto azul para los latidos regulares, una S para la arritmia SVT, una V para denotar las VT, L en caso de que sea una BBB.



Figura 2.24. Vista de una clasificación ECG con análisis por latido [36].

El entrenamiento se llevó en 147 épocas utilizando los 350 datos, obteniendo un error cuadrático medio de 0.008 sin llegar a un sobre entrenamiento. Se obtuvo una precisión en toda la base de datos analizada con este sistema de un 98.4%, con lo cual se logra el objetivo de superar el análisis que se lleva a cabo empleando la transformada rápida de Fourier (FFT), donde se tiene una precisión de un 85%.

Estos trabajos muestran que el cómputo suave, y en especial las Redes Neuronales, de diversos tipos son una muy buena opción de solución para enfrentar el problema complejo como lo es el diagnóstico médico en específico para enfermedades cardiacas.

Hasta el momento se ha considerado una señal única para análisis, sin embargo es de suma importancia para los médicos tener tanta información como sea posible para obtener un diagnóstico preciso, en ese sentido es importante realizar el análisis y clasificación de la actividad física del paciente, este dato sirve para realizar un cotejo entre los síntomas y las causas probables de estos. Con el fin de lograr un reconocimiento de la actividad física existen diversos métodos, pero uno muy común es el uso de acelerómetros de tres ejes. Estos trabajos se pueden clasificar en dos categorías, análisis en el dominio del tiempo (picos de actividad, promedio, varianza, desviación estándar, energía, entropía, correlación entre ejes) y el análisis en el dominio de frecuencia (coeficientes de la Transformada Rápida de Fourier - FFT).

En [37] se propone una metodología para realizar la clasificación de la actividad física utilizando un acelerómetro de tres ejes basado en la detección vertical de ingravidez en la señal proveniente del acelerómetro. Este análisis extrae seis rasgos basados en la ingravidez y utiliza una Máquina de Vector Soporte (SVM) para realizar la clasificación en tiempo real.

Para la recolección de los datos utilizan un acelerómetro de tres ejes analógico ADXL330 capaz de sensor aceleraciones de $\pm 3g$, el cual muestrean a 100 Hz. Estos datos son transmitidos por Bluetooth a una PDA. Se colectaron datos de cuatro actividades comunes de 43 sujetos de prueba: saltar, inmovilidad, caminar y correr. El acelerómetro se posiciono en diferentes lugares del cuerpo como son los bolsillos del pantalón, de la ropa y a la altura de la cadera con un cinturón. Para el análisis de estas señales se redujo el ruido con un filtro Gaussiano para cada eje.

Se realiza la búsqueda de picos de actividad en la señal, sin embargo esta búsqueda no se realiza en cada eje, sino que utilizan una aceleración total, lo cual permite que el análisis sin importar la posición del acelerómetro. Para poder determinar los rasgos de ingravidez es necesario encontrar la dirección vertical del acelerómetro de tres ejes, esto lo realizan por medio de un algoritmo para calibrar y estimar la dirección gravitacional.

Realizado esto se extraen los seis rasgos de ingravidez, para esto se utilizan intervalos de muestreo de 5.12 segundos para los cuales se obtienen estas propiedades:

- La media de la altura de los picos de actividad
- La media del tamaño de los periodos de ingravidez
- La media de los intervalos entre los picos de actividad
- La media de los intervalos entre periodos de ingravidez
- La relación entre los picos de actividad sensados y los periodos de ingravidez
- La relación del tamaño de los periodos de ingravidez en la muestra

Para la clasificación utilizan una Máquina de Vector Soporte con la estrategia Uno-Contra-Uno (OVO), mientras que para generar la salida utilizan la metodología de "Max-Wins".

En los experimentos realizados se observa que se obtiene una mejora sustancial con respecto a los métodos tradicionales de análisis (ver Tabla 2.4) en el dominio del tiempo, obteniendo los resultados que se muestran en la Tabla 2.5.

El sensor de aceleración se localizó en diferentes partes del cuerpo del sujeto: bolsillos de la ropa (CP), cinturón a la cadera (WB), bolsillos del pantalón (TP) y se mezcló todos los datos (MD).

Tabla 2.4. Precisión de los métodos de análisis tradicionales en el dominio del tiempo para diferentes localizaciones del acelerómetro [37].

	Inmóvil	Caminar	Correr	Saltar	Promedio
CP	99.70	1.16	72.67	58.43	57.99
WB	6.68	98.54	81.68	82.26	67.29
TP	97.67	92.15	79.94	64.82	83.64
MD	99.22	4.26	86.53	40.40	57.60

Tabla 2.5. Precisión el método de análisis basado en rasgos de ingravidez para diferentes localizaciones del acelerómetro [37].

	Inmóvil	Caminar	Correr	Saltar	Promedio
CP	97.70	95.63	94.76	97.96	97.02
WB	97.96	97.09	98.25	97.09	97.60
TP	98.25	98.54	97.38	95.93	97.52
MD	98.74	97.48	96.12	96.51	97.21

Esto demuestra la robustez que se obtiene con la metodología propuesta obteniendo un promedio de precisión del 97.21 % lo cual supera por un amplio margen a los sistemas tradicionales que tienen un 57.60% de precisión.

En el estudio que se realiza en [38] se utiliza un acelerómetro de tres ejes embebido en un teléfono inteligente, a diferencia del trabajo anterior donde el acelerómetro se encontraba separado. Se colecta la información de esos tres ejes junto con la hora en que se tomó la muestra. Este muestreo se hace a 1Hz, suficiente para procesar y clasificar la actividad diaria. A estos datos se les aplica un filtro de Kalman para reducir el ruido.

La técnica que se utiliza para realizar el reconocimiento de la actividad emplea dos niveles jerárquicos de clasificación. La primera instancia está basada en reglas y permite discriminar entre actividades “con movimiento” y “sin movimiento”. Para cada una de estas actividades se utiliza una Máquina de Vector Soporte para reconocer entre las diferentes actividades “con movimiento” y “sin movimiento” respectivamente. En el caso de que existe actividad se clasifican en tres sub clases: caminando, movimientos suaves (Gmotion) y transiciones entre posturas (PT); para el caso de inactividad son también tres subclases: sentado, de pie y recostado.

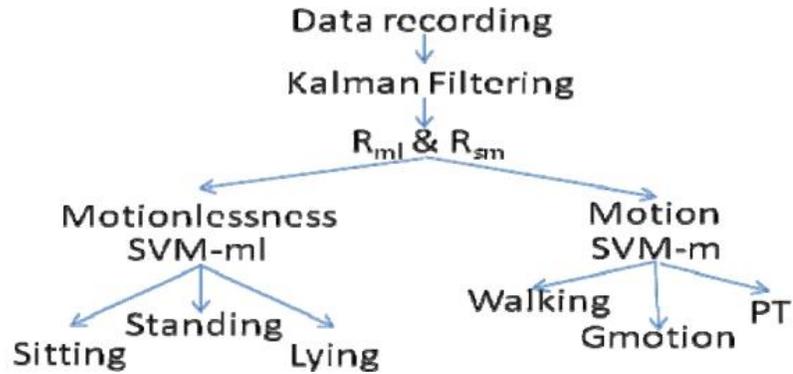


Figura 2.25. Flujo del algoritmo jerárquico para detección de actividad física [38].

Para poder discriminar esto se crean reglas para establecer los periodos de actividad e inactividad, para esto se basan en los datos colectados y se establecen dos umbrales que permiten decidir cuándo una actividad pertenece a una de las dos clases. Con estas reglas se es capaz de separar la señal completa en secuencias de tiempo y clasificarlas. Para realizar la tarea de clasificar las actividades se utiliza una Máquina de Vector Soporte (SVM) que emplea el clasificador C-SVC (C-support vector classification) y un kernel de base radial.

Cada sujeto de prueba realizo seis actividades en varias posturas. Estos datos se dividieron en tres clases:

- Datos de actividad física (3MotionD)
- Datos de inactividad física (3MotionlessD)
- Todo junto (6ActivityD)

Se emplearon tres SVM para clasificar cada una de ellas. Los experimentos se realizaron con 10 sujetos de prueba de entre 23 y 50 años de edad, tres mujeres y siete hombres. Realizando la recolección de datos en un ambiente controlado y en un ambiente de trabajo (oficina, cafetería, etc.).

En este caso en particular el uso de la SVM para la clasificación de los datos 6ActivityD es de referencia para contrarrestar el uso del clasificador jerárquico donde emplea dos SVM, una para 3MotionD y otra para 3MotionlessD. La SVM para 6DActivity no utiliza las reglas para separar la señal en intervalos de actividad e inactividad, con lo que su desempeño es menor al del clasificador jerárquico, el cual divide la señal en intervalos y cada uno de ellos es clasificado dependiendo de si es “con movimiento” o “sin movimiento”.

En las tablas 2.6 y 2.7 se pueden apreciar los resultados de cada uno de los clasificadores, el jerárquico y el sencillo.

Tabla 2.6. Resultados de la clasificación utilizando un solo clasificador [38].

Sujeto/Actividad	Sentado	De pie	Acostado	Caminando	PT	Gmotion	Precisión
1	514	91	116	60	9	20	97.7%
2	133	61	262	40	11	16	70.0%
3	80	74	39	60	14	20	58.2%
4	190	491	282	40	10	12	35.3%
5	739	254	0	70	10	30	43.6%
6	410	265	113	100	9	8	63.6%
7	738	398	191	22	13	4	72.5%
8	133	61	262	43	8	0	81.9%
9	163	121	186	96	17	0	60.0%
10	148	64	36	80	17	4	62.7%

Tabla 2.7. Resultados de la clasificación utilizando dos clasificadores SVM de forma jerárquica [38].

Sujeto/Actividad	Instancia		Precisión		
	Sin movimiento	Con movimiento	Sin movimiento	Con movimiento	Promedio
1	721	89	98.4%	92.1%	95.3%
2	456	67	81.6%	88.1%	84.9%
3	193	94	96.5%	85.1%	90.8%
4	963	62	81.5%	75.8%	78.7%
5	993	110	74.4%	63.6%	69.0%
6	788	117	70.6%	83.8%	77.2%
7	1327	39	91.0%	81.8%	81.4%
8	456	51	81.6%	82.2%	86.9%
9	470	113	96.4%	86.7%	91.6%
10	248	101	93.5%	88.1%	90.8%

Como se puede observar en los resultados existe una diferencia considerable entre ambos clasificadores, mientras que el que emplea una sola SVM para clasificar todos muestra un desempeño general de un 63.8%, el método de clasificación jerárquico con dos SVM, cada una de ellas para clasificar actividad física presento un promedio de 82.8%, lo cual es una mejora sustancial. Este estudio, a diferencia del pasado, realiza una detección de la postura del sujeto de prueba y la clasifica, además de que divide la señal en intervalos de actividad e inactividad.

Se pueden apreciar en ambos trabajos presentados que la detección de la actividad física no es una tarea sencilla, se tienen que considerar varios factores, como lo son la ubicación del sensor, la sensibilidad del mismo, entre otras, sin embargo se logra clasificar en buena medida la actividad diaria de las personas.

En [39] se propone el sistema iCare, desarrollado en el Centro de Investigación en Cómputo del IPN. iCare propone mejorar el cuidado de la salud a través del monitoreo intermitente de signos

vitales, recolección de datos de contexto y datos clínicos. Esto se lleva a cabo realizando cálculos de probabilidad de riesgo de enfermedad cardiovascular, lo que genera un análisis estadístico básico sobre el signo fisiológico monitoreado y toma decisiones para generar y transmitir alarmas. La tecnología que da soporte al sistema iCare esta dividida en tres capas:

- a) Sensores: Conformado por un acelerómetro y un dispositivo portátil de monitoreo de frecuencia cardiaca.
- b) Dispositivo móvil inteligente. Es el encargado de la recepción y recolección de los datos provenientes de los sensores, de su análisis y del almacenamiento temporal de la información.
- c) Servidor web. Encargado de la administración de almacenamiento y presentación de los datos recolectados por el dispositivo móvil inteligente.

El diseño conceptual del sistema y la interacción que tienen cada uno de los componentes descritos anteriormente se muestran en la Figura 2.26. De manera general, los sensores interactúan con el dispositivo móvil enviando información del signo vital y actividad física del usuario. El dispositivo móvil inteligente realiza la recepción, análisis y almacenamiento temporal y es el encargado de lanzar una alarma si el resultado del módulo de toma de decisiones así lo determina. Éste también tiene comunicación con el servidor web enviándole información actualizada de los datos recibidos y los valores arrojados por el análisis, estos valores se almacenan en una base de datos.



Figura 2.26. Escenario del sistema iCare [39]. 1. iCare monitorea signos vitales. 2. iCare dispara una alerta debido a la recepción de valores anormales en la frecuencia cardiaca. 3. El Médico y familiar del usuario reciben una alerta de emergencia.

2.5 Propuesta de solución

En los trabajos anteriormente presentados, se muestran diversas formas de solucionar el problema, cada una con sus características positivas y negativas. Una de las más completas es el sistema iCare [39], el cual utilizando el ritmo cardiaco y un acelerómetro es capaz de generar alarmas en base a un análisis de riesgo cardiovascular, sin embargo no cuenta con el reconocimiento de latidos anormales como lo hace HeartToGo [30] o el envío de la localización para la pronta atención del paciente, como lo tienen implementado el sistema HUMECS [29]. Tomando como base

el compendió de estos trabajos y observando sus características se propone una solución para la creación de un sistema de mHealth utilizando un dispositivo móvil que captura bioseñales provenientes de sensores corporales para monitoreo y análisis en pacientes con problemas cardiacos: *HeartDroid*. Este sistema esta compuesto de una red de área corporal (BAN) de tipo tres, donde se realiza la recolección de los datos, además del análisis de esta información y clasificación de los mismos en tiempo real en un dispositivo móvil; en este caso un teléfono inteligente (Smartphone) con sistema operativo Android. Esta red de sensores se compondría principalmente de un medidor de ritmo cardiaco (HR) y de respiración, un sensor que obtenga el ECG y un acelerómetro.

El sistema se encargaría del análisis de los datos provenientes de los sensores, recolectarlos de manera local, analizarlos en busca de anomalías, no solo utilizando el ritmo cardiaco, si no también buscando anomalías en el ECG del paciente, su actividad física e historial médico. De encontrar una anomalía se le informaría al paciente y al personal médico correspondientes, así como también a los tutores que se asignen para una pronta asistencia de ser necesaria utilizando la información de geo localización que se transmite en la alarma. En la Figura 2.27 se muestra un diseño conceptual del sistema HeartDroid donde se observa la interacción entre las diferentes partes que lo componen.

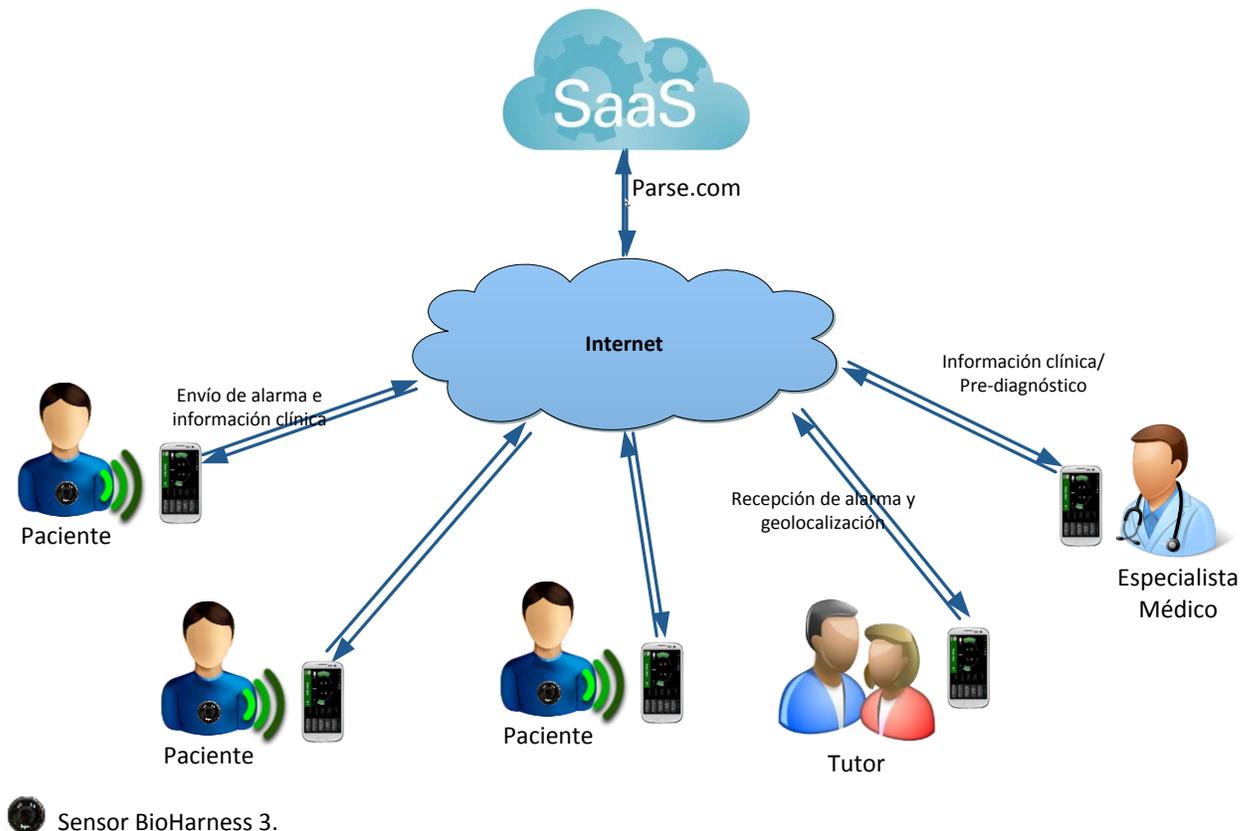


Figura 2.27. Diseño conceptual del sistema HeartDroid.

2.6 Resumen

En este capítulo se abordaron los conceptos de Salud móvil (m-health), los Sistemas de Soporte de Decisiones Clínicas (CDSS), así como una breve introducción al funcionamiento del electrocardiograma y la manera de interpretarlo, además de estos conceptos se hizo una recopilación de trabajos afines de los cuales se mencionaron sus puntos fuertes y débiles; información que se emplea para generar una propuesta de solución al problema descrito anteriormente. En el siguiente capítulo se muestra el diseño del sistema para la adquisición y análisis de bio-señales, al cual haremos referencia como heArtDroid. Para este diseño se emplea el lenguaje de modelado de sistemas de software UML (Unified Modeling Language); en donde se describen la arquitectura del sistema, diagramas de casos de uso, secuencias, clases, así como detalles relevantes para el sistema final.

Capítulo 3

Diseño del Sistema HeartDroid

En el presente capítulo se presenta el diseño conceptual del sistema para la adquisición y análisis de bio-señales HeartDroid empleando el lenguaje de modelado UML (Unified Modeling Language). Se inicia presentando la arquitectura general del sistema, la especificación de requerimientos y el análisis y diseño del sistema, se continúa con la descripción de los escenarios, diagramas de casos de uso, diagramas de secuencia y de clases, los cuales definen la funcionalidad de cada una de las etapas, así como el diseño de la base de datos, siendo este modelo la base de la construcción del sistema final.

3.1 Arquitectura del sistema

El diseño conceptual de la arquitectura del sistema y la interacción entre los componentes que conforma el sistema HeartDroid se puede ver en la Figura 3.1, además se muestra el diagrama de bloques que describe el flujo de eventos que sigue el sistema de manera general.

El dispositivo móvil recibe los signos vitales que son transmitidos por el sensor vía Bluetooth, luego los registra y analiza de manera continua y en caso de alguna anomalía de alta peligrosidad lanza mensajes de alertas tanto para el paciente como para el especialista el cual incluye además de los signos vitales del paciente, su localización. La información del paciente, especialistas y tutores se encuentra en una base de datos en la nube y también de forma local en el dispositivo móvil, en este último caso solo residen los datos que se utilizan en el monitoreo, además se guardan registros de las alarmas y eventos que introduzca el paciente.

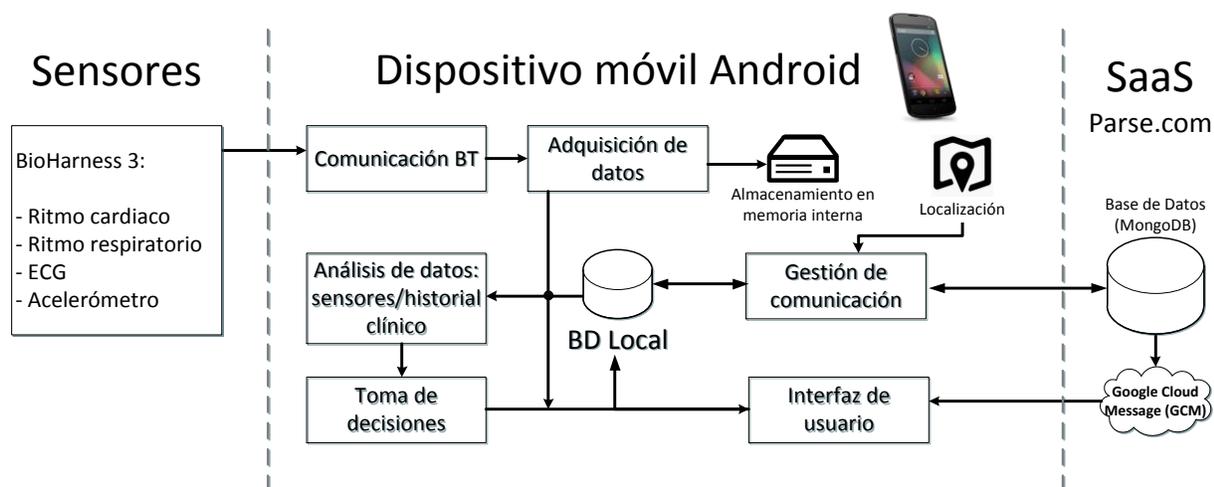


Figura 3.1. Sistema para adquisición y análisis de bioseñales HeartDroid.

3.2 Obtención de requerimientos

En la obtención de la especificación de requerimientos se realizó una investigación breve acerca de cómo se realiza un estudio de Holter en un lugar especializado (hospital/ clínica). De esta investigación se obtuvo el escenario típico que describe el estudio, del cual se identifican los principales actores participantes y las funciones primordiales que deben cumplir el sistema.

3.2.1 Identificación de actores

En la identificación de los actores se utilizó el escenario típico que fue proporcionado por el especialista que realiza los estudios de Holter, el cual se muestra en la Tabla 3.1. De este escenario se identifican los siguientes actores participantes:

- Paciente
- Especialista
- Administrador

Tabla 3.1. Escenario: estudioHolter.

Nombre	estudioHolter
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none">• Especialista• Paciente
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none">1. Se informa al paciente el objetivo del estudio y se le da a conocer cada una de las partes del material por utilizar.2. Se conecta la grabadora al ordenador para acceder el nombre del paciente a la grabadora (programa).3. Se procede a colocar los electrodos en la región anterior torácica (algunas grabadoras, en la parte posterior, traen un esquema acerca de la posición de los electrodos). Enseguida se conectan los cables a los electrodos y luego a la grabadora.4. Finalmente se programa de acuerdo a cada modelo e inicia la grabación.5. Se le informa al paciente que debe de realizar todas las actividades que cotidianamente realiza, EXCEPTO el baño en regadera mientras porte la grabadora, así mismo, deberá evitar desconectar intencionalmente las conexiones.6. Se le entrega una bitácora que contiene los datos del paciente (nombre, fecha de nacimiento, edad, médico tratante y fármacos que consume) con el fin de que apunte los eventos relevantes que sucedan durante las 24 horas de la grabación (síntomas, actividad física, etc.), datos que serán utilizados para relacionar al momento de estar analizando el registro electrocardiográfico.7. Una vez aclaradas las dudas e inquietudes del paciente, se procede a acompañarlo a la salida, recordándole la hora en que debe de presentarse al día siguiente, es decir 24 horas después.8. Al día siguiente se recibe al paciente y se procede a retirarle la grabadora, asegurándose que ésta se encuentre íntegra y

	<p>funcional.</p> <ol style="list-style-type: none"> 9. Se recoge la bitácora, revisando que los espacios de datos hayan sido llenados correctamente. 10. Se procede a descargar la información al ordenador y a analizar estrechamente el registro. 11. Una vez analizado se seleccionan los eventos importantes para posteriormente imprimir el registro. 12. Cada estudio Holter se queda archivado en el ordenador. 13. Posteriormente el registro impreso es analizado por el Cardiólogo asignado a realizar el diagnóstico definitivo, lo dicta a la secretaria, se obtiene el reporte por escrito y se plasma la firma de dicho médico. 14. Finalmente el estudio y reporte se entrega en un sobre cerrado, al módulo donde inicialmente acudió el paciente a registrarse, para que ahí le sea entregado el resultado.
--	---

3.2.2 Escenarios

El escenario antes descrito proporciona información suficiente para generar algunos escenarios visionarios representativos del sistema HeartDroid.

Escenario *ingresarDatosPaciente*

La Tabla 3.2 describe el escenario “ingresarDatosPaciente”. En este escenario se describen cuáles datos son necesarios ingresar a la aplicación HeartDroid antes de comenzar con el monitoreo de signos vitales.

Tabla 3.2. Escenario: *ingresarDatosPaciente*.

Nombre	ingresarDatosPaciente
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Especialista
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none"> 1. El especialista que realizará la prueba inicia la aplicación e introduce los datos del paciente en el formulario que se presenta, estos datos incluyen: <ul style="list-style-type: none"> ○ Nombre completo ○ Edad ○ Genero <ul style="list-style-type: none"> ▪ Masculino o Femenino ○ Antecedentes <ul style="list-style-type: none"> ▪ Diabetes ▪ Hipertensión arterial ▪ Tabaquismo ▪ Infartos Previos ▪ Deportista de Alto Rendimiento ○ Medicamentos que consume ○ Presencia de marcapasos y/o desfibrilador (implante/

	externo) 2. Una vez concluido el llenado de los datos se procede a inicial el monitoreo.
--	---

Escenario *conexiónBH3*

En la Tabla 3.3 se describe el escenario “conexiónBH3” en el cual se describe la conexión entre el dispositivo móvil y el sensor BioHarness 3 necesario para la adquisición de los signos vitales del paciente.

Tabla 3.3. Escenario: *conexionBH3*.

Nombre	conexionBH3
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Especialista
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none"> 1. Una vez colocado el sensor BioHarness 3 en el pecho del paciente, se enciende presionando en el centro del dispositivo hasta que las luces comiencen a parpadear. 2. Se cerciora de que el Bluetooth del dispositivo móvil esté encendido. 3. En la pantalla principal de la aplicación del móvil se accede a la opción de "Conexión con BH3", de realizarse una conexión exitosa la aplicación muestra un mensaje al respecto.

Escenario *monitoreoSignosVitales*

La Tabla 3.4 describe el escenario “monitoreoSignosVitales” en el cual se describe el flujo de eventos del monitoreo y registro de los signos vitales del paciente.

Tabla 3.4. Escenario: *monitoreoSignosVitales*.

Nombre	monitoreoSignosVitales
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente • Especialista
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none"> 1. Dentro de la aplicación HeartDroid y una vez que se realizó una conexión exitosa con el sensor BH3, se accede a la opción de "Comenzar Monitoreo" en la pantalla principal. 2. Una vez seleccionada esta opción se inicia el monitoreo continuo de los signos vitales del paciente. 3. Esta misma acción inicia el registro de los signos vitales, tales como la señal ECG (de manera continua), HR, RR, temperatura estimada del cuerpo y la actividad física de manera periódica. 4. En caso de que esta opción no esté disponible se puede deber a dos factores. El primero es que no exista una conexión activa con el sensor BH3, en este caso se accede a la opción de "Conexión con BH3" para establecerla. Otra opción es que no esté activo el sensor

	<p>Bluetooth y se debe de hacer la conexión una vez activado.</p> <p>5. Existe la posibilidad de que no se lleve a cabo este monitoreo debido a que el sensor no se encuentra en rango de distancia del teléfono.</p>
--	---

Escenario *alertaAnomalia*

La Tabla 3.5 describe el escenario “*alertaAnomalia*”, el cual muestra el flujo de eventos que se desarrolla para el paciente y el especialista cuando se detecta una anomalía de alto riesgo en los signos vitales del paciente.

Tabla 3.5. Escenario: *alertaAnomalia*.

Nombre	<i>alertaAnomalia</i>
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente • Especialista
Flujo de Eventos	<p>Del lado del Paciente:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Si el monitoreo de signos vitales detecta una anomalía de peligrosidad alta, el sistema emitirá una alerta sonora y visual al paciente. 2. Se enviará un mensaje de alerta al especialista que está a cargo del paciente junto con información acerca de la anomalía detectada, para su valoración. 3. Se enviarán mensajes de alerta a una lista de personas con el fin de que estén al pendiente del paciente. <p>Del lado del Especialista:</p> <ol style="list-style-type: none"> 4. Se recibe en su dispositivo móvil una alerta audio visual informando de que el paciente muestra señales de una anomalía en sus signos vitales que es de alta peligrosidad. 5. Se muestran los datos del paciente, los mismos que fueron ingresados al principio de la prueba, además de un reporte con los signos vitales del paciente al momento de presentarse la anomalía, así como también es posible ver su ubicación actual. 6. El médico una vez ha revisado este reporte y valorar la situación, puede acceder a un menú con opciones preestablecidas de acción, entre las cuales se incluye: llamar al paciente; llamar a un familiar que se haya registrado; solicitar una ambulancia a la ubicación del paciente.

Escenario *registroEventoPaciente*

La Tabla 3.6 describe el escenario “registroEventoPaciente”. En este escenario se describe cómo el usuario puede agregar un evento que considere importante a la bitácora de la aplicación HeartDroid.

Tabla 3.6. Escenario: *registroEventoPaciente*.

Nombre	registroEventoPaciente
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none">• Paciente
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none">1. Una vez iniciado el monitoreo de los signos vitales el paciente puede acceder a la opción de registrar un evento.2. Al seleccionar la opción de "Agregar Evento" aparecerá un formulario donde puede ingresar un acontecimiento que el paciente percibe como importante. Este evento se registrará con la fecha y hora del sistema y formará parte del reporte final.3. Una vez que finaliza esta acción se regresa al menú principal donde puede seleccionar otra opción.

Escenario *muestraSignosVitales*

La Tabla 3.7 describe el escenario “muestraSignosVitales”. En este escenario se describe la forma en la que el usuario muestra sus signos vitales en pantalla.

Tabla 3.7. Escenario: *muestraSignosVitales*.

Nombre	muestraSignosVitales
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none">• Paciente
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none">1. Al iniciarse el monitoreo de signos vitales se activa la opción de mostrar en pantalla dichos signos.2. En el menú principal se accede a la opción "Mostrar Signos Vitales", la cual mostrará en pantalla una serie de valores, entre los cuales se encuentra una gráfica que representa el ECG obtenido del sensor BH3, así como los valores de HR, RR, temperatura estimada y la actividad física detectada al momento.

Escenario *conexiónPerdidaBH3*

En la Tabla 3.8 se describe el escenario “conexiónPerdidaBH3” en el cual se muestra el flujo de eventos en el caso que el sensor BioHarness 3 pierda conexión con el dispositivo móvil.

Tabla 3.8. Escenario: *conexiónPerdidaBH3*.

Nombre	conexionPerdidaBH3
Instancias de Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente
Flujo de Eventos	<ol style="list-style-type: none"> 1. Una vez iniciado el monitoreo si se llega a perder la conexión con el sensor BH3 el sistema indicará de manera audio visual que esto ocurrió. 2. Se desplegará un mensaje dando la opción de reiniciar la conexión y el monitoreo o cancelar. 3. Si esto se hace satisfactoriamente continúa con el monitoreo de signos vitales. 4. De lo contrario se mostrará un mensaje de que se finaliza el monitoreo de signos vitales.

3.2.3 Especificación de requisitos

En base a los escenarios descritos anteriormente se obtiene suficiente información para armar una serie de requerimientos, los cuales deben de ser cumplidos por el sistema HeartDroid. Estos requerimientos que se muestran en la Tabla 3.9 se conforman por los requerimientos funcionales que son aquellos que describen la funcionalidad del sistema; los no funcionales que describen aquello que ve el usuario; los pseudo-requerimientos que son imposiciones que se tienen tanto en hardware como software.

Tabla 3.9. Requerimientos funcionales, no funcionales y pseudo requerimientos del sistema HeartDroid.

Requerimientos Funcionales	<ul style="list-style-type: none"> • La aplicación del Especialista debe ser capaz de soportar la comunicación con varios pacientes. • La aplicación debe ser capaz de detectar la actividad física del Paciente y clasificarla. • La aplicación debe ser capaz de detectar y clasificar las anomalías que se le presenten. En caso de darse una de alto riesgo ésta debe de informarse tanto al Paciente como al Especialista. • La aplicación debe de registrar todos los signos vitales del Paciente, así como su actividad física para un posterior análisis por parte del Especialista. • El usuario Paciente puede introducir un evento a manera de texto y éste quedará registrado en una bitácora.
Requerimientos No-Funcionales	<ul style="list-style-type: none"> • La interfaz de usuario debe ser capaz de desplegar los signos vitales del Paciente de forma tal que sea sencilla su comprensión. • La conexión entre el sensor BioHarness 3 debe de ser constante durante el periodo de monitoreo. • La aplicación debe ser capaz de operar de manera constante durante el periodo de tiempo indicado por el médico.
Seudo-Requerimientos	<ul style="list-style-type: none"> • Dos dispositivos móviles con sistema operativo Android (versión mínima del SO: 2.3). Los dispositivos deben de contar con

	<p>Bluetooth, y una conexión de datos (Wi-Fi, 3G, LTE) para el envío de mensajes entre el Paciente y el Especialista.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Contar con el sensor Zephyr BioHarness v3 (preferentemente) o v2 que es el encargado de transmitir los signos vitales al dispositivo móvil. • Entorno de desarrollo Eclipse con ADT (Android Development Tool) v22.0 como versión mínima y JDK (Java Development Kit) v7.0 o más nueva.
--	--

3.3 Análisis

Del análisis de los escenarios antes mencionado y la especificación de requisitos que se describieron, se genera un modelo para la aplicación HeartDroid, el cual está conformado por diagramas de casos de uso, diagramas de secuencia, de clases y diagramas de actividades. Este modelo describe las partes más críticas del sistema, mostrando la interacción entre módulos.

3.3.1 Casos de uso

En esta sección se muestran los diagramas de caso de uso a alto nivel que representan la funcionalidad del sistema, como un conjunto de eventos que producen un resultado desde el punto de vista del usuario, es decir el actor. Estos casos de uso son una abstracción que describe los escenarios posibles que ilustran los casos comunes donde el actor se comunica con el sistema. En estos diagramas se definen las fronteras del sistema.

Los casos de uso que se obtuvieron a partir de los escenarios anteriormente presentados son los siguientes:

Caso de uso *iniciarAplicación*

La Tabla 3.10 describe el caso de uso “iniciarAplicacion” el cual muestra el flujo de eventos para iniciar la aplicación en el dispositivo móvil.

Tabla 3.10. Caso de uso: *iniciarAplicacion*.

Nombre	iniciarAplicacion
Descripción o Visión General del caso de uso	Se inicia la aplicación HeartDroid en el dispositivo móvil.
Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Especialista • Paciente
Precondición o Condiciones Iniciales	<ol style="list-style-type: none"> 1. La aplicación HeartDroid debe estar instalada en el dispositivo móvil con sistema Android (versión mínima 2.3). 2. El usuario inicia la aplicación desde el dispositivo móvil.

Secuencia	Paso	Acción
Normal o Flujo de Eventos	1	La aplicación HeartDroid despliega un mensaje de bienvenida.
	2	Si el Bluetooth del dispositivo se encuentra deshabilitado se le comunica al usuario y se le pide permiso para habilitarlo.
	3	Se despliega en la pantalla la interfaz del menú principal con las opciones de acuerdo a curso alternativo.
Postcondición o Condición de Salida	El usuario elige la opción de Salir en el menú.	
Requerimientos especiales	La aplicación debe de iniciar en menos de un segundo.	
Expansión del Caso de Uso		
Cursos Alternativos	Paso	Acción
	5.1	“Ingresar Datos del Paciente”, llama al caso de uso ingresarDatosPaciente.
	5.2	“Conexión con BH3”, llama al caso de uso conexionBH3.
	5.3	“Iniciar Monitoreo”, llama al caso de uso iniciarMonitoreoSignosVitales.

El diagrama UML del caso de uso “iniciarAplicación” puede observarse en la Figura 3.2.

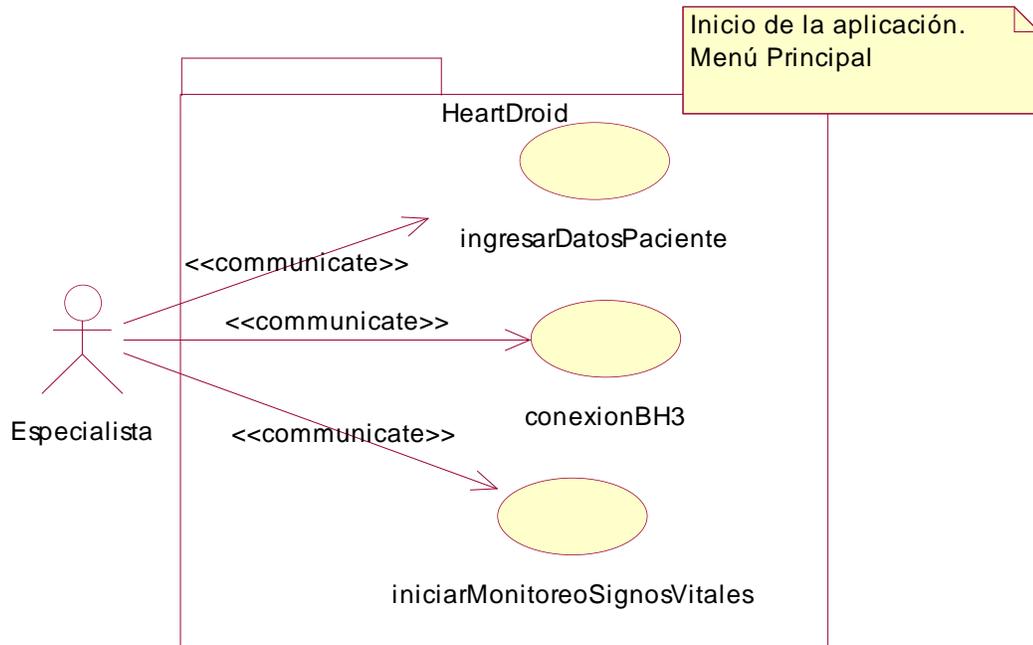


Figura 3.2. Diagrama de caso de uso: *iniciarAplicación*.

Caso de uso *iniciarMonitoreoSignosVitales*

La Tabla 3.11 describe el caso de uso “iniciarMonitoreoSignosVitales” donde se describe el flujo de eventos que se lleva a cabo una vez que comienza el monitoreo de los signos vitales del paciente.

Tabla 3.11. Caso de uso: *iniciarMonitoreoSignosVitales*.

Nombre	iniciarMonitoreoSignosVitales	
Descripción o Visión General del caso de uso	Se inicia el monitoreo y registro de signos vitales del paciente.	
Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Especialista • Paciente 	
Precondición o Condiciones Iniciales	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se realizó la conexión con el sensor BioHarness 3. 2. Se llenaron los datos del paciente. 3. El especialista activa la función de "Iniciar Monitoreo de Signos Vitales" en la aplicación. 	
Secuencia	Paso	Acción

Normal o Flujo de Eventos	1	Se muestra un mensaje que muestra el inicio del monitoreo de signos vitales del paciente.
	2	Los signos vitales son registrados en un archivo que se guarda en el dispositivo móvil, mediante al caso de uso registrarSignosVitales.
	3	Esos mismo signos vitales son analizados por el caso de uso analizarSignosVitales, el cual al detectar una anomalía de alta peligrosidad emitirá una alerta tanto para el paciente como para el especialista.
	4	La aplicación muestra un menú con las opciones de acuerdo a curso alternativo.
Postcondición o Condición de Salida	El usuario selecciona la opción "Detener Monitoreo" que llama al caso de uso detenerMonitoreoSignosVitales.	
Expansión del Caso de Uso		
Cursos Alternativos	Paso	Acción
	4.1	"Registrar Evento", llama al caso de uso registrarEvento.
	4.2	"Mostrar Signos Vitales", llama al caso de uso mostrarSignosVitales.
	4.3	"Detener Monitoreo", llama al caso de uso detenerMonitoreoSignosVitales.

El diagrama UML del caso de uso “iniciarMonitoreoSignosVitales” se observa con detalle en la Figura 3.3.

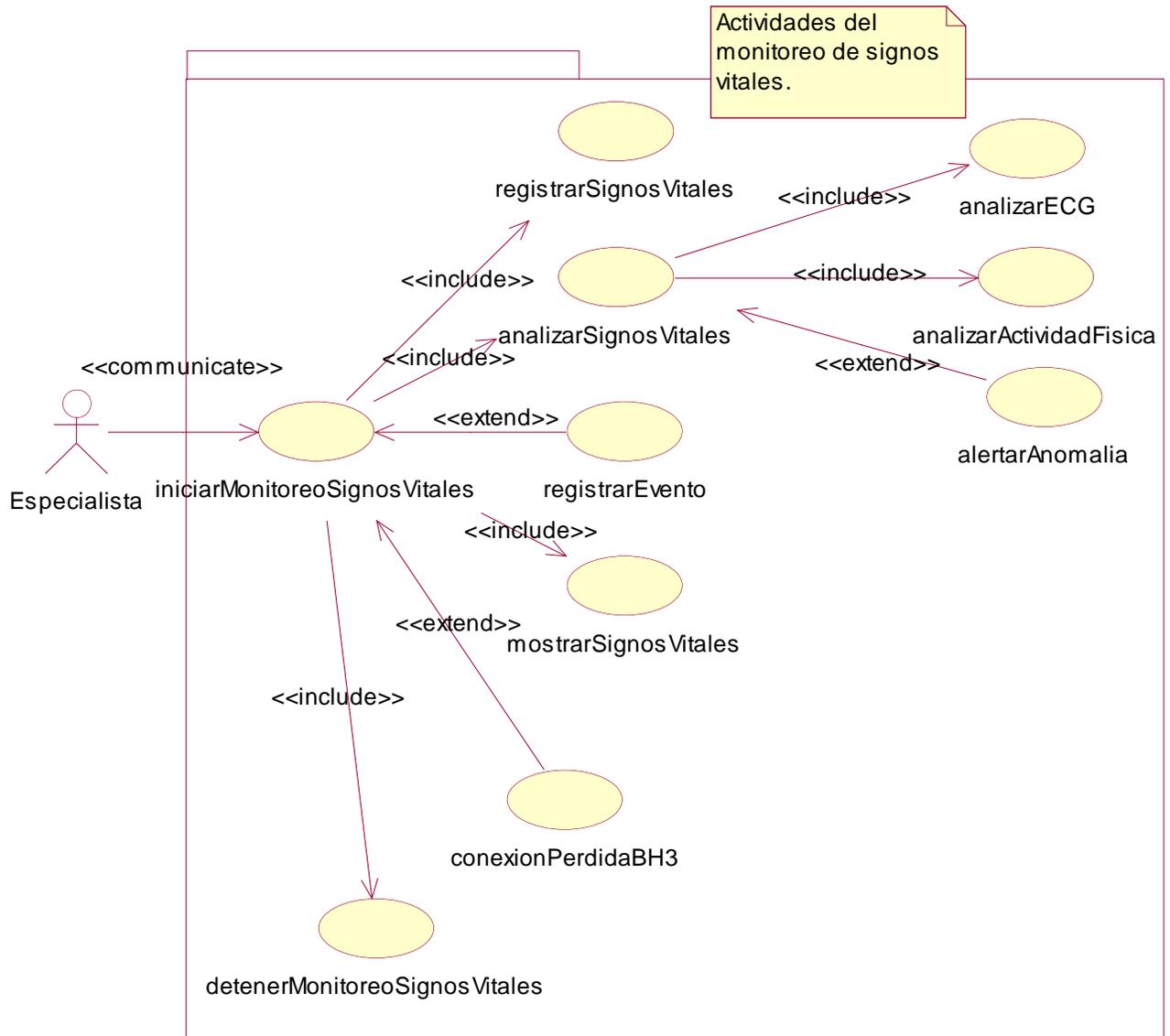


Figura 3.3. Diagrama de caso de uso: *iniciarMonitoreoSignosVitales*.

Caso de uso *alertarAnomalia*

La Tabla 3.12 describe el caso de uso “alertarAnomalia” el cual describe el flujo de eventos correspondiente para la detección de una anomalía de alta peligrosidad en los signos vitales del paciente.

Tabla 3.12. Caso de uso: *alertarAnomalía*.

Nombre	alertarAnomalía	
Descripción o Visión General del caso de uso	Alerta a los usuarios Paciente y Especialista de la detección de una anomalía de alta peligrosidad.	
Actores participantes	<ul style="list-style-type: none"> • Especialista • Paciente 	
Precondición o Condiciones Iniciales	El caso de uso "analizarSignosVitales" detectó una anomalía de alta peligrosidad.	
Secuencia	Paso	Acción
Normal o Flujo de Eventos	1	Al detectar una anomalía de alta peligrosidad la aplicación emitirá una alerta al usuario Paciente. Esta alerta consta de un sonido y el despliegue en pantalla de un mensaje.
	2	Como consecuencia también se avisa al Especialista que el Paciente ha presentado una anomalía.
	3	Se envía al Especialista un archivo con los datos del paciente, los cuales contienen la información necesaria para que el Especialista pueda derivar un diagnóstico y realice una acción al respecto, esto empleando el caso de uso enviarArchivoSignosVitales.
	4	Una vez que es recibido el archivo con la información el médico la puede visualizar accediendo a la opción "Visualizar Anomalía" llamando al caso de uso visualizarSignosVitales.
	5	El Especialista realiza un diagnóstico de la situación y bajo su criterio selecciona una de las acciones preestablecidas que muestra la aplicación.

Postcondición o Condición de Salida	El paciente recibe un mensaje con el diagnóstico del especialista y es desplegado en pantalla.
Requerimientos especiales	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ambos dispositivos móviles deben de contar con una conexión a Internet para realizar la transmisión del archivo de datos del paciente. 2. La interfaz de usuario del Especialista debe de ser capaz de mostrar los signos vitales del paciente y debe ser sencilla e intuitiva.

El diagrama UML del caso de uso "alertarAnomalia" se muestra con más detalle en la Figura 3.4.

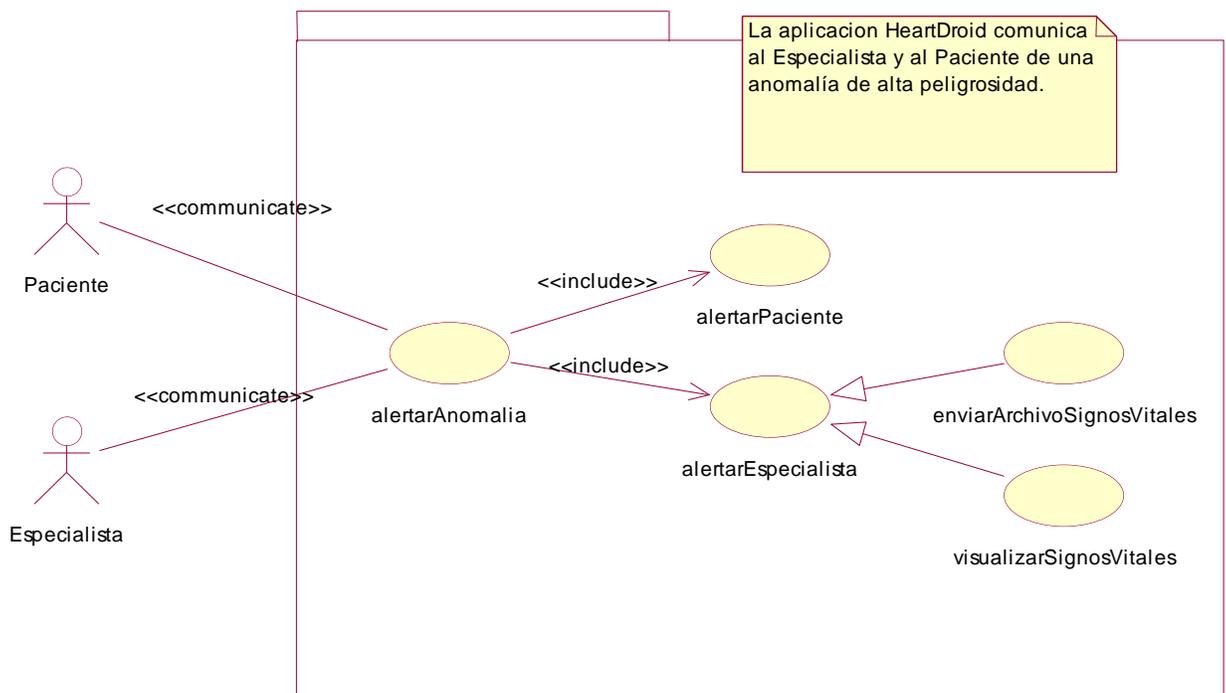


Figura 3.4. Diagrama de caso de uso: *alertarAnomalia*.

3.3.2 Diagramas de secuencia

En la presente sección se muestran los diagramas de secuencia para el sistema HeartDroid. Los diagramas de secuencia describen patrones de comunicación entre un conjunto de objetos que interactúan entre sí a través del tiempo. Un objeto interactúa con otro objeto enviando mensajes, la recepción de un mensaje por parte de otro objeto activa la ejecución de una operación, la cual, a su vez, puede enviar mensajes a otros objetos. Estos diagramas de secuencia contienen detalles de implementación de los escenarios.

Diagrama de secuencia *iniciarMonitoreoSignosVitales*

El diagrama de secuencia para iniciar el monitoreo de los signos vitales en el paciente se describe en la Figura 3.5 donde se presentan las acciones y mensajes ente objetos asociadas al caso de uso de mismo nombre.

Al iniciar la aplicación se verifica que exista una conexión previa con el sensor BioHarness 3, de ser así se establece un flujo de datos entre el sensor y el dispositivo móvil, estos datos son los signos vitales del Paciente. Iniciado la recepción de los signos vitales se crea un archivo donde se registran estos datos, de forma simultánea comienza el análisis para la detección de anomalías, las cuales también se registran en un archivo.

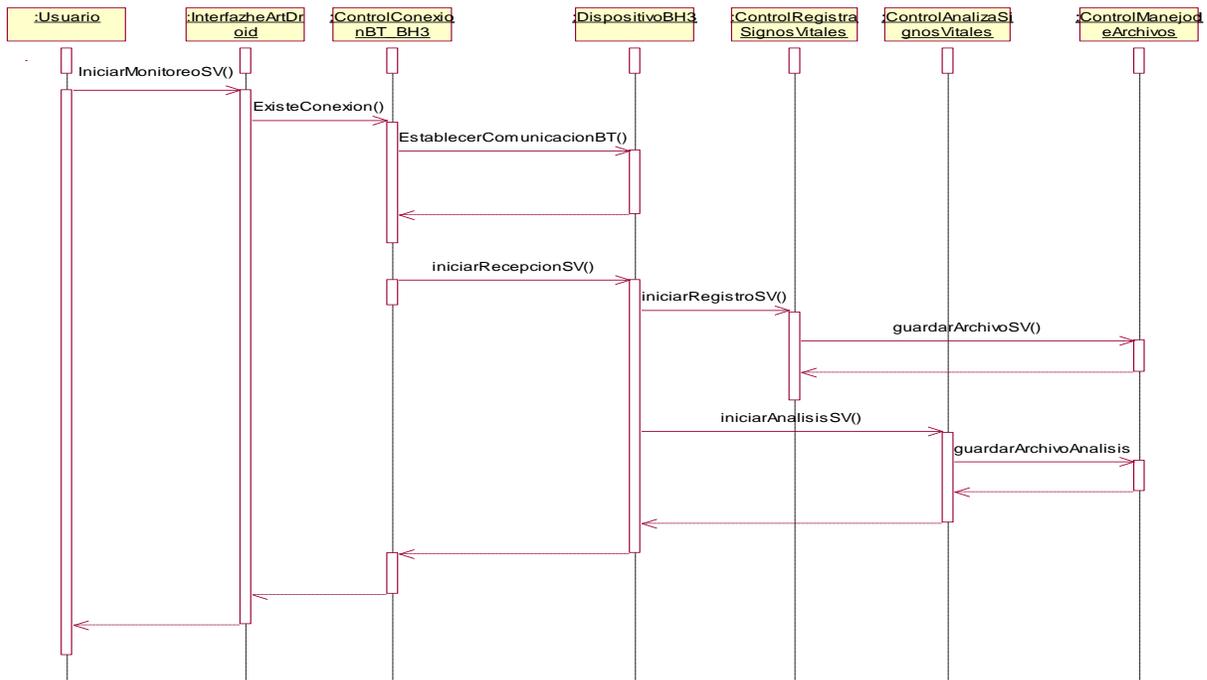


Figura 3.5. Diagrama de secuencia: *iniciarMonitoreoSignosVitales*.

Diagrama de secuencia *alertarAnomalia*

El diagrama de secuencia para el caso de uso *alertarAnomalia* se divide en dos secciones, la primera se conforma de la Figura 3.6 la cual muestra el flujo de eventos desde el lado del Paciente.

El sensor BioHarness 3 envía datos al dispositivo móvil, el cual al presentarse una anomalía de alto riesgo crea un archivo para registrar sus datos, estos incluyen la hora en la que se presenta y bajo qué condiciones se presenta, una vez creado este registro se lanza una alerta al Paciente.

De manera simultánea estos datos registrados en el archivo de la anomalía son enviados al dispositivo móvil del Especialista para su revisión y que bajo su juicio de un diagnóstico de la anomalía detectada.

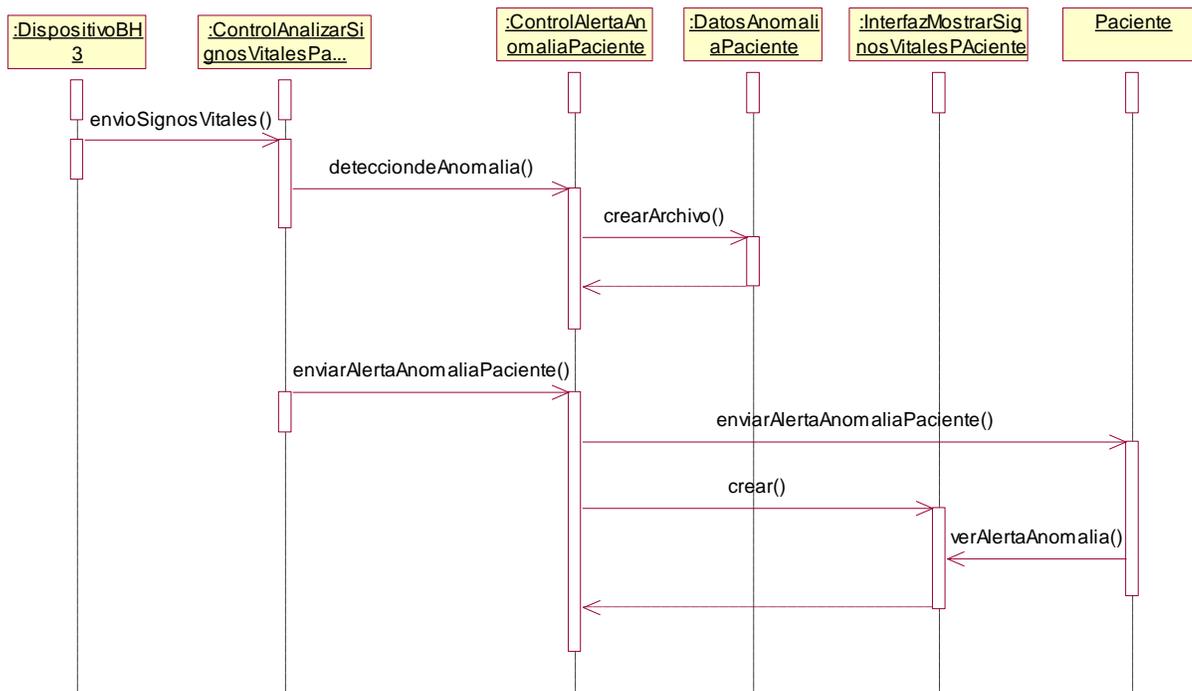


Figura 3.6. Diagrama de secuencia: *alertarAnomalia* (Paciente).

Para completar el caso de uso *alertarAnomalia* hace falta el flujo de eventos correspondiente al Especialista, el cual se muestra en su diagrama de secuencia en la Figura 3.7.

El Especialista recibe un alerta para darle a conocer que se presentó una anomalía en el Paciente, esta anomalía viene con un archivo adjunto donde contiene los datos de los signos vitales del paciente, este archivo es desplegado en pantalla mostrando los signos vitales del paciente en el momento de que fue detectada la anomalía.

El Especialista da un diagnóstico en base a los datos desplegados y envía un mensaje al paciente con su valoración así como indicaciones de que hacer en caso de ser necesario.

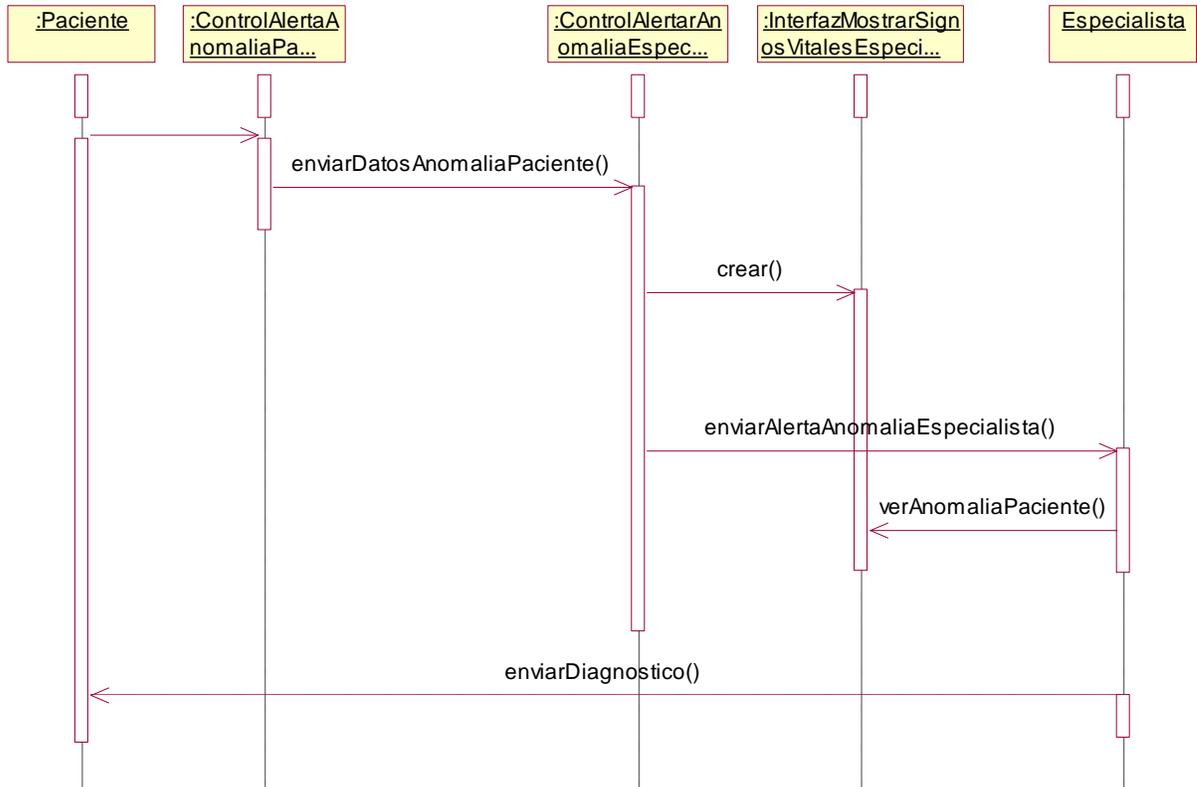


Figura 3.7. Diagrama de secuencia: *alertarAnomalia* (Especialista).

3.3.3 Diagramas de actividades

En esta sección se presentan los diagramas de actividades correspondientes a los casos de uso anteriormente descritos. Los diagramas de actividades se utilizan para modelar los aspectos dinámicos de un sistema. Describen al sistema desde el punto de vista de las actividades las cuales representan la ejecución de un conjunto de operaciones.

Diagrama de actividades de *iniciarMonitoreoSignosVitales*

La Figura 3.8 describe el diagrama de actividades del caso de uso *iniciarMonitoreoSignosVitales*. Cuando el usuario (Paciente o Especialista) solicita el inicio del monitoreo de signos vitales comienza la transmisión de datos del sensor BioHarness hacia el teléfono inteligente, para ellos se debió establecer previamente esta conexión con el dispositivo médico.

Una vez comenzada esta transmisión se comienza inmediatamente con el análisis de los signos vitales del paciente, utilizando las actividades de *AnalizarECG*, *AnalizarActividadFisica*, las cuales trabajan de manera particular con la onda de ECG como con la señal del acelerómetro. Estas dos actividades se unen a los signos vitales básicos (Ritmo Cardíaco, Ritmo de Respiración, Temperatura Estimada) para realizar el análisis completo de los signos vitales. Este análisis se registra en un archivo, al igual que los datos crudos obtenidos del sensor. En caso de que se encuentre una anomalía se alertara tanto al Paciente como el Especialista.

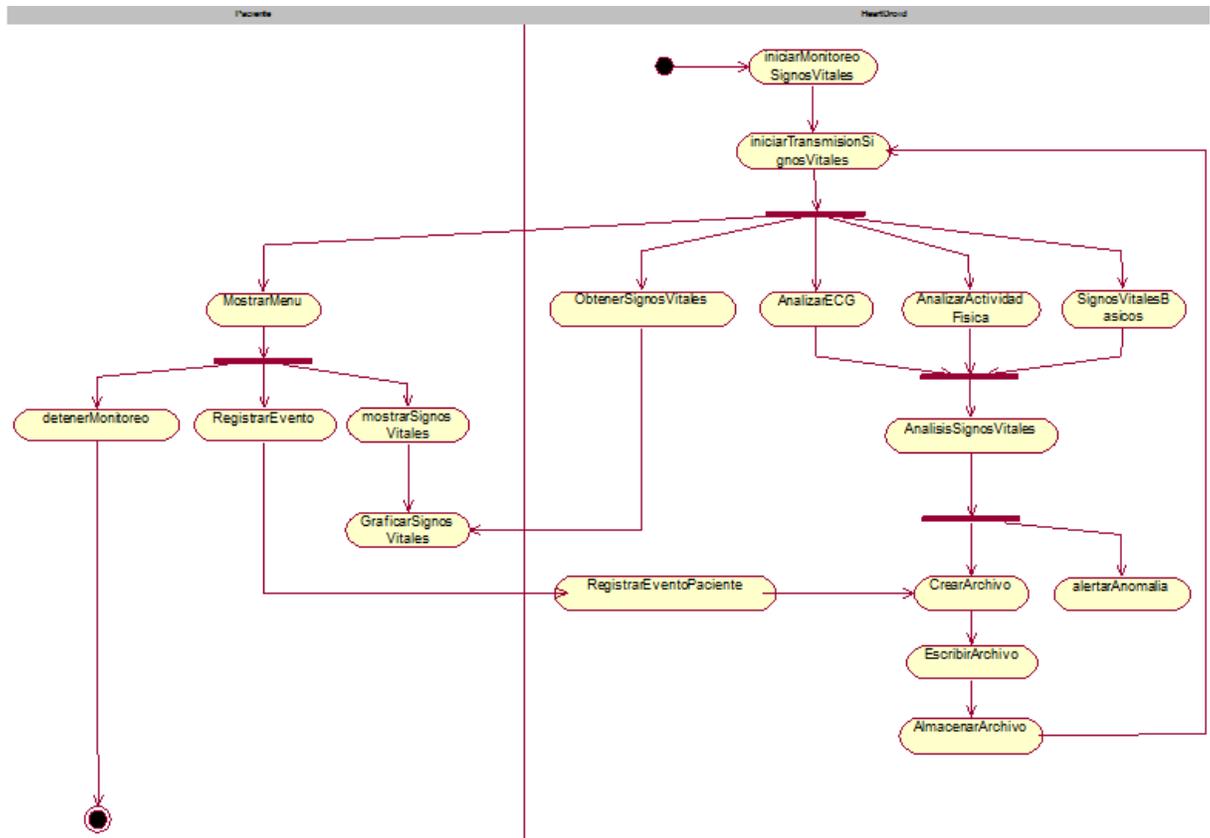


Figura 3.8. Diagrama de actividades: *iniciarMonitoreoSignosVitales*.

Además en pantalla se le muestran al usuario las actividades de *registrarEvento*, *mostrarSignosVitales* y *detenerMonitoreo*. La actividad de *registrarEvento* le permite al usuario ingresar un suceso que sea relevante para el estudio, esto puede ser desde un malestar, el inicio de una actividad específica, toma de medicamentos, entre otros.

La actividad *mostrarSignosVitales*, como su nombre lo indica, permite la visualización en tiempo real de sus signos vitales, esto es a manera de gráficas, cada una mostrando un signo vital distinto. Mientras la actividad *detenerMonitoreo* se para el servicio de transmisión de datos.

Diagrama de actividades de *alertarAnomalia*

La Figura 3.9 muestra el diagrama de actividades perteneciente al caso de uso *alertarAnomalia*. Cuando el sistema HeartDroid detecta una anomalía en los signos vitales del paciente esta actividad se pone en función, de forma que se den por enterado tanto el Paciente como el Especialista y puedan tomar una decisión dependiendo del diagnóstico proporcionado por el médico Especialista.

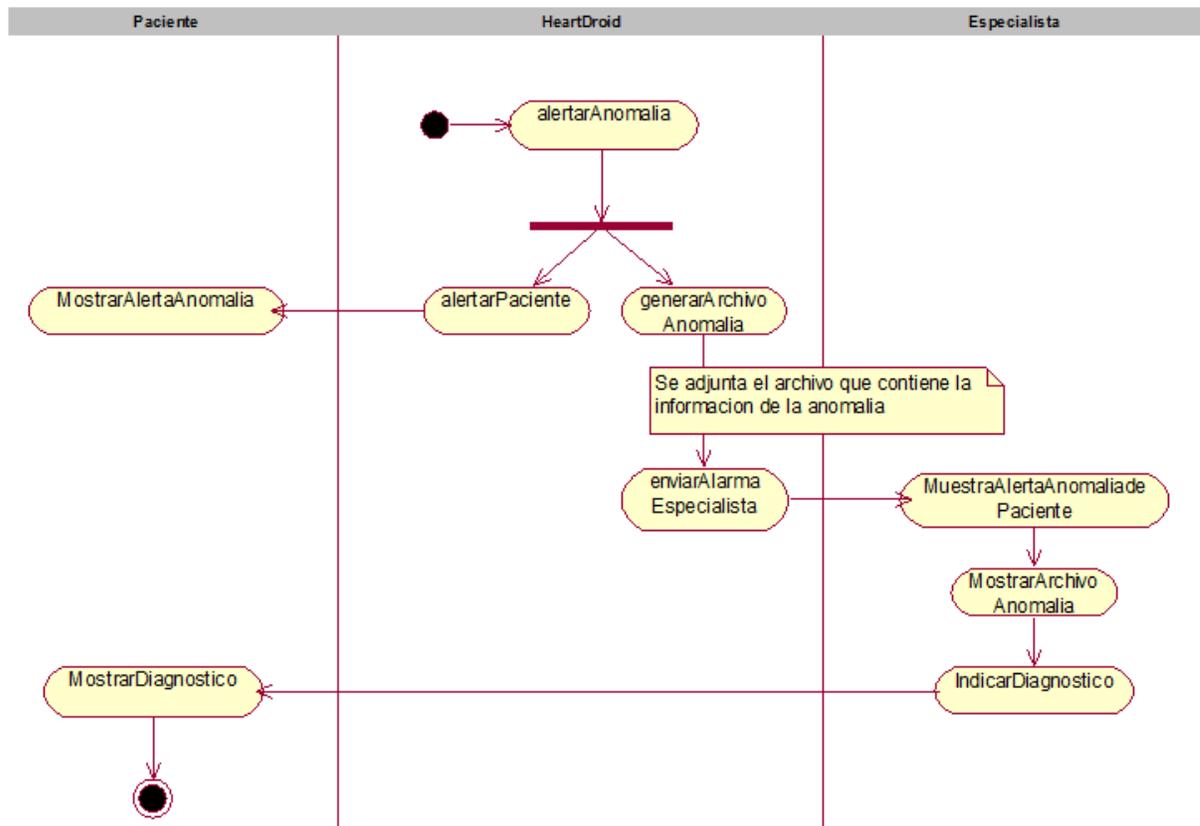


Figura 3.9. Diagrama de actividades: *alertarAnomalia*.

Para ello se muestra una alerta al Paciente que porta el sensor, además, genera un archivo con información relevante para el Especialista, el cual se envía junto con una alerta de que una anomalía de alto riesgo ha sido detectada. Esta alerta es mostrada al Especialista y despliega en pantalla la información acerca de la anomalía detectada. Una vez que el Especialista reviso la anomalía da un diagnóstico, el cual es enviado al Paciente, una vez recibido este mensaje es desplegado en pantalla.

3.4 Diseño

El diseño de software es un proceso iterativo mediante el cual los requisitos establecidos en la adquisición de requerimientos se traducen en una “guía” para desarrollar el software. El diseño de la aplicación (HeartDroid) para el dispositivo móvil se integra del diagrama de clase, la descomposición del sistema, así como el diseño de las interfaces para el usuario final.

3.4.1 Diagrama de clases

En este apartado se muestran los diagramas de clases. Los diagramas de clases describen la estructura del sistema desde el punto de vista de clases y objetos. En estos diagramas se muestran los atributos de las clases, así como las relaciones entre ellas. Los diagramas de clases son utilizados durante el proceso de análisis y diseño del sistema, con el cual se crea el diseño conceptual de la

información que se manejará así como los componentes que se encargarán del funcionamiento y la relación entre uno y otro.

La Figura 3.10 muestra las clases y las relaciones que componen la aplicación HeartDroid para el dispositivo móvil.

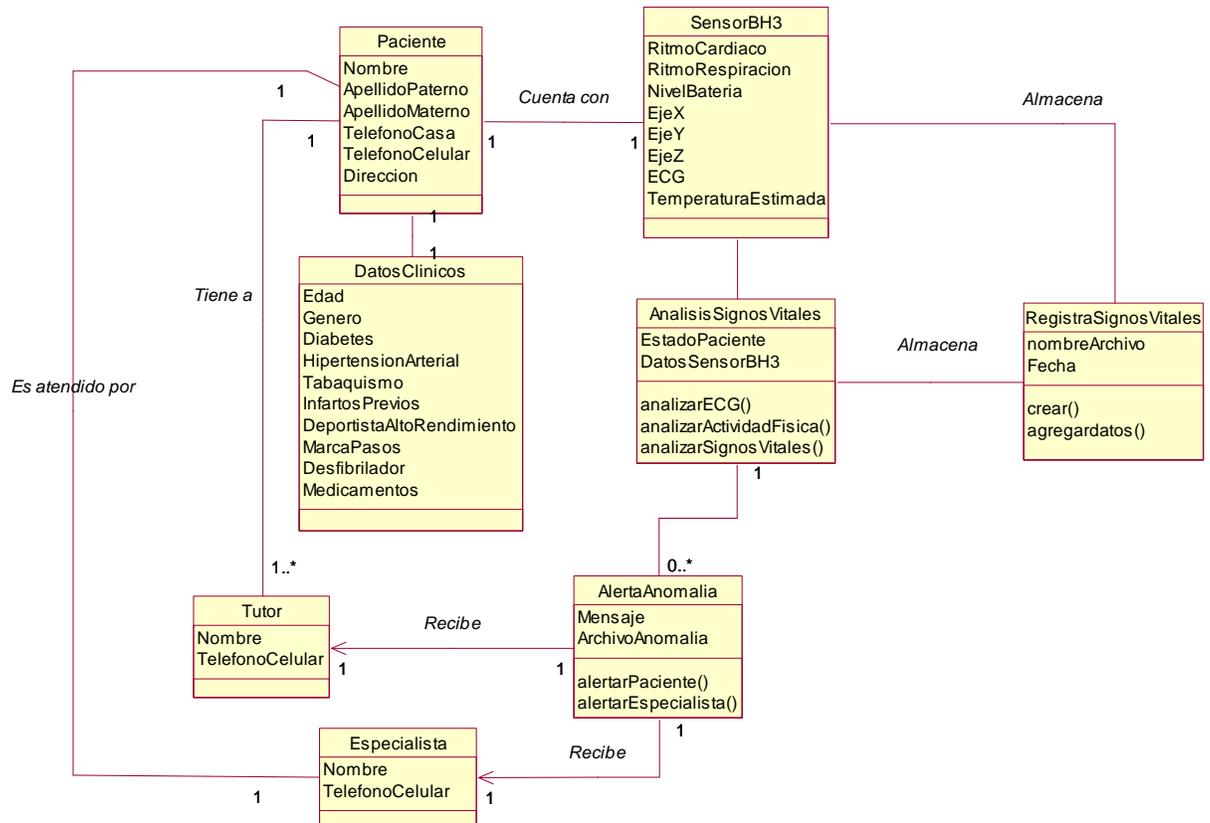


Figura 3.10. Diagrama de clases HeartDroid.

3.5 Diseño base de datos

La base de datos es donde se almacenan la información relacionada con el historial clínico del paciente y sus datos generales, así como también almacena los datos generales para el contacto de tutores y especialistas, los eventos y las alarmas médicas. La base de datos se modela de tipo entidad-relación, teniendo las siguientes entidades que la componen:

- Monitoreo. Contiene la información acerca del monitoreo, como lo son su duración, una descripción, entre otros.
- Paciente. Esta tabla contiene los datos propios del paciente.
- Evento. Esta tabla contiene los eventos que registra el usuario.
- Especialista. Contiene los campos que contienen la información del especialista médico.
- Tutor. Contienen la información del tutor, también conocido como familiar del paciente.

- Alarma médica. Contiene los datos generados cuando se presenta una alarma médica, estos datos son enviados al personal médico.

3.5.1 Modelo Entidad-Relación

Tabla Monitoreo

La Tabla 3.13 describe de manera detallada los campos correspondientes a la entidad “Monitoreo”.

Tabla 3.13. Descripción de la tabla Monitoreo.

Campo	Tipo	Descripción
_id	Texto	Llave primaria.
id_paciente	Texto	Llave secundaria.
fecha_inicial	Texto	Inicio del monitoreo.
duracion	Entero	Duración del monitoreo en días.
descripcion	Texto	Descripción del monitoreo.

Tabla Paciente

La Tabla 3.14 describe los campos que componen la entidad de “Paciente”. En esta tabla se almacena la información general del paciente y su historial clínico.

Tabla 3.14. Descripción de la tabla Paciente.

Campo	Tipo	Descripción
_id	Texto	Llave primaria.
nombre	Texto	Nombre del paciente.
direccion	Texto	Dirección del paciente.
fecha_nacimiento	Texto	Fecha de nacimiento.
teléfono_casa	Texto	Teléfono de casa.
teléfono_celular	Texto	Teléfono celular.
diabetes	Lógico	Si el usuario es diabético: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si es diabético. • Falso. No es diabético.
hipertensio_arterial	Lógico	Si el usuario padece algún grado de hipertensión arterial: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Padece. • Falso. No padece.
fumador	Lógico	Si el usuario es fumador: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si es fumador o lo fue recientemente. • Falso. No fumador.
ataques_previos	Lógico	Si el usuario a padecido ataques del corazón previos:

		<ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si ha padecido ataques previos. • Falso. No ha padecido ataques previos.
atleta_alto_rendimiento	Lógico	Si el usuario es un atleta de alto rendimiento: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si es un atleta de alto rendimiento o lo fue recientemente. • Falso. No es atleta de alto rendimiento.
marcapasos	Lógico	Si el usuario porta un marcapasos: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si porta un marcapasos. • Falso. No porta marcapasos.
susceptible_taquicardia	Lógico	Si el usuario es susceptible a taquicardia por alguna razón conocida: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si es susceptible a presentar taquicardia. • Falso. No es susceptible a presentar taquicardia.
susceptible_bradicardia	Lógico	Si el usuario es susceptible a presentar bradicardias por motivos conocidos: <ul style="list-style-type: none"> • Verdadero. Si es susceptible a presentar bradicardias. • Falso. No es susceptible a presentar bradicardias.
hora_descanso	Texto	Hora de descanso común del paciente.
hora_desperatar	Texto	Hora común de comenzar actividades del paciente.
canal_parse	Texto	Nombre del canal Parse.

Tabla Evento

La Tabla 3.15 describe los campos que componen la entidad "Evento".

Tabla 3.15. Descripción de la tabla Evento.

Campo	Tipo	Descripción
_id	Texto	Llave primaria.
id_monitoreo	Texto	Llave foránea.
evento	Texto	Contiene la información acerca del evento registrado por el paciente.
fecha	Texto	Fecha de creación del evento.

Tabla Especialista

La Tabla 3.16 describe los campos que componen la entidad “Especialista”.

Tabla 3.16. Descripción de la tabla Especialista.

Campo	Tipo	Descripción
_id	Texto	Llave primaria
nombre	Texto	Nombre del especialista médico
telefono_casa	Texto	Teléfono de casa del especialista.
telefono_celular	Texto	Teléfono celular del especialista.
Canal_parse	Texto	Canal Parse asignado al especialista.

Tabla Tutor

La Tabla 3.17 describe los campos que componen la entidad “Tutor”.

Tabla 3.17. Descripción de la tabla Tutor.

Campo	Tipo	Descripción
_id	Texto	Llave primaria
nombre	Texto	Nombre del tutor.
telefono_casa	Texto	Teléfono de casa del tutor.
telefono_celular	Texto	Teléfono celular del tutor.
Canal_parse	Texto	Canal Parse asignado al tutor.

Tabla AlarmaMedica

La Tabla 3.18 describe los campos que componen la entidad “AlarmaMedica”.

Tabla 3.18. Descripción de la tabla AlarmaMedica.

Campo	Tipo	Descripción
_id	Texto	Llave primaria.
codigo_alarma	Entero	Tipos de código de alarma médica: 7. Bradicardia desconocida 8. Bradicardia peligrosa 9. Taquicardia desconocida 10. Taquicardia peligrosa 11. Latidos ectópicos 12. Latidos anormales
nivel_alarma	Entero	Tipos de alarma: 1. Nivel bajo 2. Nivel medio 3. Nivel alto
detalle_alarma	Entero	Tipos de detalle de alarma médica:

		<ol style="list-style-type: none"> 1. Fibrilación Ventricular 2. Taquicardia Ventricular 3. Taquicardia Ventricular rápida 4. Taquicardia Ventricular lenta 5. Taquicardia Ventricular polimórfica 6. Fibrilación Auricular 7. Flutter Auricular 8. Taquicardia Supra Ventricular 9. Ritmo Sinual con latidos prematuros 10. Bradicardia Junctional 11. Bloqueo AV de 2do grado tipo I 12. Bloqueo AV de 2do grado tipo II - QRS Ancho 13. Bloqueo AV de 2do grado tipo II - QRS Ancho 14. Bloqueo AV de 3er grado
sintomas	Texto	Conjunto de síntomas que introduce el paciente.
sintomas_otros	Texto	Síntomas adicionales que introduce el paciente.
nombre_archivo	Texto	Nombre del archivo que contiene la información de la alarma médica.
datos_archivo	Archivo	Archivo que contiene la información medica de la alarma.
fecha	Texto	Fecha en la que se produjo la alarma.
latitud	Flotante	Latitud donde se encuentra el paciente.
longitud	Flotante	Longitud donde se encuentra el paciente.

Diagrama entidad-relación

La Figura 3.11 muestra el modelado de la base de datos para la aplicación HeartDroid, en el cual se muestran las asociaciones entre entidades.

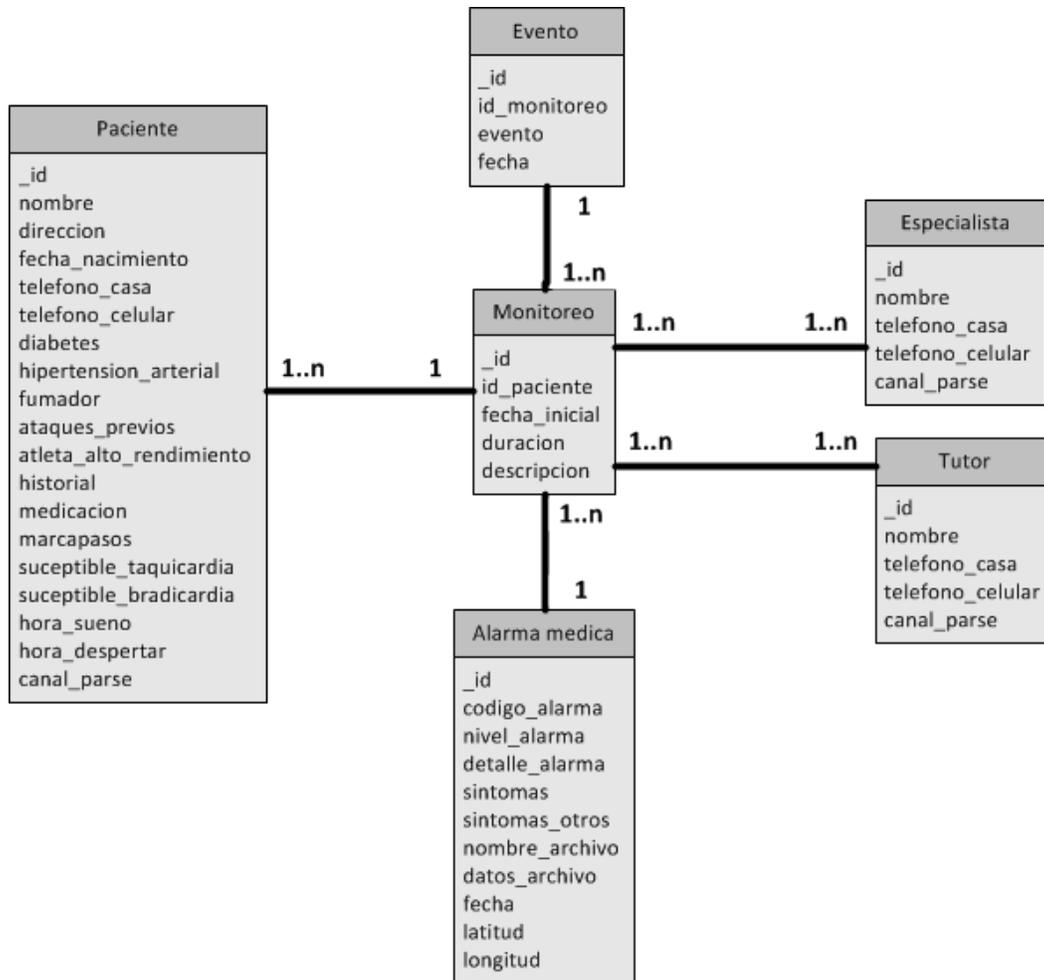


Figura 3.11. Diagrama entidad-relación de la base de datos de HeartDroid

3.6 Resumen

En este capítulo se mostró el diseño del sistema HeartDroid empleando el lenguaje de modelado UML. Se presenta la arquitectura del sistema, lo que nos da un panorama general de los componentes que integran al sistema. Además se presenta un diseño más detallado de las interacciones entre el usuario con el sistema por medio de los diagramas de casos de uso, la comunicación entre actores (usuarios u objetos) con los diagramas de secuencia y los diagramas de clase, que muestran las interacciones entre clases y objetos que conforman dicho sistema, así como también el diseño de la base de datos. La implementación del sistema HeartDroid se detalla en el siguiente capítulo.

Capítulo 4

Implementación de la aplicación HeartDroid

En el presente capítulo se describe la implementación de la aplicación HeartDroid, basada en la arquitectura propuesta previamente. El capítulo se conforma de diversas secciones que describen la plataforma de desarrollo, el hardware utilizado (dispositivo móvil y sensor), el servicio que controla casi en su totalidad la aplicación, la interfaz de usuario que despliega la información, así mismo se presentan las alarmas médicas y se muestra de forma breve tanto las redes neuronales utilizadas y el algoritmo que toma las decisiones para el pre-diagnóstico.

4.1 Software: Plataforma de desarrollo

Para el desarrollo de la aplicación HeartDroid se utilizó el siguiente software:

- a) Android SDK: Eclipse + ADT plugin. Editor de código Java y Android oficial.
- b) API para desarrollo Parse versión 1.5.1. Se utiliza para gestionar la base de datos local y la sincronización con la nube con el servicio Parse.com
- c) Emulador Genymotion. Como reemplazo del emulador que trae por defecto el SDK, en él se realizan las pruebas donde no se utiliza la comunicación con el sensor por medio de Bluetooth.
- d) API de desarrollo BioHarnessBT versión 1.3. Esta librería proporciona las clases y métodos utilizados para la comunicación con el sensor BioHarness 3.

Además se utilizó el IDE NetBeans 7.3 para el desarrollo de una aplicación con la única finalidad de visualizar y clasificar de forma manual la información adquirida desde el sensor, estos datos clasificados son utilizados posteriormente en el entrenamiento de las redes neuronales. Para llevar a cabo dicho entrenamiento de las redes neuronales se utilizó la plataforma de desarrollo de MATLAB 2012b junto con el Neural Network Toolbox 8.0 (R2012b).

4.2 Hardware: dispositivo móvil y sensor

Para el desarrollo de la aplicación se usó un dispositivo móvil Nexus 4 (LG E960) con sistema operativo Android versión 4.4.4 (Kit-Kat - API 19) en la depuración, debido a que el emulador que proporciona el SDK no soporta la comunicación por medio de Bluetooth. Cabe destacar que la aplicación es compatible con dispositivos que utilizan un sistema operativo Android a partir de la versión 2.3.3. (Gingerbread - API 10) con lo que se asegura la compatibilidad con el 99.3% de dispositivos Android [41].

Como se mencionó en la propuesta de solución se usó un dispositivo para la adquisición de bio señales que permiten el monitoreo continuo del paciente que lo porta, este dispositivo es de la marca Zephyr, modelo BioHarness 3 [42].

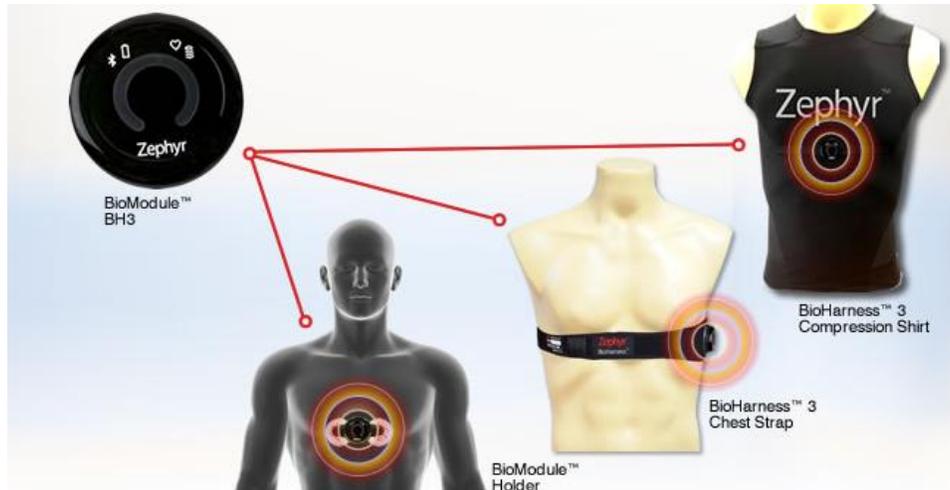


Figura 4.1. Sensor BioHarness 3 (BH3) [42].

Este dispositivo consta de un “BioModule BH3” y éste puede ser colocado de distintas formas en el paciente como se muestra en la Figura 4.1, por defecto el sensor viene junto con la “Chest Strap”.

Entre las características que posee el sensor las siguientes son las principales que se utilizan en la aplicación:

- Conexión Bluetooth.
- Ritmo cardiaco de 0 a 240 latidos por minuto (± 1 lpm).
- Frecuencia respiratoria con un rango de 0 a 120 respiraciones por minuto (± 1 rpm).
- Posición/postura con valores de $\pm 180^\circ$.
- Acelerómetro de 3 ejes a 16g.
- Transmisión y registro interno de electrocardiograma a 250 Hz.
- Estimación de la temperatura corporal.

Con esta información se realiza el monitoreo del paciente que porta el sensor, el cual consta de dos etapas como se describirá en una sección posterior.

4.3 Adquisición de datos provenientes del sensor (BH3)

Para la adquisición de los datos del paciente que porta el sensor se utiliza la API que proporcionó el fabricante, esta API contiene los métodos necesarios para realizar la comunicación vía Bluetooth. La gestión de la comunicación la lleva a cabo un servicio en segundo plano. El flujo de datos entre el sensor BH3 y el dispositivo móvil Android se puede observar en la Figura 4.2.

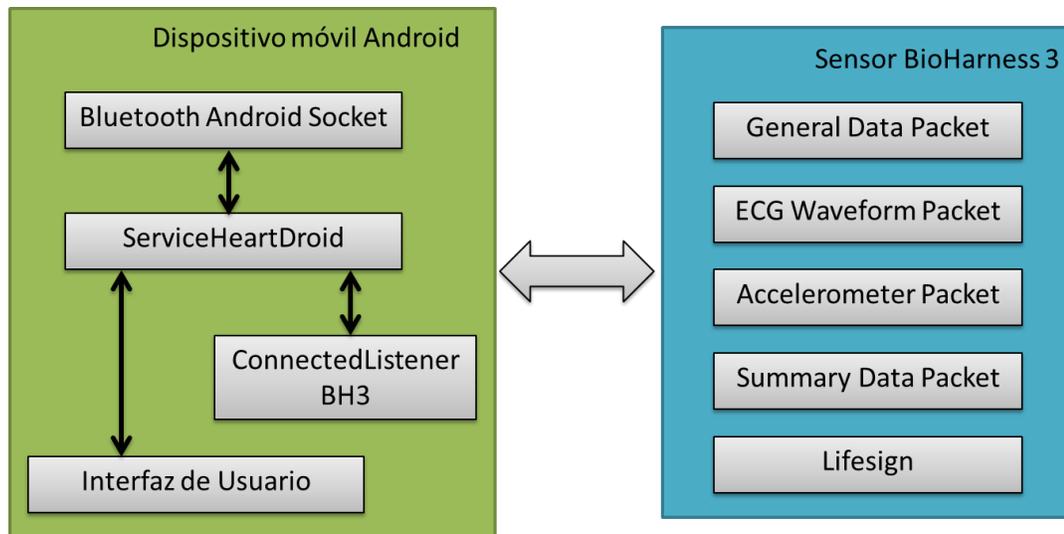


Figura 4.2. Diagrama de comunicación con el sensor BH3.

Como se observa el sensor envía una serie de paquetes con información al dispositivo móvil, el cual se encarga de procesarlos, estos paquetes son:

- General Data Packet. Contiene la información de ritmo cardiaco, frecuencia de respiración, actividad física, postura, entre otros.
- Summary Data Packet. Es una extensión del General Data Packet que contiene los datos de confianza del ritmo cardiaco, frecuencia respiratoria, del sistema y una estimación de la temperatura corporal, entre otros.
- ECG Waveform Packet. Contiene muestras analógicas que son tomadas del DAC cada 4 ms, las cuales son una representación digital de un ECG.
- Accelerometer Packet. Contiene las muestras analógicas adquiridas del DAC cada 20 ms tomadas del acelerómetro de 3 ejes a 16g.

El sensor además de los paquetes antes mencionados se puede configurar para que envíe tres paquetes de información más: Breathing Waveform, R to R Data y Events; sin embargo éstos no se utilizan en la aplicación. En [42] se puede encontrar una descripción más detallada con la totalidad de los paquetes que el sensor tiene a disposición del usuario.

Para establecer la conexión entre el dispositivo móvil y el sensor es necesario tener activo el servicio de Bluetooth en el dispositivo móvil, una vez activo se busca el dispositivo que cumpla con una dirección MAC específica para el sensor BH3, una vez detectado el dispositivo se realiza el emparejamiento y da comienzo el envío de información entre dispositivos.

4.4 Servicio de monitorización HeartDroid

El sistema operativo Android cuenta con "Servicios" que es un componente de la aplicación que puede realizar operaciones por largos periodos de tiempo en segundo plano y el cual carece de interfaz de usuario propia. Otro componente de aplicación, un "Activity" por ejemplo, puede iniciar

el servicio y éste continuará trabajando en segundo plano incluso si el usuario cambia en el dispositivo móvil a otra aplicación. Adicionalmente otros componentes se pueden enlazar al servicio e interactuar con él [43].

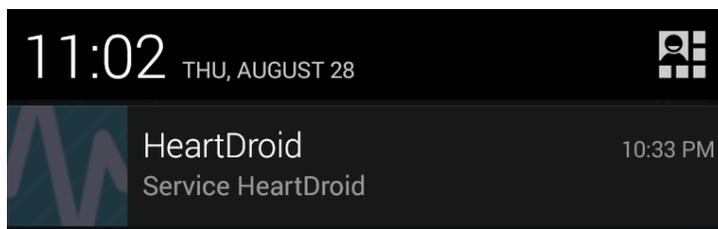


Figura 4.3. Servicio HeartDroid corriendo en segundo plano.

Debido a que la monitorización de los signos vitales del paciente puede durar desde horas, incluso días, se creó el servicio HeartDroid. El servicio inicia desde que el dispositivo enciende y trabaja en segundo plano encargándose de la monitorización (Figura 4.3), la cual es descrita con mayor detalle en la sección 4.5.2. Si bien la principal función del servicio es la de monitorear de manera continua los datos adquiridos desde el sensor, éste también controla las siguientes funcionalidades en la aplicación:

- Notificaciones de usuario. Muestra notificaciones con mensajes diversos al paciente que porta el sensor así como también a especialistas y/o tutores.
- Envío de mensajes de alarma. Envía un mensaje de alarma que activa una alerta visual y audible tanto para el paciente como la lista de especialistas y tutores asignados.
- Manejo de la conexión Bluetooth con el sensor BH3. Establece la comunicación del dispositivo móvil con el sensor BH3 y la mantiene activa durante el periodo que se vaya a monitorear al paciente.
- Almacenamiento de la información recibida desde el sensor en la memoria interna del dispositivo móvil o en la tarjeta externa SD. Realiza el registro de la información adquirida por el sensor, estos datos son: señal ECG, acelerómetro, ritmo cardiaco, frecuencia respiratoria, niveles de confiabilidad, actividad física, postura y estimación de la temperatura corporal.
- Verificación del funcionamiento del sensor BH3. Vigila que el sensor funcione de manera correcta. Supervisa los niveles de confianza del sistema y la adquisición de las señales y el nivel de batería restante.
- Geo localización del usuario. Adquiere la localización actual del paciente en caso de que exista una emergencia con el fin de informar de su ubicación.
- Comunicación con la interfaz de usuario. Al ser un servicio un componente independiente de cualquier Activity y no estar vinculado a una interfaz de usuario, se utilizan mensajes de tipo “Broadcast” junto con un “LocalBroadcastManager” [44] para crear esta conexión, manteniendo los mensajes de manera local solo para la aplicación, esto facilita la interacción con el servicio.

Al ser un servicio un componente que se desempeña en segundo plano y no en primero, implica que no es una prioridad para el sistema y podría terminar su ejecución si el sistema necesita liberar recursos para otra aplicación que esté en pantalla.

Esto podría ser un inconveniente, sin embargo los servicios en Android tienen la particularidad de que se pueden configurar para que de ser terminada su ejecución por el sistema operativo, el servicio se reiniciará de manera automática al volver a tener recursos suficientes para su ejecución, con lo que se garantiza un monitoreo del paciente aun y cuando éste realice más actividad con el dispositivo móvil. Adicionalmente a esta configuración existe un modo que convierte a un servicio en un proceso de primer plano, con lo que se incrementa su prioridad en el sistema y reduce la posibilidad de terminar su ejecución si el sistema necesita liberar recursos.

Esta configuración da la seguridad de que solo en situaciones puntuales el sistema operativo detendría la ejecución del servicio y al momento de contar con recursos, nuevamente el servicio HeartDroid se ejecutaría de nuevo.

4.5 Alarmas

La aplicación cuenta con dos tipos de alarmas automáticas, la primera de ellas son alarmas que corresponden al estado del sistema de recolección de datos, es decir verifica que el sensor adquiere de forma adecuada las bio-señales. El segundo tipo de alarmas son de tipo médico, para ello se analizan los signos vitales del paciente en busca de alguna anomalía y en caso de presentarse envía alertas simultáneas tanto a especialistas, tutores y el mismo paciente que participa en el monitoreo.

4.5.1 Alarmas de estado de sistema

Dado que la monitorización continua es una prioridad en este trabajo, es importante que la adquisición de las bio-señales se encuentre funcionando de manera correcta en todo momento. Esto se lleva a cabo revisando de manera frecuente una serie de valores y el estado de la comunicación con el sensor BioHarness 3.

Estos valores se toman de los paquetes de datos Summary y General Information que el sensor envía de forma frecuente cada segundo, estos valores a revisar son los siguientes:

- Nivel de batería (Battery Level). Como su nombre lo indica es el nivel de batería del sensor y su valor va de 0 a 100.
- Nivel de confianza del ritmo cardíaco (Heart Rate Confidence). Indica qué tan confiable son las lecturas del sensor con respecto al ritmo cardíaco. El rango es de 0 a 100.
- Nivel de confianza del sistema (Systema Confidence). Muestra el nivel de confianza del sistema en general, refiriéndose al sensor. Su rango es de 0 a 100, sin embargo las pruebas muestran que los valores en los que cambia es de 0 a 100 o viceversa solamente.
- Uso del sensor (Worn Status). Esta variable indica si el paciente tiene puesto el sensor. Maneja dos valores enteros, 1 para indicar que está en uso y 0 para lo contrario.

- Nivel de ruido en la señal de ECG. (ECG Noise). Devuelve el valor del nivel de ruido de la última muestra tomada del ECG, su rango va de 0 a 0.05, con una resolución de 0.000001.

Los valores antes mencionados son revisados de forma periódica y en caso de alcanzar un valor crítico previamente configurado se disparara una alarma, indicándole al paciente que algo anda mal y necesita revisar el estado del sensor, estos valores se muestran en la Tabla 4.1 que se muestra a continuación.

Tabla 4.1. Rangos de operación, valores críticos y tiempos de espera para alarmas de sistema.

	Rango de operación	Rango normal de operación	Valor crítico	Tiempo de espera para activación de la alarma
Nivel de batería	0 – 100	> 20	< 20	Inmediato
Nivel de confianza del ritmo cardiaco	0 – 100	>= 70	< 70	60 segundos
Nivel de confianza del sistema	0 – 100	>= 70	< 70	60 segundos
Uso del sensor	0, 1	1	0	30 segundos
Nivel de ruido de la señal ECG	0 - 0.05	<= 0.00035	> 0.00035	60 segundos

La tabla anterior muestra un valor de espera para la activación de la alarma y un valor crítico para cada variable que se revisa. Este valor crítico al ser alcanzado en el caso del nivel de batería mostrará una notificación indicando que su valor es bajo y se necesita cargar el sensor BH3 o reemplazarlo por uno con mayor nivel de carga para continuar con el monitoreo con la menor interrupción posible (Figura 4.4), si la indicación se omite y se llega a un valor de 5 se activará una alarma auditiva y visual indicando que la batería está por terminar y es necesario que se realice una acción al respecto. Se puede configurar que al alcanzar un valor muy bajo de batería se envíe una notificación a especialistas y tutores en caso de necesitar asistencia.

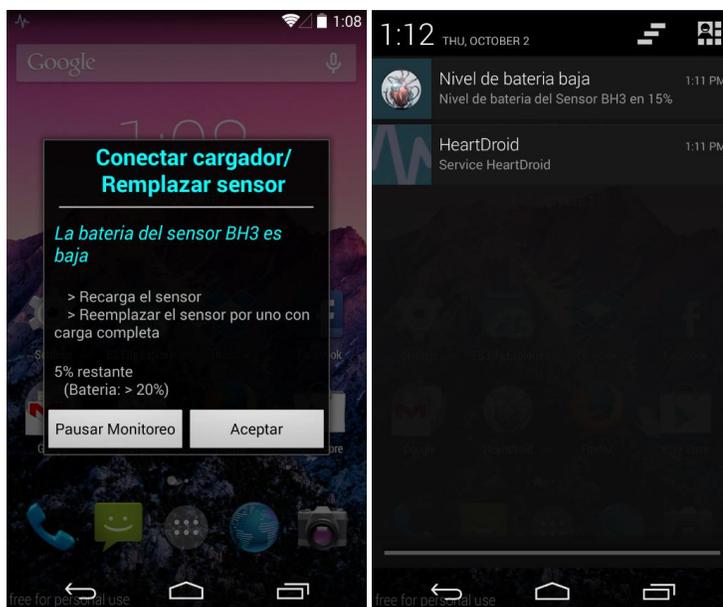


Figura 4.4. Notificación de nivel de batería baja y alarma de batería con nivel de 5%.

Para las demás variables además del valor crítico sugerido se cuenta con un tiempo de espera para la activación de la alarma, dado que son valores que deben de mantenerse dentro de su valor normal de operación y es una posibilidad que el paciente al realizar sus actividades cotidianas llegue a provocar que estos valores se modifiquen por circunstancias variadas, es importante que no se dispare la alarma cada que el valor llegue al umbral preestablecido, por lo que se establece un tiempo de espera en el que si no vuelve al rango normal se dispara una alarma audio visual mostrando una pantalla (Activity) donde se indica el problema.

Esta pantalla mostrara al paciente una serie de instrucciones de como devolver el valor a su rango de operación normal, con lo que se desactivaría la alarma y el monitoreo continuaría de manera normal (Figura 4.5).

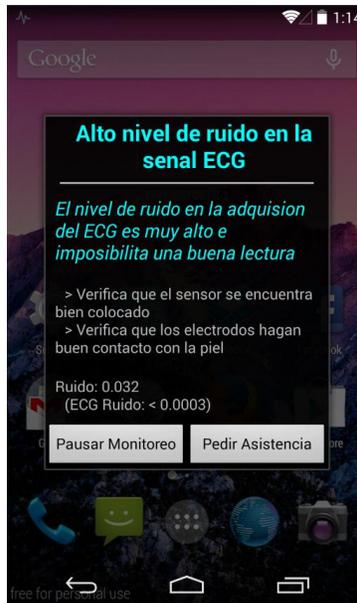


Figura 4.5. Pantalla de alarma para nivel alto de ruido en la señal ECG.

Si después de 5 minutos el valor se mantiene fuera de su rango de operación normal se envía una notificación tanto a los especialistas y tutores para que puedan asistir al paciente (Figura 4.6).

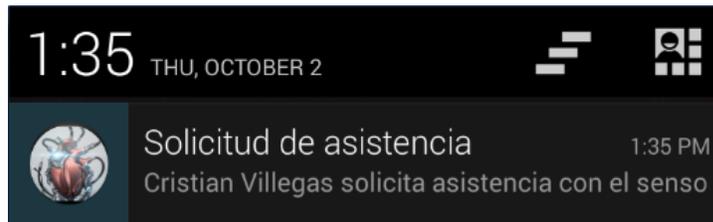


Figura 4.6. Notificación de asistencia.

Adicionalmente a lo anteriormente mencionado se vigila que el la comunicación entre el dispositivo móvil y el sensor BioHarness 3 se mantenga activa. Si se llega a perder se activa una alarma inmediatamente mostrando indicaciones para el restablecimiento de la comunicación Bluetooth entre los dispositivos (Figura 4.7).

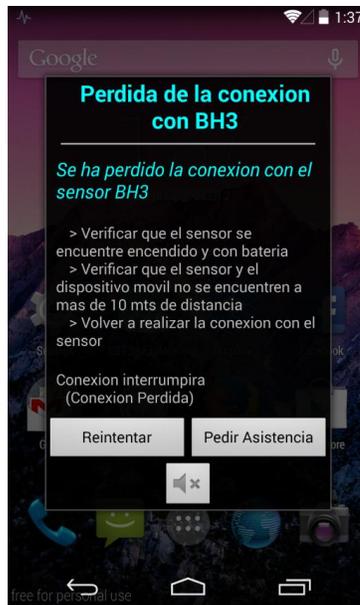


Figura 4.7. Pantalla de alarma perdida de comunicación con el sensor BH3.

De forma similar a las anteriores alarmas de no volver al funcionamiento normal se enviara una notificación a especialistas y tutores para proporcionar asistencia al paciente.

Todas estas medidas se establecen para proporcionar información precisa y con el menor error posible. Cabe mencionar que al activarse una de estas alarmas el monitoreo de signos vitales se pausa, con el fin de que no se activen alarmas medicas innecesarias. El registro de la información en la memoria SD sigue ininterrumpido durante todo el proceso, con excepción de cuando se pierde la comunicación Bluetooth. A continuación se describe en la siguiente sección lo correspondiente al segundo tipo de alarma, las médicas.

4.5.2 Alarmas médicas

Una vez iniciada la comunicación entre el dispositivo móvil y el sensor BH3, y se establece la información del paciente, especialistas y tutores da comienzo la monitorización de los signos vitales. El análisis de las bio-señales obtenidas del paciente más el uso de la información introducida en su historial médico da como resultado una estimación, un pre-diagnóstico de su estado de salud. Esta estimación es la utilizada como información para la activación de las alarmas médicas en caso de la detección de una anomalía. En la Figura 4.8 se muestra de forma más detallada el procesamiento que se hace de esta información. El diagrama de bloques muestra las diferentes etapas que sigue el análisis para llegar a un pre-diagnóstico y determinar si se activa una alarma o no. Este análisis se realiza de dos formas, el primero consta comparaciones contra rangos preestablecidos, es decir umbrales. El segundo utiliza redes neuronales artificiales para el reconocimiento de latidos anormales y de encontrarlos se comparan contra una serie de umbrales para determinar si existe riesgo alguno.

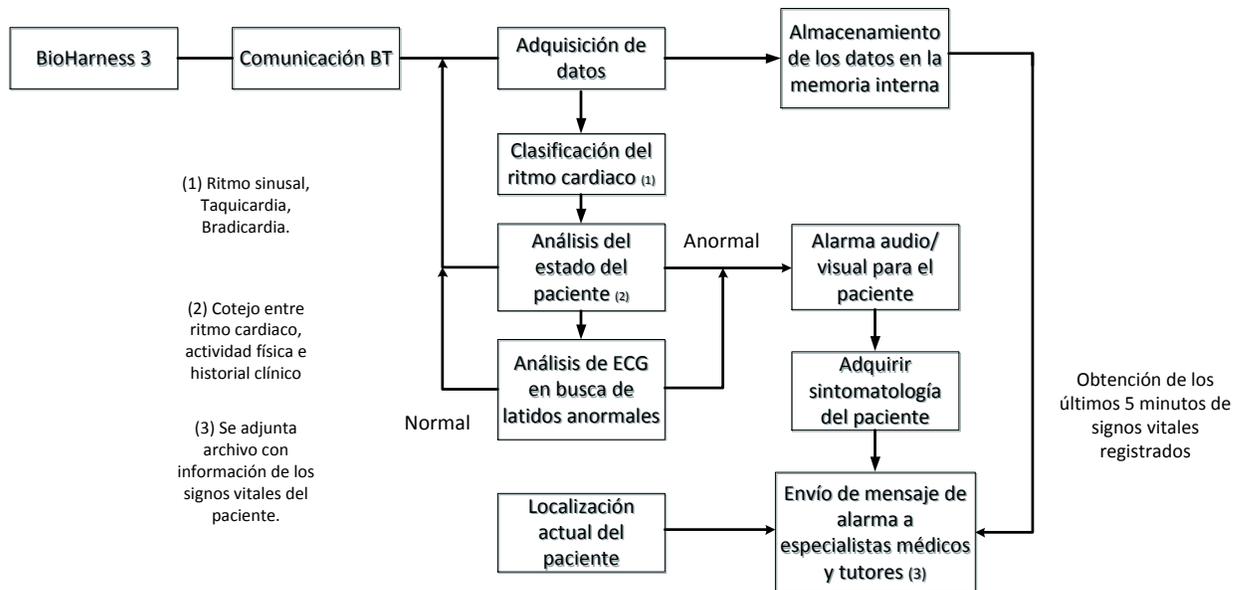


Figura 4.8. Diagrama de bloques del tratamiento de la información.

4.5.2.1 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco

La información adquirida por el sensor BH3 proviene de los paquetes de datos General Data, ECG Waveform y Accelerometer Waveforms conteniendo los siguientes valores:

- Ritmo Cardiaco (Heart Rate). Valor del ritmo cardiaco con un rango de 0 a 240 latidos por minuto (lpm) con una unidad de resolución.
- Frecuencia respiratoria (Respiration Rate). Valor de la frecuencia cardiaca entre 0 y 70 respiraciones por minuto (rpm) con 0.1 unidades de resolución.
- Actividad Física. Nivel de actividad física medido en VMU (Unidad de Magnitud Vectorial por sus siglas en inglés) con un rango de 0 a 16 y una resolución de 0.01 unidades.
- Postura. Mide la postura del paciente con un rango de -180° a 180° , con una unidad de resolución.
- Señal de ECG. Paquete de señal de electrocardiograma que se transmite cada 252 ms con una resolución de 4 ms.
- Señal de acelerómetro. Paquete de señal del acelerómetro interno del sensor, muestrea los tres ejes (X, Y, Z) con una resolución de 20 ms, siendo transmitido cada 400 ms un paquete con esta información.

Aunada a esta información se revisa del historial clínico introducido los siguientes factores:

- Horario más común de descanso. Con el fin de descartar una bradicardia se verifica si el paciente se encuentra en su horario normal de descanso, dado que es común que el ritmo cardiaco descienda por debajo de los 60 lpm.
- Atleta de alto rendimiento. Si el paciente es un atleta se conoce de antemano que su ritmo cardiaco en reposo se encontrará por debajo del rango normal.

- Marcapasos. Si el paciente cuenta con un marcapasos externo o interno es muy común que la frecuencia cardiaca que genera el dispositivo sea un ritmo de 60 lpm o menor en reposo.
- Propenso a bradicardias. Si el paciente cuenta con algún padecimiento o está ingiriendo medicamento que da como resultado esta condición cardiaca.
- Propenso a taquicardias. De igual forma que el anterior, si se conoce una razón para que sea común este padecimiento se indica en el historial.

De los valores antes mencionados el que mayor peso tiene en el análisis es el ritmo cardiaco, siendo este el que da la pauta para determinar si existe una anomalía. En la Tabla 4.2 se describen los rangos de frecuencia de las arritmias relacionadas directamente con el valor de ritmo cardiaco. Donde RCmax es el ritmo cardiaco máximo de una persona y se calcula de forma $RCmax = 220lpm - edad$.

Tabla 4.2. Clasificación de la frecuencia cardiaca.

	Latidos por minuto (lpm)
Bradicardia peligrosa	< 40
Bradicardia (sinusal)	40 - 60
Ritmo Sinusal	60 - 100
Taquicardia lenta (sinusal)	100 - 120
Taquicardia rápida (sinusal)	120 - RCmax
Taquicardia peligrosa	> RCmax

De esta tabla se desprenden entonces cuatro tipos de alarmas médicas relacionadas al ritmo cardiaco directamente, en la Tabla 4.3 se describen con más detalle el rango de cada una y su nivel de peligrosidad para el paciente.

Tabla 4.3. Clasificación de las alarmas medicas relacionadas con el ritmo cardiaco.

Alarma	Nivel de peligrosidad	Latidos por minuto (lpm)
Bradicardia peligrosa	Alto(3)	< 40
Bradicardia	Medio(2) – Bajo(1)	40 - 60
Taquicardia	Medio(2) – Bajo(1)	100 - RCmax
Taquicardia peligrosa	Alto(3)	> RCmax

Como se muestra en la tabla anterior la frecuencia cardiaca se usa como base del análisis que se hace, mostrando los rangos en donde cada tipo de alarma se activa, dejando fuera el rango de 60 a 100 (ritmo sinusal) lpm el cual será discutido más adelante en la sección 4.5.2.2.

De acuerdo con la Tabla 4.2 existen tres tipos de nivel de peligrosidad:

- Bajo. Este nivel se da tanto a la bradicardia y taquicardia si se tiene un motivo para que el paciente tenga esos valores de ritmo cardiaco, ya sea por su historial clínico o como

resultado de una actividad (Ejercicio moderado/intenso, dormir, ingesta de medicamentos, entre otros).

- Medio. Si se alcanzan los rangos tanto de bradicardia como de taquicardia y no se tiene un motivo claro para dicho valor, se clasifica como un riesgo a la salud del paciente.
- Alto. Tanto la bradicardia por debajo de 40 lpm como la taquicardia por encima de RCmax son un peligro para la salud del paciente y se debe atender de forma inmediata.

De estos tres niveles de peligrosidad solo dos activan una alarma médica: Medio y Alto. Esta alarma activa de forma automática una actividad con el fin de recabar más información acerca de la condición del paciente para posteriormente enviar esta información a la lista de especialistas y tutores asignados.

En el nivel medio se tiene la bradicardia donde el ritmo cardiaco se encuentra de los 40 a los 59 lpm y es lo que se conoce como una bradicardia sinusal. Este valor de frecuencia es normal si se indica en su historial clínico que es propenso a ello con lo que bajaría su nivel de peligrosidad de Medio a Bajo.

En caso contrario, descartando que no se encuentre una causa conocida previamente para la arritmia se activa una alarma médica. Esta alarma inicia una actividad para recolectar más información (Figura 4.9c). Inicialmente se conforma de un mensaje en pantalla que al iniciar pregunta si existe un motivo alternativo a los previamente descritos, estos motivos se listan y se le da a escoger al paciente entre los siguientes (Figura 4.9a):

- Dormitaba. De encontrarse dormitando es común que el ritmo cardiaco baje a niveles de una bradicardia, de ser este el motivo se descarta un peligro de nivel medio.
- Actividad de relajación. Si el paciente se encontraba realizando algún tipo de actividad relajante se considera una razón para el descenso de la frecuencia cardiaca, cambiando con esto el nivel de alarma de Medio a Bajo.
- Otra. Si el paciente conoce el motivo por el cual su frecuencia cardiaca descendió puede ingresar este motivo para tener registro de la causa. Esta opción también cambia el nivel de Medio a Bajo.
- Desconocida. Si se desconoce la causa el nivel de peligrosidad se mantiene en Medio.

Al seleccionar una de las opciones anteriores se procede a preguntar al paciente si siente algún tipo de malestar, de ser negativa la respuesta el nivel de alerta se mantiene dependiendo de la opción que haya elegido de las mencionadas anteriormente. Si su respuesta es afirmativa se despliega una lista con posibles síntomas de donde puede elegir más de uno (Figura 4.9b). Esto causa que el nivel de alarma incremente en uno.

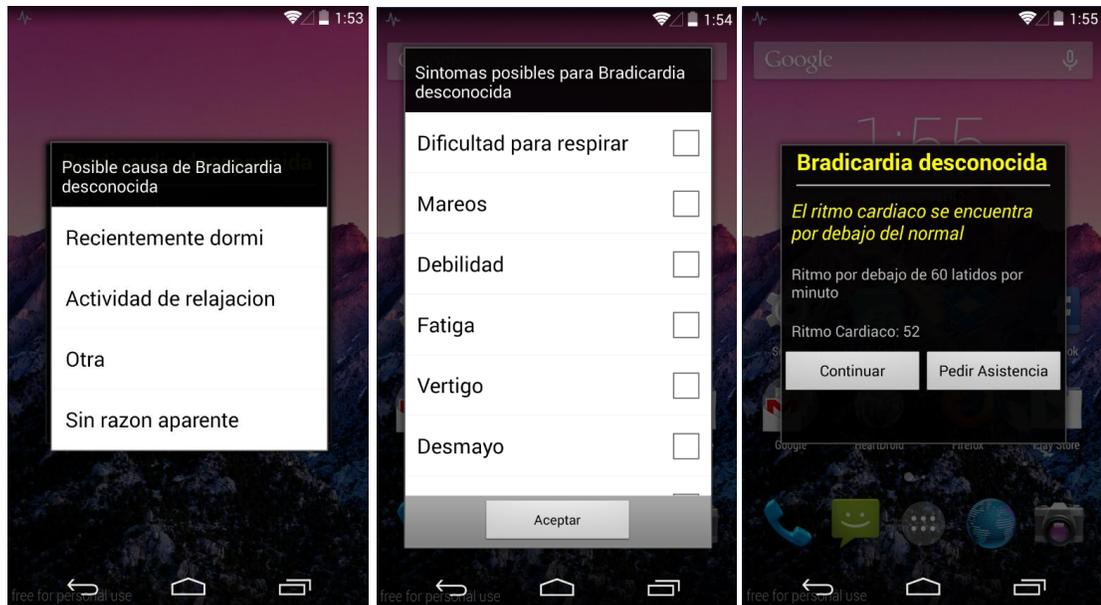


Figura 4.9. Pantallas de alarma para bradicardia desconocida: a) Listado de posibles causas, b) Listado de selección múltiple de síntomas, c) Pantalla de alarma medica con información del ritmo cardiaco.

Se procede de forma similar cuando se tiene una taquicardia sinusal, la cual tiene un rango de 100 a RCmax. De no encontrar una causa en el historial médico o si el paciente no se encuentra realizando ejercicio con una intensidad moderada (trotar, correr, entre otros) la alarma médica se activará (Figura 4.10b), usando el mismo procedimiento antes descrito para la bradicardia, con excepción del listado que se muestra con las posibles causas que provocaron la taquicardia (Figura 4.10a), las cuales son:

- Emoción fuerte.
- Estrés.
- Ingesta de bebidas alcohólicas o con cafeína.
- Fumar.
- Otra.
- Desconocida.

Si se selecciona cualquiera de las opciones en la lista, a excepción de la última opción (Desconocida), significa que se tiene una razón que justifica el aumento de la frecuencia cardiaca y se baja el nivel de peligrosidad de la alarma de Medio a Bajo.

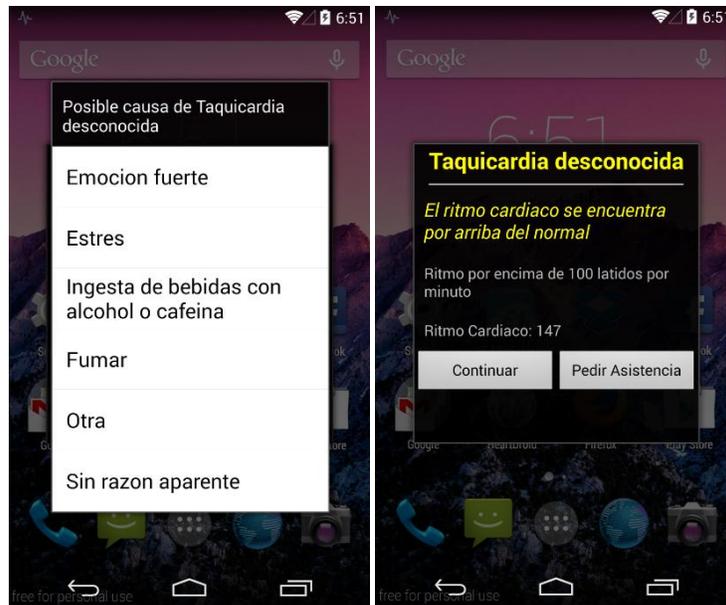


Figura 4.10. Pantallas de alarma para taquicardia desconocida: a) Listado de posibles causas, b) Pantalla de alarma médica con información del ritmo cardiaco.

Una vez finalizada la recolección adicional de información se toma la decisión de si se envía la alarma médica a especialistas y tutores, así como su tipo. Si el nivel final de la alarma es Bajo, simplemente se registra la alarma como un evento en la base de datos, omitiendo el envío de mensajes. En el nivel de alarma Medio la situación se maneja de forma diferente, comenzando la creación de un par de archivos con la señal de ECG y los signos vitales del paciente durante los últimos 5 minutos previos a que se generara la alarma médica, los cuales se comprimen y se adjuntan a un registro en la base de datos el cual al ser registrado genera automáticamente un mensaje "Push" con los datos necesarios para la descarga de esta información, la cual contiene:

- Archivo con la señal ECG.
- Archivo con los valores de ritmo cardiaco, frecuencia de respiración, valor de actividad física y postura.
- Lista de síntomas que el paciente ingresó.
- Coordenadas de localización.

Este mensaje Push contiene un objeto JSON el cual contiene la información del identificador de la alarma médica. El mensaje es interpretado por un BroadcastReceiver declarado de forma particular en el Manifiesto de Android, como se muestra a continuación. De esta forma siempre el mensaje Push puede ser recibido mientras el Servicio se encuentre activo.

```
<receiver
  android:name="mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PushNotificationReceiver"
  android:exported="false" >
  <intent-filter>
    <action android:name="mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION"
  />
```

```
</intent-filter>  
</receiver>
```

Una vez recibido el mensaje la información es dirigida al Servicio el cual decide qué curso de acción tomar. En el caso de un nivel Medio de peligrosidad se genera una notificación en el dispositivo móvil del especialista al igual que en el del tutor (Figura 4.11).

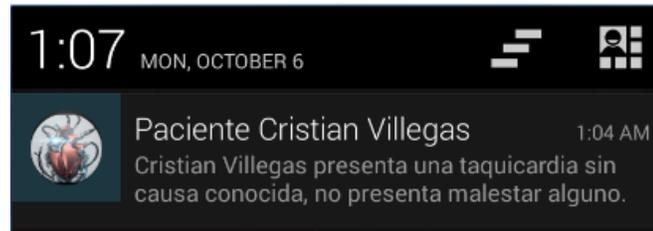


Figura 4.11. Notificación de Alarma de peligrosidad Media.

Esta notificación tiene vinculada un Activity que al ser seleccionada despliega con mayor detalle los datos recolectados anteriormente desde el dispositivo móvil del paciente (Figura 4.12). La pantalla que aparece muestra detalles del monitoreo que se está llevando a cabo así como es posible acceder al historial clínico del paciente al seleccionar su nombre. Se describe con mayor detalle la alarma recibida además de mostrar los síntomas que el paciente tiene en el momento de su activación.

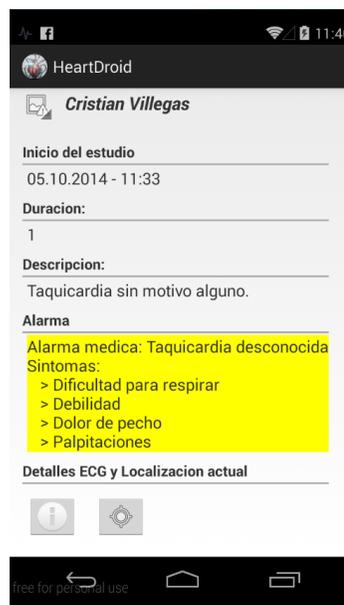


Figura 4.12. Pantalla con detalles de la alarma médica.

Como se mencionó con anterioridad la alarma cuenta con un archivo que incluyen datos adicionales de la señal de ECG e información extra. Ésta se accede desde la sección de “Detalles ECG” y “Localización actual” (Figura 4.12). Al hacer clic en el primer botón se abrirá una nueva pantalla donde es posible observar el trazo de electrocardiograma del paciente así como su relación

con el valor de frecuencia cardiaca, de respiración y la actividad física que se realizaba en ese momento (Figura 4.13).



Figura 4.13. Detalles de señal ECG e información extra.

Esta información se puede ajustar al dar clic en “Ajustar grafica” (Figura 4.13), para mostrar 1, 2, 4 y 8 segundos según se desee; automáticamente se ajustarán los valores de ritmo cardiaco, frecuencia de respiración y actividad física mostrando los rangos que se encuentran entre esos segundos.

Al presionar el botón de “Localización actual” (Figura 4.10) este desplegara un mapa dónde se tiene un marcador con la ubicación del paciente al momento de que se activó la alarma médica (Figura 4.14).



Figura 4.14. Ubicación del paciente.

El nivel Alto de peligrosidad se diferencia del Medio en la forma en la que se le anuncia al especialista que existe una alarma. Como se describió antes en el nivel Medio, se le comunica por medio de una notificación que el médico puede observar cuando le sea pertinente. Sin embargo para un nivel Alto de peligrosidad el tiempo de reacción es una prioridad, por lo que además de crear la notificación se inicia de forma inmediata el Activity que muestra los detalles de la alarma médica (Figura 4.9) y se hace sonar una alarma sonora, interrumpiendo así cualquier otra actividad que se esté realizando en el dispositivo móvil en ese momento.

En esta misma actividad se le da la posibilidad de ingresar un mensaje para ser enviado al paciente en caso de que exista una recomendación para el diagnóstico al que haya llegado el médico o bien, contactar un tutor que se encuentre asignado al paciente (Figura 4.15).

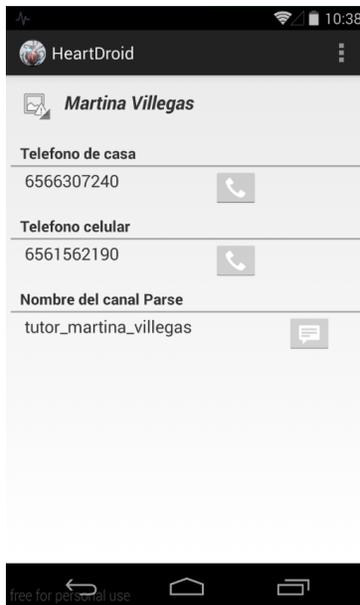


Figura 4.15. Información de contacto para el tutor.

4.5.2.2 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco y forma del latido

Lo anterior es lo concerniente a las arritmias relacionadas exclusivamente con el ritmo cardiaco, sin embargo existe otro tipo de arritmias vinculadas no solo con el ritmo cardiaco sino también con la forma particular que tiene. En la sección anterior se analizan los posibles motivos para la activación de la alarma relacionando una serie de valores, rangos y reglas. De cumplir con estos criterios y se encuentra el motivo de la alarma en ese momento se inicia el análisis de los latidos por su forma.

Para ello se analiza la señal de electrocardiograma (ECG) en busca de una forma característica de arritmia. En este tipo de alarmas, a diferencia de la anterior, se analiza la información de la señal ECG no solo de los rangos de arritmia para bradicardia y taquicardia, sino que se incluye el rango de ritmo sinusal. Dentro de esta clasificación existen dos tipos: latidos ectópicos y latidos anormales.

La primera atañe a los latidos prematuros y las salvas (conjunto de latidos prematuros sucesivos). En la Tabla 4.4 se muestran los rangos de operación de la alarma.

Tabla 4.4. Clasificación de latidos ectópicos.

Arritmia	Riesgo bajo	Riesgo medio	Riesgo alto
Latido prematuro	< 2 lepm	2 – 5 lepm	> 6 lepm
Salva	< 3 lepm	3, 4 lepm	> 5 lepm

La tabla anterior exhibe los valores de riesgo para la presencia de latidos ectópicos por minuto (lepm), cabe destacar que la presencia de estos latidos se puede dar en un rango de frecuencia cardiaca de 40 a RCmax. De ser detectado un riesgo medio o alto se dispara una alarma médica

con detalles de qué tipo de arritmia se detectó (Figura 4.16). Esta alarma se comporta de igual manera que las antes descritas.

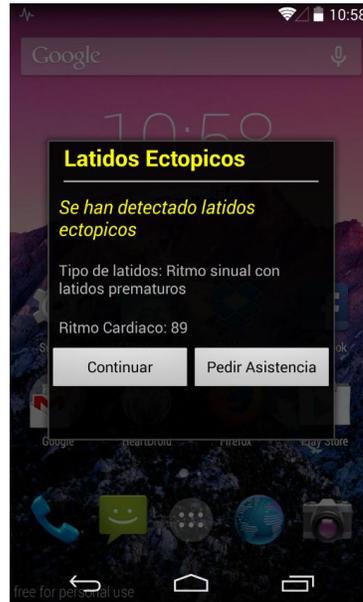


Figura 4.16. Alarma médica para arritmia con latidos ectópicos.

En la segunda clasificación de arritmia tenemos los latidos anormales, de igual manera en la Tabla 4.5 se muestran los rangos de operación donde el nivel de riesgo esta expresado por la presencia de latidos anormales por minuto (lapm).

Tabla 4.5. Clasificación de latidos anormales.

Arritmia	Rango de frecuencia	Riesgo bajo	Riesgo medio	Riesgo alto
Fibrilación ventricular	-	-	-	-
Taquicardia ventricular rápida	> RCmax	-	0 - 10 lapm	> 10 lapm
Taquicardia ventricular lenta	>100 lpm	-	0 – 10 lapm	>10 lapm
Taquicardia Ventricular polimórfica	>100 lpm	-	0 – 10 lapm	>10 lapm
Fibrilación Auricular	100 lpm - RCmax	-	0 -10 lapm	>10 lapm
Flutter Auricular	>100 lpm	-	0 – 10 lapm	>10 lapm
Taquicardia SupraVentricular	> RCmax	-	-	-
Bradicardia Juntional	<60 lpm	-	0 – 5 lapm	>5 lapm
Bloqueo AV de 2do grado tipo I	<=60 lpm	-	0 – 5 lapm	>5 lapm
Bloqueo AV de 2do grado tipo II, con QRS ancho	<=60 lpm	-	0 – 5 lapm	>5 lapm
Bloqueo AV de 3er grado	<40 lpm	-	-	-

La Tabla 4.5 muestra que cualquiera de estos latidos anormales es motivo de una alarma médica (Figura 4.17) de tipo medio y se le informará al paciente y personal médico de esta condición. En caso de ser un padecimiento conocido dado que el paciente sufrió algún padecimiento previo que causa esta condición la alarma se puede desactivar.

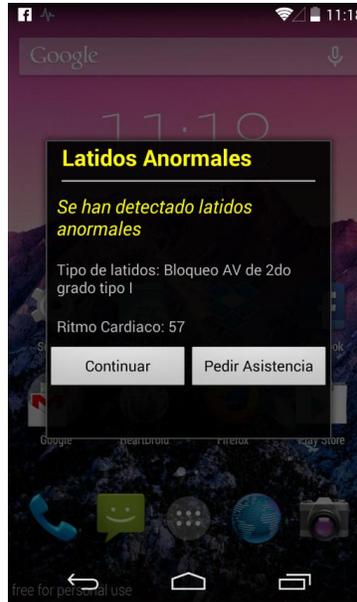


Figura 4.17. Alarma médica para arritmia con latidos anormales.

Para la detección de latidos arrítmicos se analiza cada latido individual que se detecta en la señal de ECG. Para esta tarea se emplea un detector de picos, el cual se encarga de encontrar máximos y mínimos en la señal. Una vez analizada la secuencia de electrocardiograma se toman en cuenta los máximos, los cuales deben de ser el componente R de un latido. Teniendo aislado el latido se introduce en una de las redes neuronales para su clasificación en los tipos de latidos antes mencionados, es decir para las alarmas de latidos ectópicos y anormales. En la Figura 4.18 se muestra este procedimiento con mayor detalle. Donde se puede observar que dependiendo del ritmo cardíaco es la red neuronal artificial que se utiliza.

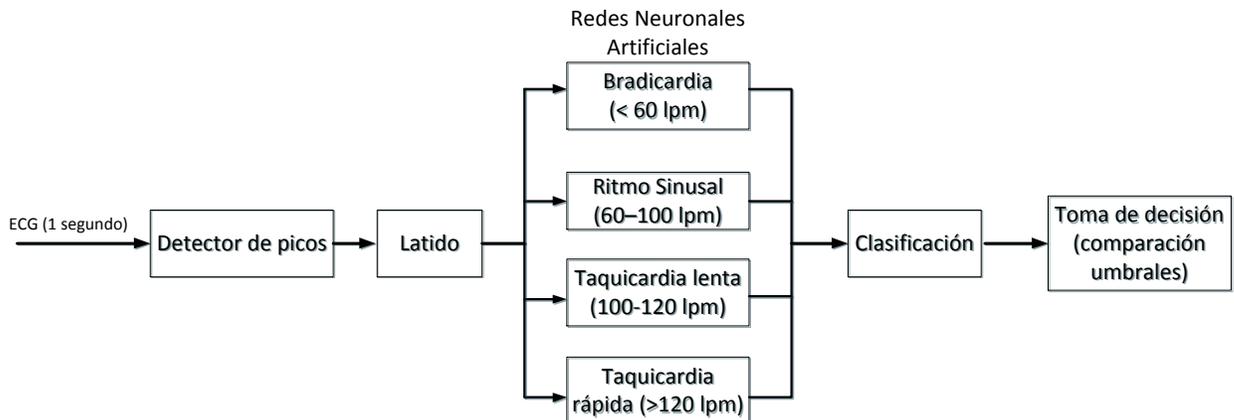


Figura 4.18. Diagrama de bloques para la detección de latidos anormales.

Cada una de las redes neuronales artificiales (RNA) tiene una arquitectura distinta, dado que el latido que se introduce tiene un número de entradas distinto para cada caso, esto debido a que dependiendo del ritmo cardiaco que se tenga el latido tiene una duración(ancho) diferente, por lo que el número de muestras que conforman el latido varía. En la siguiente tabla se especifica la arquitectura que compone cada una de las cuatro.

Tabla 4.6. Arquitectura de las RNA.

Tipo	Entradas/Tiempo (ms)	Capas ocultas	Salidas
Bradycardia	170/ 680 ms	2	6
Ritmo Sinusal	140/ 560 ms	2	4
Taquicardia lenta	115/ 460 ms	2	6
Taquicardia rápida	90/ 360 ms	2	7

Esta detección de arritmias es importante para el diagnóstico médico, sin embargo como se puede observar en el Anexo A, el paciente que se encuentra en monitoreo debe de introducir sus actividades diarias, con el fin de facilitar información que se pueda omitir por descuido u olvido. En la siguiente sección se presenta la forma en la que se lleva a cabo la detección y clasificación de la actividad física de forma automática.

4.6 Detección de actividad física

Un punto importante de este proyecto es la detección de la actividad física que realiza el paciente durante el monitoreo. Esta detección ayuda al médico a realizar una correlación entre el comportamiento de los signos vitales, síntomas y la actividad física para realizar un diagnóstico más preciso del padecimiento que se detecta.

Como se mencionó al inicio de la sección 4.5.2 el sensor cuenta con un acelerómetro de 3 ejes que regresa un par de valores, el primero es un paquete de datos con la señal de los tres ejes, el segundo es un valor de nivel de actividad física medido en VMU (Unidad de Magnitud Vectorial por sus siglas en inglés) con un rango de 0 a 16 y una resolución de 0.01 unidades.

Con este valor de actividad física más el análisis de la postura del paciente es posible llegar a la siguiente clasificación (Tabla 4.7).

Tabla 4.7. Clasificación de la actividad física en base al nivel de VMU y la postura.

Actividad física	Rango en VMU	Postura	descripción
Recostado	0 - 0.049	75° - 90°	La persona se encuentra recostada.
De pie/ Sentado	0 - 0.049	0° - 10°	La persona se puede encontrar de pie e inmóvil o sentada.
Actividad física baja	0.05 - 0.19	-	La persona se encuentra en movimiento, por ejemplo caminando.
Actividad física moderada	0.2 - 0.39	-	Se realiza algún tipo de ejercicio moderado como puede ser trotar o correr.

Actividad física vigorosa	> 0.4	-	Se realiza una actividad física fuerte como lo puede ser saltar o la práctica de algún deporte exigente.
---------------------------	-------	---	--

Como se puede observar esta tabla considera cinco posibles clasificaciones de manera general, con ello el especialista tiene información extra con la cual realizar su diagnóstico. Estos valores se registran en un archivo específico cada segundo.

4.7 Registro de la señal de electrocardiograma (ECG), signos vitales y eventos

Una vez que se inicia el monitoreo del paciente además del análisis en tiempo real de sus signos vitales, se hace el registro de toda la información recolectada de manera local. Para este fin se crean un par de archivos, el primero contiene la señal de electrocardiograma de forma íntegra, mientras que el segundo es una serie de valores.

Estos archivos se crean en la dirección de memoria “/HeartDroid/” seguido por el identificador del monitoreo. Dentro de esta carpeta se colocan los archivos de texto con el siguiente nombre estándar:

- Archivo de ECG: id_monitoreo_ECG.txt
- Archivo de valores extra: id_monitoreo_ExtraInformation.txt

Para el archivo de registro de la señal ECG se tiene un formato donde cada fila de 252 ms consta de 63 valores enteros, es decir que cada cuatro filas equivale a un segundo, para ser exactos a 1008 ms.

Mientras que el archivo de valores extra tiene en cada fila los siguientes valores:

- Nivel de ruido en la señal ECG (ECG Noise).
- Ritmo cardiaco (Heart Rate).
- Nivel de confianza para el ritmo cardiaco (Heart Rate Confidence).
- Nivel de confianza del sistema (System Confidence).
- Si el sensor se encuentra puesto (Sensor wore).
- Frecuencia de respiración (Breathing Rate).
- Actividad física en VMU (Physical Activity).
- Postura (Posture).

Este archivo es llenado con información cada segundo justo después de haber registrado la señal de ECG con el propósito de que se encuentren sincronizados los valores.

Además del registro de la actividad física en el formato que se ve en el Anexo A, también se le indica al paciente que ingrese actividades que el considere importantes, estos eventos pueden ser el inicio de una actividad física específica, o la toma de medicamentos entre otros.

Para llevar a cabo este fin se cuenta con una pantalla específica para dicha tarea. Esta funcionalidad se accede desde el menú principal en la opción de Registrar Eventos (Figura 4.19).

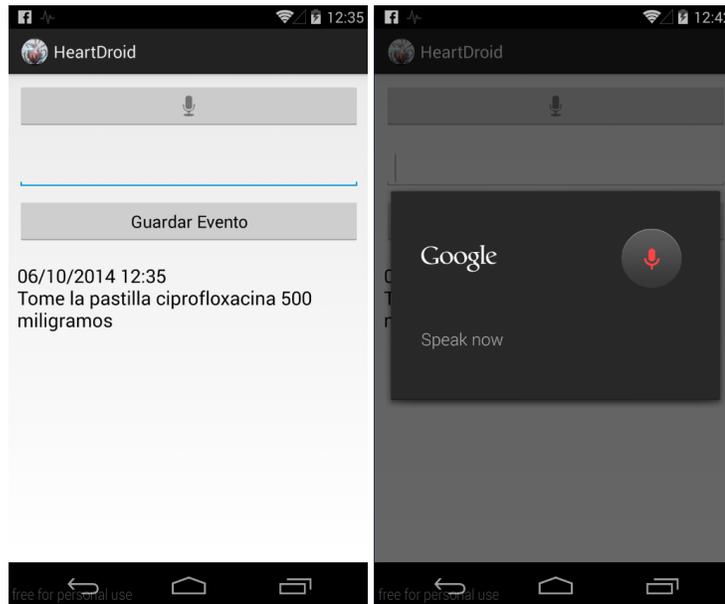


Figura 4.19. Pantalla de ingreso de eventos.

La Activity permite el ingreso del evento por medio de voz o introduciendo el texto directamente en la casilla. Una vez ingresado el texto y si no existen cambios solo se presiona el botón de Guardar Evento (Figura 4.19) el cual crea un registro en la base de datos local y se sincroniza automáticamente con la base de datos en la nube.

4.8 Base de datos y envió de notificaciones (Parse.com)

En la sección 4.1 se hace referencia al uso de la API de Parse.com. Este servicio en la nube es el utilizado para la administración y manejo de la base de datos de la aplicación HeartDroid, además de ser el intermediario para el envió de mensajes tipo Push mediante Google Cloud Messaging (GCM) para la plataforma Android.

4.8.1 Administración de la base de datos

El servicio de Parse.com es utilizado para implementar el diseño de la base de datos que se muestra en la sección 3.4. Esta base de datos se sincroniza con el servicio cada vez que se agrega un nuevo registro, además de mantener una base de datos local (Local Datastore) con solo la información necesaria para su uso en el monitoreo. Este sistema previene el escenario de la pérdida de información al no contar con una conexión a Internet durante el transcurso del monitoreo, si esta situación llega a ocurrir todos los datos que se intentan sincronizar con la nube son almacenados en la base de datos local permitiendo que al momento de recobrar la conexión sean también registrados de forma automática en la base de datos de Parse.com.

El uso de esta API se da creando un objeto de tipo Parse en el cual se agregan los valores que deseamos en la tabla. Estos valores pueden ser del tipo: boolean, byte[], double, int, JSONArray, JSONObject, long, List<>, Map<>, File, String, además de los propietarios de la API. Lo que permite agregar a un registro una gran variedad objetos y valores. A continuación se presenta un ejemplo general para agregar un registro en una tabla. La función de saveEventually() es la utilizada para el envío de la información y se diferencia de saveInBackground en que si no existe una conexión estable con el servidor, la información se retiene hasta que sea posible su envío, de lo contrario con saveInBackground de no existir dicha conexión, los datos se perderían.

```
ParseObject parse_object = new ParseObject("NOMBRE_TABLA");
parse_object.put("NOMBRE_CAMPO", valor);
parse_object.saveEventually();
parse_object.pinInBackground();
```

Mientras que para la recuperación de la información desde la base de datos se emplean consultas (queries), pudiendo ser síncronas o asíncronas. Un ejemplo se muestra a continuación.

```
ParseQuery<ParseObject> query = ParseQuery.getQuery("NOMBRE_TABLA");
query.fromLocalDatastore();
query.getInBackground("ID", new GetCallback<ParseObject>() {
    public void done(ParseObject object, ParseException e) {
        if (e == null) {
            // Objeto con información
        } else {
            // No es posible encontrarlo
        }
    }
});
```

Estos métodos son la base utilizada para recuperar, agregar, editar y borrar de registros en la base de datos para las tablas descritas en el diseño. En el caso de los registros que se lleva de las alarmas la información se rellena en su mayoría de forma automática y el usuario no tiene control sobre su envío, edición y eliminación. Las demás tablas cuentan con una pantalla para mostrar, ingresar, editar y eliminar los datos, a continuación se muestran estas pantallas.

Los datos del paciente correspondientes a su historial médico e información referente a su contacto se puede observar en la Figura 4.20.

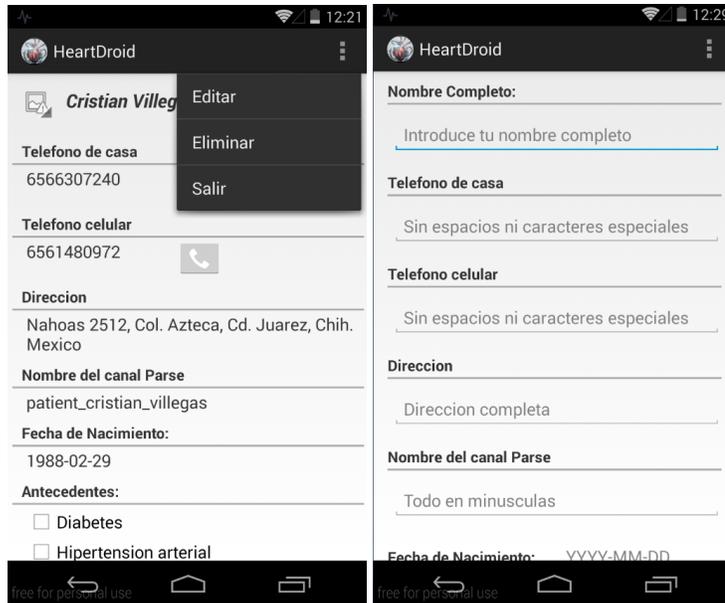


Figura 4.20. Pantallas para el despliegue de la información del paciente (izquierda) y la forma donde se llenan los datos (derecha).

El ingreso, edición y la presentación de los datos que conforman el monitoreo se hace a través de las siguiente pantallas (Figura 4.21).

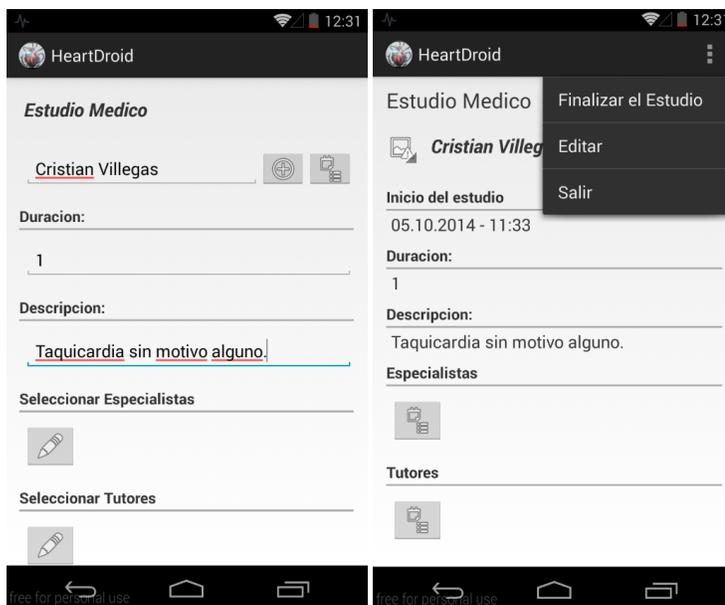


Figura 4.21. Pantalla de registro de un nuevo estudio médico (izquierda), a la derecha se encuentra la pantalla que despliega de la información.

En el caso del registro de especialistas y tutores la pantalla es muy similar por el hecho de que contienen los mismos campos a llenar (Figura 4.22).

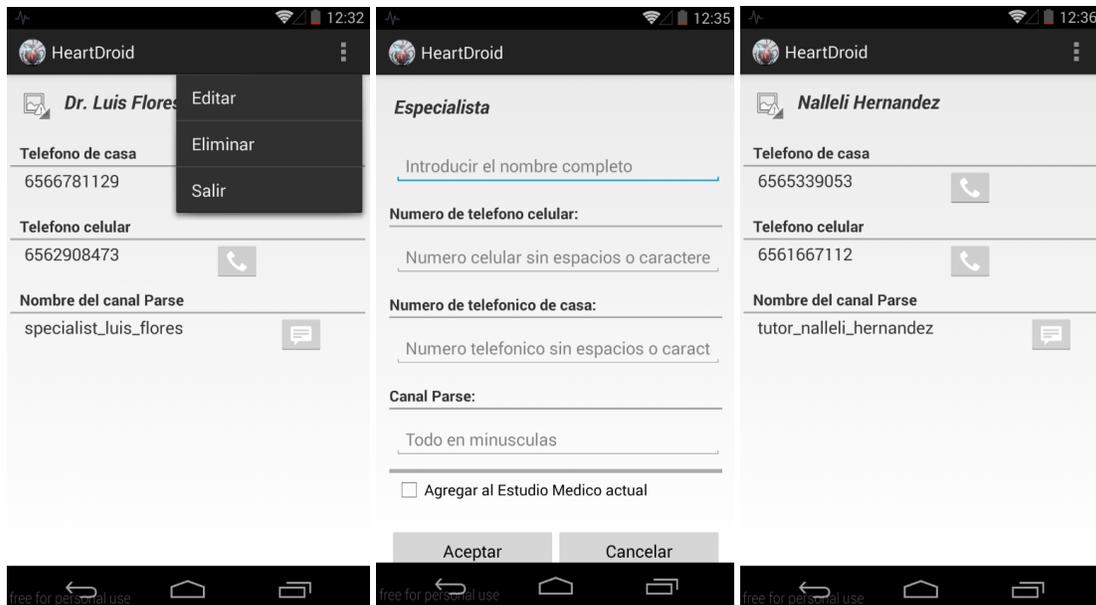


Figura 4.22. Pantallas para mostrar la información de un especialista y tutor, así como la forma donde se ingresan los datos.

Todos los registros ingresados se pueden ver desde la página oficial de Parse.com, desde la opción de Dashboard, en la sección de Core (Figura 4.23), desde esta página se pueden realizar modificaciones a los registros e incluso eliminar las tablas.

Class	Count
Installation	6
Role	0
User	3
Event	1
MedicalAlarm	6
MedicalStudy	1
MedicalStud...	0
MedicalStud...	0
PatientClinic...	8
Specialist	4
Tutor	2

objectid	cell_phone	home_phone	name	parse_channel
e3SnRKi6Gs	6561667112	6565339053	Nalleli Hernandez	tutor_nalleli_hernandez
NYVhvKpY7r	6561562190	6566307240	Martina Villegas	tutor_martina_villegas

Figura 4.23. Despliegue de la información de los registros desde la página de Core, en Parse.com.

4.8.2 Notificaciones

Una de las características que se ha venido mencionando en secciones anteriores es el uso de las notificaciones entre dispositivos Android. Estas notificaciones utilizan el servicio GCM (Google Cloud Messaging) proporcionado por Google para el envío y recepción de mensajes. En la siguiente figura se observa la arquitectura general de GCM (Figura 4.24).

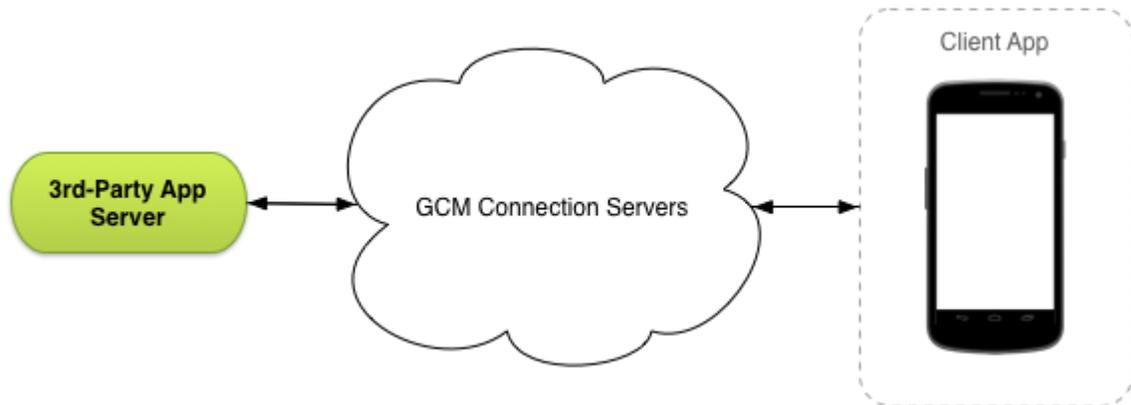


Figura 4.24. Arquitectura de GCM (Google Cloud Messaging).

En la arquitectura de la Figura 4.23 se observa que el envío de las notificaciones se hace a través de una aplicación de servidor externa, en este caso dicho servidor es Parse.com, el cual no solo facilita el envío de notificaciones y mensajes entre dispositivos Android, sino que es posible enviar a otras plataformas, como lo son Windows, Mac, a través de la REST API y otros sistemas operativos móviles como iOS y Windows Phone.

El envío y recepción de mensajes Push y notificaciones se hace a través de un “canal” (channel), cada vez que se registra un nuevo paciente, especialista o tutor se le pide un nombre para su canal Parse, con el fin de poder hacer una comunicación a través de este medio. Este mismo canal se registra a uno o varios dispositivos móviles, incluso pudiendo un mismo dispositivo móvil tener más de un canal suscrito, en los cuales recibir información distinta.

```
PushService.subscribe(Context, "CANAL", Actividad.class);  
ParseInstallation.getCurrentInstallation().saveInBackground();
```

En el código anterior se tiene la forma de hacer suscripciones a canales, con este método se hace el registro de canales una vez se inicia el monitoreo.

Teniendo los canales creados se utiliza la siguiente rutina para el envío de notificaciones Push, en ella se observa la forma de agregar los canales destinatarios, siendo esta variable una lista o arreglo con los nombres de los canales.

```
ParseQuery<ParseInstallation> userQuery = ParseInstallation.getQuery();  
ParsePush push = new ParsePush();  
push.setQuery(userQuery);
```

```

push.setData(data);
push.setChannels(canales);
push.sendInBackground();

```

Se puede observar que el mensaje Push tiene la opción de agregar datos, estos datos se agregan mediante un objeto JSON al cual se le puede dar la estructura que se desee el mensaje, incluso pudiendo realizar una personalización del mensaje PUSH, este objeto puede ser utilizado para que transporte información adicional con algún otro fin.

```

JSONObject data = new JSONObject();
try {
    data.put("action", "mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION");
    data.put("nombre", VALOR);
} catch (JSONException e) {
    e.printStackTrace();
}

```

La página de Parse.com desde el Dashboard tiene la sección dedicada a los mensajes Push desde la cual se puede observar con detalle cada mensaje enviado (Figura 4.25).

Type	Status	Target	Subscribers	Name
📱	✓	Channels	6	{"alarm_detail":0,"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION_Villegas","alarm_id":"qvHCZIXtN"}
📱	✓	Channels	6	{"alarm_detail":0,"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION_Villegas","alarm_id":"IH3Z0Z7c5I"}
📱	✓	Channels	6	{"alarm_detail":0,"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION_Villegas","alarm_id":"iRUyxAyIx6"}
📱	✓	Channels	6	{"alarm_detail":0,"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION_Villegas","alarm_id":"WnJV0xACQI"}
📱	✓	Channels	5	{"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION","alert_ic_rapida mayor a 160 lpm sin actividad fisica previa, causa desconocida"}
📱	✓	Channels	3	{"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION","alert_ic_rapida mayor a 160 lpm sin actividad fisica previa, causa desconocida"}
📱	✓	Channels	3	{"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION","alert_ic_rapida mayor a 160 lpm sin actividad fisica previa, causa desconocida"}
📱	✓	Channels	3	{"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION","alert_ic_rapida mayor a 160 lpm sin actividad fisica previa, causa desconocida"}
📱	✓	Channels	3	{"action":"mx.ipn.cic.redes.heartdroid.PUSH_NOTIFICATION","alert_ic_rapida mayor a 160 lpm sin actividad fisica previa, causa desconocida"}

Figura 4.25. Revisión de Notificaciones Push desde la página de Parse.com.

4.9 Respaldo de archivos

Una vez terminado el monitoreo del paciente un mensaje le indicara al usuario que ha concluido y debe realizar el respaldo de la información recolectada (Figura 4.26).

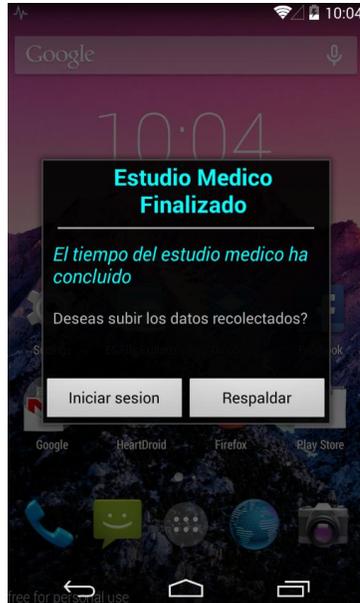


Figura 4.26. Mensaje de finalización del monitoreo.

Esta tarea se hace a través del servicio de Dropbox, lo que permite realizar un respaldo en la nube y tener sincronizados los archivos entre dispositivos. El primer requerimiento es permitir a la aplicación tomar control de la cuenta de Dropbox para hacer escritura sobre ella (Figura 4.27).

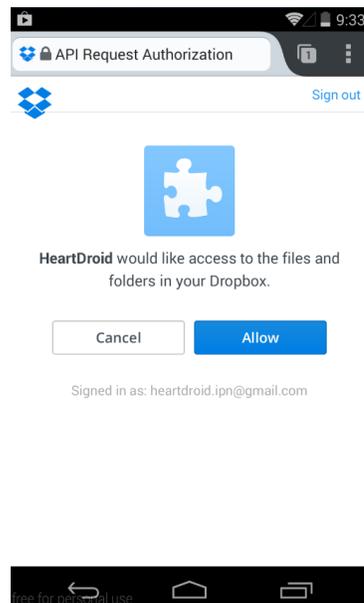


Figura 4.27. Inicio de sesión y permiso de acceso a la cuenta.

Teniendo el permiso concedido la aplicación se encarga de crear un archivo .zip que incluye los datos recolectados, es decir, los archivos creados para la señal ECG y la información extra. Para un monitoreo de 24 horas se estima un archivo comprimido de tamaño no mayor a 25 MBs. La ruta de destino se conforma de “/HeartDroid/” más el identificador del estudio, donde se almacena un archivo .zip (Figura 4.28).



Figura 4.28. Archivo .zip respaldado en Dropbox.

Una vez respaldado el archivo se envía una notificación al personal médico de que el monitoreo ha terminado y la información recolectada puede ser accedida en la cuenta de Dropbox (Figura 4.29).

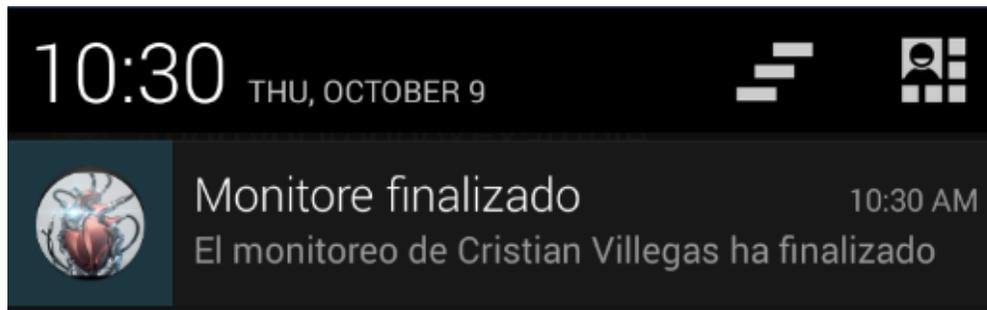


Figura 4.29. Notificación de finalización del monitoreo.

4.10 Resumen

A lo largo de este capítulo se describió la implementación realizada para la creación de la aplicación HeartDroid en el sistema operativo Android, utilizando un dispositivo móvil con este sistema y el sensor BioHarness 3 (BH 3). Se presentan la forma de adquisición de los datos provenientes del sensor, la cual es controlada por un Servicio. Este servicio es el encargado no solo del control de la conexión con el sensor BH3, sino que además es el responsable de la monitorización de los signos vitales del paciente y de vigilar que la adquisición de la información se realice correctamente. Esta monitorización de signos vitales realiza un pre diagnóstico de la condición del paciente y de encontrar una anomalía este disparara una de las alarmas médicas, dependiendo del escenario que se presente. Aunado a la monitorización se hace una descripción del manejo de la base de datos, el mecanismo para el envío de las notificaciones entre usuarios de la aplicación y por último el respaldo de los datos recolectados en el transcurso del monitoreo. En el siguiente capítulo se abordan las pruebas realizadas sobre el prototipo, de las cuales se realiza un análisis y se entregan los resultados obtenidos.

Capítulo 5

Pruebas y resultados

En el presente capítulo se exponen las pruebas a las que el sistema se sometió, así como los resultados obtenidos en los diversos escenarios donde se llevaron a cabo. Además se realiza una discusión de los resultados obtenidos que son un indicativo del nivel de confianza que tiene el sistema desarrollado.

Adicionalmente se presenta la descripción de la obtención de información de datos clínicos de pacientes y personas saludables que se llevó a cabo en el Centro Médico de Especialidades en Ciudad Juárez, Chihuahua.

5.1 Escenarios de prueba

La aplicación de HeartDroid se compone de diversas funcionalidades que permite generar un pre-diagnóstico en base a los datos adquiridos durante el monitoreo, por ello es importante generar pruebas para asegurar que se tenga un registro continuo de los datos y que las alarmas se activen de forma correcta. Para este fin se diseñaron los siguientes escenarios de prueba:

- *Adquisición y registro de los datos adquiridos por los sensores.* Con la finalidad de verificar que la aplicación registra y monitorea de forma continua durante periodos largos de tiempo, se diseñó un escenario en el cual los resultados producidos por el sistema se validan contra los producidos por un dispositivo médico utilizado comunmente como lo es el Holter. Adicionalmente se hace una revisión de las aplicaciones comerciales que proporciona el fabricante y otras que se encuentran en la Play Store.
- *Prueba del prototipo con pacientes con enfermedades cardiacas.* Durante esta prueba se contó con la participación consentida de pacientes con problemas cardiacos y personas saludables. El fin de estas pruebas es evaluar el comportamiento del prototipo, refinar los valores de los umbrales conforme a los resultados que se obtienen y a las sugerencias del personal médico. Adicionalmente se crea un registro de los signos vitales adquiridos durante estas pruebas.
- *Alarmas de sistema.* Es de suma importancia que los datos adquiridos tengan la menor cantidad de ruido, por ellos importante que el sistema verifique los valores de confianza del sistema y del sensor para asegurar un funcionamiento correcto.
- *Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco.* Este escenario prueba que se lancen de manera adecuada las alarmas vinculadas con el ritmo cardiaco, para ello se realiza la inyección de datos con el fin de simular diferentes situaciones cotidianas.
- *Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco y forma del latido.* En este escenario se realiza el entrenamiento de las redes neuronales y se realizó una simulación de su funcionamiento utilizando en ambos casos latidos obtenidos en las pruebas realizadas

con pacientes. Se empleó el software de Matlab y el Neural Network Toolbox para esta tarea.

5.2 Resultados

La aplicación HeartDroid se conforma de diversas funcionalidades como lo son el monitoreo y registro de signos vitales, el análisis de estos y el lanzamiento de alarmas médicas, la supervisión de los valores de confianza, ruido y el estado de conexión con el sensor. Para estas funcionalidades se realizaron diferentes tipos de pruebas, así como la recolección de información con el fin de afinar la precisión de los resultados finales.

Con el fin de realizar pruebas del análisis de los signos vitales se realizó una estancia en el hospital Cetro Médico de Especialidades (CME) de ciudad Juárez, Chihuahua del 10 de marzo al 10 de abril de 2014, bajo la tutela del cardiólogo Dr. Luis Rodolfo Flores Montaña jefe de Juárez Cardio-Vascular y del departamento de enseñanza del CME. Además se contó en todo momento con la supervisión de la enfermera María Del Refugio Olivas Sánchez.

5.2.1 Adquisición y registro de los datos adquiridos por los sensores

Una de las funcionalidades más críticas de la aplicación es el registro de los signos vitales adquiridos por el sensor BioHarness 3 para su análisis. Esta prueba tiene como finalidad observar el prototipo en condiciones normales de uso, es decir, en un día cotidiano para el paciente. La principal característica a evaluar es el registro que realiza el servicio que trabaja en segundo plano, el cual está encargado del registro de los valores adquiridos. Además esta prueba sirve para contestar la interrogante de si estos valores obtenidos son de utilidad al médico, es decir, si el valor de ritmo cardiaco, la frecuencia respiratoria, el valor de temperatura corporal y la señal de ECG que el sensor BH 3 entrega son correctos y de utilidad para realizar un diagnóstico médico.

Para esta evaluación se propuso hacer una comparación entre los valores registrados en el dispositivo móvil y cotejarlos con el equipo médico que usan de forma estándar en el hospital. Persiguiendo este fin se utilizó como medida de comparación las lecturas proporcionadas por el equipo utilizado para realizar las pruebas de Holter de 24 horas, el Philips Zymed DigiTrak-Plus 24 (Figura 5.1), el cual cuenta con las siguientes características:

- Canales: 3
- Resolución: 10 bits
- Tiempo de registro: 24 horas
- Interfaz de descarga de datos: USB
- Frecuencia de muestreo: 175 muestras por segundo
- Interfaz de usuario: Pantalla LCD
- Memoria Interna: Flash de 128 MBs.



Figura 5.1. Electrocardiograma ambulatorio (Holter) DigiTrak-Plus 24.

La prueba se formuló entonces con una persona saludable con el fin de tener una referencia. Esta prueba consistió en que a la persona se le colocara el Holter y el sensor BH 3 de forma simultánea portándolo durante un periodo de 24 horas. Posteriormente se cotejarían los resultados de ambos dispositivos. En el caso del Holter se utiliza un software propietario para la descarga y el despliegue de los datos.

Como se menciona en la sección 4.2 existen diferentes formas de colocar el sensor BH 3, para esta prueba y las realizadas posteriormente se utilizó la correa para pecho (Chest Strap), la cual viene por defecto al adquirir el sensor. La primera observación del personal médico al colocar el Holter y el sensor BH 3 fue el hecho que el posicionamiento de ambos dispositivos podría resultar en señales del corazón con distintas derivaciones.

Al terminar el periodo de 24 horas de la prueba se hizo evidente el primer inconveniente presentado por el sensor, la batería no duró las 24 horas como se describe en la hoja de especificaciones, en cambio, el registro de los datos se realizó tan solo durante 15 horas aproximadamente obteniendo al final un peso combinado entre los archivos de la señal ECG e información extra de alrededor de 50 MB. Con ambos conjuntos de datos se dispuso a realizar un cotejo entre los dos (Figura 5.2).

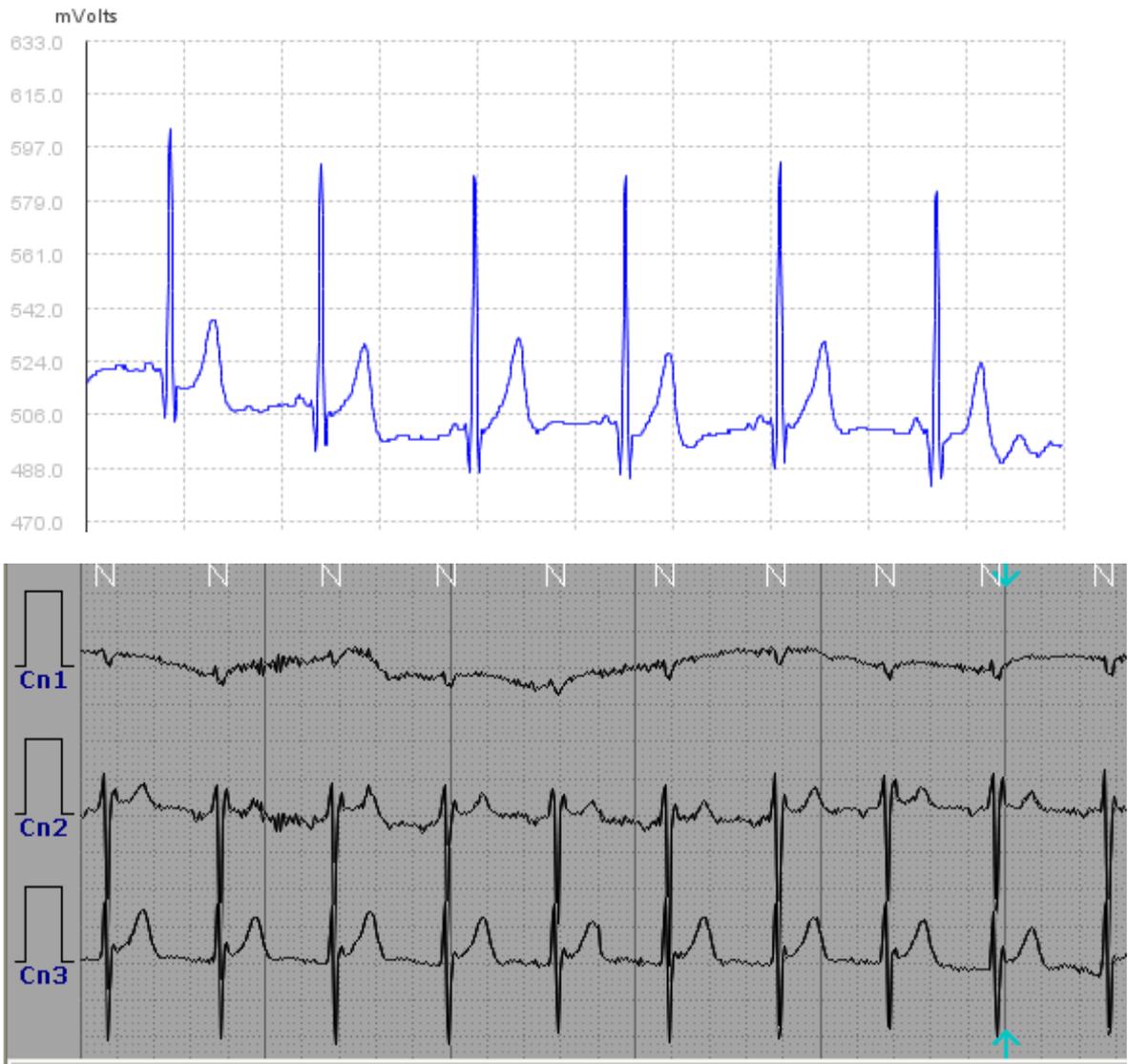


Figura 5.2. Registro obtenidos del sensor BH3 (gráfica superior) y Holter (gráfica inferior).

Al final de la revisión que se hizo junto con el personal médico se concluyó que no hubo pérdida de información por parte de la aplicación, se mantuvo realizando un registro de forma constante hasta que el sensor agotó su batería y en ese momento el registro se detuvo. Además se pudo observar que aunque las derivaciones obtenidas de ambos dispositivos son distintas, registrando tres en el Holter y solo una del BioHarness 3, se compararon las señales en busca de discrepancia y presencia de ruido, además de revisar el ritmo cardiaco registrado en ambos dispositivos. La conclusión a la que llegó el personal médico fue que el sensor a pesar de solo contar con una derivación tiene mejor nitidez en la captura de la señal de electrocardiograma, dado que la señal del sensor y el canal 3 del Holter son muy similares, además de que los valores obtenidos en ambos dispositivos para el ritmo cardiaco tiene en algunos casos ± 1 lpm de diferencia, con lo que quedaron conformes con el desempeño del sensor, permitiendo así continuar con más pruebas.

5.2.1.1 Comparativa con otras aplicaciones de la Play Store (Google)

Además de realizar una comparación con un equipo médico se realizó una comparativa entre el prototipo de HeartDroid y las aplicaciones que se pueden obtener en la Play Store, en específico aquellas que hacen uso del sensor BioHarness 3.

Dentro de estas aplicaciones las principales que se tienen son las que proporciona el mismo fabricante y otra más que hace uso completo de las funcionalidades del sensor. Estas aplicaciones se describen a continuación:

ZephyrMD[45]

Permite monitorear los signos vitales de una persona desde cualquier parte del mundo vía su portal de internet. Permite compartir esta información y mostrarla en pantalla mediante valores numéricos y el ECG mediante una gráfica (Figura 5.3). Una de las características más importante que tiene esta aplicación es que permite la sincronización con otros dispositivos para la adquisición de signos vitales adicionales.

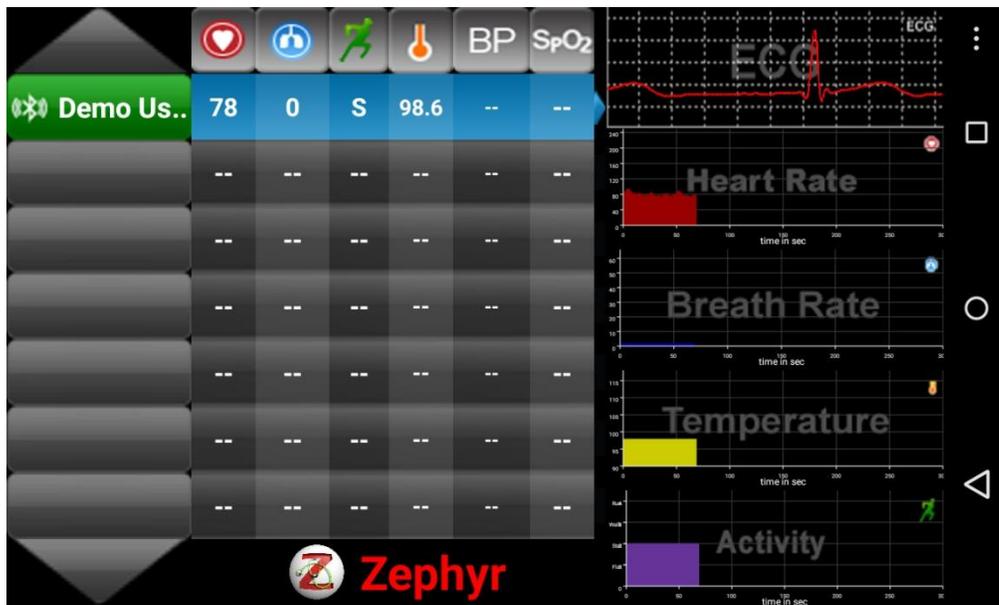


Figura 5.3. Captura de pantalla de ZephyrMD.

ZephyrME[46], ZephyrLIFE[47]

Permite realizar un seguimiento para el estado físico de la persona, además de pruebas de estrés, monitoreo de los signos vitales de manera remota, compartir esta información vía internet y muestra los datos en la pantalla en gráficas (Figura 5.4).



Figura 5.4. Capturas de pantalla de ZephyrLIFE.

SenseView[48]

El más completo de todos (Figura 5.5), permite el almacenamiento de la información, permite la transmisión de la información vía internet, además de poder mostrar los datos en pantalla en gráficas y de forma numérica. Permite la revisión de los signos vitales de manera básica, detectando taquicardias y bradicardias, sin tomar en cuenta otros atributos más que el del ritmo cardiaco.



Figura 5.5. Capturas de pantalla de las aplicaciones SenseView (izquierda) y HeartDroid (derecha).

Teniendo en cuenta las características de estas aplicaciones, se puede observar que las que tiene publicadas el mismo fabricante tienen mucho en común entre ellas, realizando prácticamente lo mismo, mientras que SenseView tiene más opciones para almacenar y monitorear, además de compartir esta información, no cuenta con análisis especial para pacientes con problemas cardiacos. Además de las aplicaciones antes mencionadas existen más aplicaciones con la capacidad de comunicarse con el sensor, pero todas están enfocadas al estado físico de la persona, el entrenamiento deportivo y hacer seguimiento de sus rutinas de ejercicio, en todos los casos solo utiliza el valor de ritmo cardiaco.

5.2.2 Prueba del prototipo con pacientes con enfermedades cardiacas

El siguiente paso es realizar pruebas con personas, tanto pacientes con problemas cardiacos como personas saludables que actúan como muestras de control. Estas pruebas tienen dos propósitos, el primero de ellos es la recolección de muestras de señal ECG para realizar una clasificación manual de ellas con lo que posteriormente se entrenaría una red neuronal artificial; en el segundo propósito es ver el comportamiento de la aplicación al someter a los pacientes a diversos escenarios.

Se plantearon los siguientes dos escenarios para observar el comportamiento de las arritmias vinculadas directamente con el ritmo cardiaco. El primero de ellos consiste en mantener a la persona inmóvil y relajada ya sea de pie, sentada o recostada para mantener un ritmo cardiaco sinusal en un principio y observar si después de algunos minutos su ritmo descendía provocando una bradicardia. El segundo escenario consiste en inducir una taquicardia, para ello la persona que porta el sensor se le pide realizar una actividad física moderada, para este propósito se hizo uso de una caminadora o una bicicleta estática, el fin es que su frecuencia cardiaca ascienda por encima de los 100 latidos por minuto (lpm).

En un principio se tenían considerados tres rangos de frecuencia cardiaca, dos de ellos arritmias (bradicardia y taquicardia), las cuales disparaban una alarma respectivamente:

- Ritmo sinusal (60 a 100 lpm)
- Bradicardia (menos de 60 lpm)
- Taquicardia (mayor a 100 lpm)

El personal médico al ver estos valores recomendó hacer una modificación con el propósito de hacer más precisa la detección de las arritmias. Con las modificaciones realizadas acorde al criterio y las sugerencias realizadas se llegó a los valores que se muestran en la Tabla 4.2 de la sección 4.5.2.1 (Alarmas médicas). Esta tabla describe con mayor detalle los rangos que se manejan a la hora de realizar un diagnóstico, derivándose cuatro alarmas médicas en vez de las dos planteadas inicialmente.

Dentro del primer escenario se descarta el análisis de la actividad física, mientras que para el segundo escenario se utilizan los siguientes valores para su clasificación:

- Caminar (0.1 a 0.25 VMU – Unidad de Magnitud Vectorial)
- Correr (0.26 a 0.5 VMU)
- Actividad física vigorosa (> 0.5 VMU)

En el escenario uno (personas en reposo) se contó con la participación consentida de 47 personas, entre ellas pacientes con problemas cardiacos conocidos y sujetos de control saludables de ambos géneros, cuyo rango de edad fue desde los 20 años hasta los 70, abarcando diferentes complejiones físicas como son peso, altura y complejión física. En su gran mayoría (40 personas) prefirieron permanecer sentadas, mientras que las 7 personas restantes prefirieron estar

recostadas. Las pruebas en general duraron un tiempo de 5 minutos, dependiendo de la disponibilidad de la persona. Los resultados de esta prueba se muestran en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. Observaciones de los resultados del primer escenario.

Pacientes	Presencia de arritmias	Observaciones
1	No	ECG normal
2	Si	Presencia de salvas
3	No	Alta presencia de ruido al inicio de la prueba
4	Si	Altos niveles de ruido al inicio de la prueba.
5 – 8	No	ECG normal, baja presencia de ruido.
9	Si	P invertida
10 - 18	No	ECG normal, presencia alta de ruido (10, 13, 14, 17,18)
19	Si	Bradicardia y falta de T (Bloqueo AV)
20 - 22	No	ECG normal
23	Si	Taquicardia sinusal, latidos prematuros
24 - 28	No	ECG normal, alta presencia de ruido
29	Si	Posible bloqueo
30	No	ECG normal, ruido moderado
31	Si	Fibrilación auricular
32	Si	T invertida, fibrilación auricular
33	Si	T plana, invertida y desfase
34	Si	T plana, latidos prematuros
35	No	ECG normal
36	Si	QRS ancho, posible fibrilación auricular, presencia de salvas
37	Si	Presencia de latidos prematuros
38	Si	QRS ancho, T negativa, latido prematuro
39	Si	T negativa
40	Inconcluso	Alta presencia de ruido, posible falta de P y T
41	Si	T negativa, latido prematuro
42	Si	Presencia de marca pasos, latido ancho
43	Si	QRS ancho, latidos prematuros
44	Si	QRS ancho
45	No	ECG normal
46	Si	Latido prematuro, presencia alta de ruido
47	Si	QRS ancho

De los resultados obtenidos en la prueba realizada se obtienen varios puntos a destacar:

- Alta presencia de ruido. Aun y cuando se siguen las indicaciones del fabricante y se realiza el procedimiento adecuado para la colocación del sensor BH 3, en 14 casos (3, 4,

10, 13, 14, 17, 18, 24 – 28, 40 y 46) el ruido es alto. En ciertos casos se resolvía este problema acomodando el sensor, sin embargo esto no siempre fue posible.

- De los 47 participantes, 20 de ellos presentaron algún tipo de arritmia, es decir el 42%.
- Solo 3 (19, 21 y 42) pacientes tuvieron un ritmo cardiaco menor a 60 latidos por minuto.
- La duración promedio de la prueba fue de 5 minutos.

En el segundo escenario (inducir una taquicardia mediante actividad física) se pidió la participación de personas saludables y con problemas cardiacos, sin embargo a diferencia de la primera prueba muchas de las personas con problemas cardiacos conocidos estaban imposibilitadas a realizar esfuerzo físico o tenían prohibido realizarlo, por lo que su número fue reducido. En esta prueba se tuvieron 28 participantes con los siguientes resultados:

- 100% de los participantes lograron subir su ritmo cardiaco por encima de los 100 lpm.
- Se tuvo una presencia muy fuerte de ruido en las pruebas, en algunos casos pudiendo ser controlada al ajustar más la banda en el pecho, sobre todo para personas con complexión física muy delgada.
- Además de la taquicardia inducida por el ejercicio físico no se obtuvo algún otro tipo de arritmia durante las pruebas, incluyendo a los pacientes con problemas cardiacos conocidos, todos ellos en rehabilitación.
- El tiempo promedio para esta prueba fue de 6 minutos. En su gran mayoría se optó por la caminadora eléctrica que por la bicicleta estática.
- Durante la prueba no se disparó ninguna alarma al haber detección de actividad física, en todas las pruebas jamás se rebasaron los 170 lpm.

Una vez finalizadas ambas pruebas se procedió a realizar un análisis más detallado de los datos obtenidos, esto con la participación de los especialistas. En principio se establecieron los valores de peligrosidad que se mencionan en la sección 4.5.2.1 derivadas de las correcciones hechas al inicio de la primera prueba. Realizado esto se propusieron las reglas para tratar de evitar lo mayormente posible los falsos positivos, descritas en la misma sección, entre estas reglas se describen los valores que se introducen en el historial clínico y las posibles causas de su activación que se muestran en cada alarma médica, tanto para bradicardia como para taquicardia. También se creó la lista de síntomas que puede llegar a presentar un paciente, esta lista, presente en el capítulo 4 sección 4.5.2.1, es a consideración de los especialistas la que cubre la mayor parte de los casos.

En el análisis se tomaron también en cuenta los valores de confianza y ruido encontrados en las pruebas, lo que ayudó a establecer los umbrales propuestos en la sección 4.5.1 del capítulo 4 (Alarmas de estado de sistema), los que tiene como propósito prevenir una adquisición deficiente de los signos vitales del paciente.

El escenario número dos de prueba no solo aportó a lo anterior sino que además permitió el refinamiento de los rangos establecidos para la detección de la actividad física, siendo modificados

de como inicialmente se planteaban al principio de esta sección, a los posteriormente propuestos y descritos en la sección 4.6 (Detección de actividad física).

Aunado a estas muestras recolectadas se contó con acceso a un equipo especial de entrenamiento para arritmias, el Nasco Life/form Interactive ECG Simulator [44] (Figura 5.6).



Figura 5.6. Simulador de señal ECG: Nasco Life/form [44].

Este simulador de señales ECG cuenta con una amplia variedad de arritmias, entre las cuales se encuentran:

- VF - Fibrilación Ventricular.
- VT (fast) - Taquicardia Ventricular rápida.
- VT (slow) - Taquicardia Ventricular lenta.
- VT (poly) - Taquicardia Ventricular polimórfica.
- AFIB - Fibrilación Auricular.
- AFLTR - Aleteo Auricular.
- SVT - Taquicardia Supra Ventricular.
- S TACH - Taquicardia Sinusal.
- NSR - Ritmo Sinusal.
- ASYS - Asistolia.
- SINUS PVC - Ritmo Sinusal con Latidos Prematuros.
- S BRDY - Bradicardia Sinusal.
- J BRDY - Bradicardia Juntional.
- 2nd I - Bloqueo AV de 2do grado tipo I.
- 2nd II (PVC) - Bloqueo AV de 2do grado tipo II.
- 2nd II - Bloqueo AV de 2do grado tipo II - Ancho.
- 3rd - Bloqueo AV de 3er grado.

Estas arritmias fueron introducidas al sensor y se registró la señal de ECG para cada una de ellas durante aproximadamente un minuto, con el fin de tener una cantidad mayor de datos para el entrenamiento de las redes neuronales artificiales que se usaran para la clasificación de latidos.

Una vez realizadas estas pruebas, el refinamiento de umbrales entre otras cosas, se procedió a realizar pruebas controladas realizando una inyección de valores para simular distintos escenarios y verificar el correcto despliegue de las alarmas según fuera el caso, como se muestra en el capítulo 4 secciones 4.5.1 y 4.5.2, referente a las alarmas del sistema y alarmas médicas correspondientemente. La inyección de valores se describe con mayor detalle en el Anexo D.

5.2.3 Alarmas de sistema

En la siguiente sección se describen las pruebas realizadas a las alarmas de sistema, los valores utilizados, valores críticos (sección 4.5.1) y el resultado de cada una de ellas.

5.2.3.1 Batería

En un principio se hacen pruebas con los valores de la batería, verificando el correcto funcionamiento de la alarma, tal y como se muestra en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2 Pruebas del nivel de batería.

Tipo de alarma	Valor	Rango normal de operación	Valor crítico	Descripción	Resultado
Nivel de batería (%)	94%	20% – 100%	< 20%	Batería recientemente cargada	No hay alarma
	20%			Batería después de 13 horas de uso	No hay alarma
	19%			La batería necesita recargarse	Notificación de usuario
	10%			La batería necesita recargarse	Notificación de usuario
	5%			Batería en nivel critico	Alarma de sistema

En las pruebas se puede observar que por debajo del nivel crítico establecido se comienzan a mandar notificaciones al usuario de que debe recargar la batería del sensor o bien, reemplazarlo, sin embargo una vez llega al nivel de 5% se activa una alarma como se mostró en la Figura 4.4, del capítulo anterior.

5.2.3.2 Nivel de confianza del ritmo cardiaco

En estas pruebas se revisa que el nivel de confianza del ritmo cardiaco se encuentre en un nivel adecuado según el umbral establecido, para ello se simulan los valores de prueba así como el tiempo que este valor se mantiene. Los resultados de estas pruebas se describen en la Tabla 5.3.

Tabla 5.3 Pruebas del nivel de confianza para el ritmo cardiaco.

Tipo de alarma	Valor inicial	Valor final	Tiempo (seg.)	Rango normal de operación	valor crítico	Descripción	Resultado
Nivel de confianza del ritmo cardiaco (%)	100%	100%	120	70% – 100%	< 70%	Nivel óptimo de confianza.	No hay alarma
	91%	90%				El sensor puede que no se encuentra del todo bien colocado, sin embargo el nivel está al 90%.	No hay alarma
	85%	79%				El sensor no se encuentra colocado adecuadamente, pero tiene un nivel de confianza aceptable.	No hay alarma
	84%	63%				El nivel de confianza comienza en un nivel aceptable y comienza a descender por debajo del nivel crítico, al mantenerse por más de un minuto por debajo del 70% se activa la alarma.	Alarma de sistema (Figura 5.7)
	73%	47%				Mismo caso que el anteriormente descrito, comienza el descenso hasta valores no aceptables.	Alarma de sistema (Figura 5.7)
	42%	93%				Al comenzar con la monitorización es normal que el sensor no tenga un valor aceptable de confianza, sin embargo va ascendiendo conforme pasa el tiempo.	Se desactiva la alarma

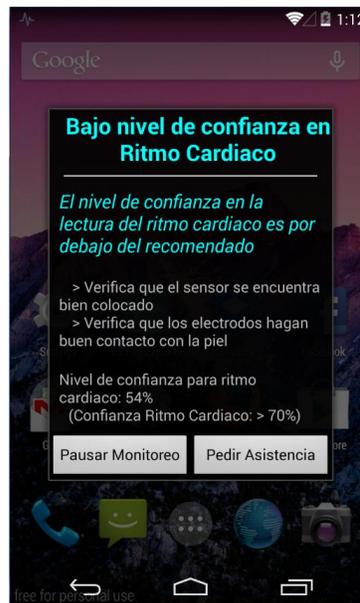


Figura 5.7. Alarma de bajo nivel de confianza en la lectura del ritmo cardiaco.

5.2.3.3 Nivel de confianza del sistema

Durante las pruebas del nivel de confianza del sistema se observó que a pesar de que la especificación del sensor maneja un rango de 0 a 100 con una resolución de una unidad, en realidad el sistema solo se encuentra en dos posibles situaciones: 0 o 100. Con lo que las pruebas son reducidas (Tabla 5.4).

Tabla 5.4 Pruebas del nivel de confianza para el sistema.

Tipo de alarma	Valor inicial	Valor final	Tiempo (seg.)	Rango normal de operación	valor crítico	Descripción	Resultado
Nivel de confianza del sistema	100%	100%	120	70% – 100%	< 70%	Nivel óptimo de confianza del sistema.	No hay alarma
	0%	0%				El sensor puede que no se encuentra del todo bien colocado, o no está puesto.	Alarma de sistema (Figura 5.8)
	0%	100%				El sensor no se encontraba colocado adecuadamente, posteriormente se realizó un ajuste volviendo a un valor aceptable.	Se desactiva la alarma

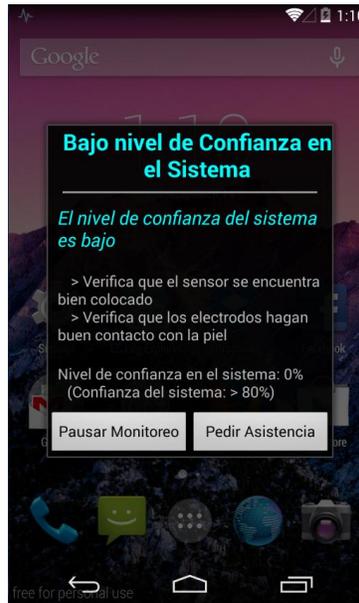


Figura 5.8. Alarma para la presencia de un nivel bajo la confianza del sistema.

5.2.3.4 Nivel de ruido de la señal ECG

En esta prueba se establecen valores de ruido similares a los obtenidos durante las pruebas de campo, si el nivel de ruido es muy alto la señal aporta muy poca información al médico. En la siguiente tabla se describen las pruebas realizadas así como los resultados obtenidos.

Tabla 5.5 Pruebas del nivel de ruido de la señal ECG.

Tipo de alarma	Valor inicial	Valor final	Tiempo (seg.)	Rango normal de operación	valor crítico	Descripción	Resultado
Nivel de ruido de la señal ECG	8.0E-5	1.6E-4	120	$\leq 3.5E-4$	$<3.5E-4$	Sensor bien colocado y dentro del rango de operación normal.	No hay alarma
	1.2E-4	2.5E-4				Si el nivel de ruido sube, sin alcanzar los rangos críticos no existe problema.	No hay alarma
	1.2E-4	6.6E-4				El nivel de ruido comenzó en un nivel aceptable y sube por encima del umbral, de seguir así por 30 segundos se activa la alarma.	Alarma de sistema (Figura 4.5)
	4.1E-4	0.00306				El nivel de ruido se mantiene por encima de los valores aceptables, la alarma persiste por tiempo indefinido.	Alarma de sistema (Figura 4.5)
	0.00174	3.0E-4				El nivel de ruido descendió hasta un nivel aceptable y se mantuvo ahí durante un minuto, con lo que se desactiva la alarma.	Se desactiva la alarma

Como se menciona en la descripción (Tabla 5.5), una vez iniciada la alarma no se puede desactivar hasta que el nivel de ruido descienda hasta un valor normal, para ello se establece una valor de un minuto.

5.2.3.5 Conexión con el sensor BioHarness 3

La conexión con el sensor es un punto crítico para la monitorización del paciente, por lo que es importante que se tenga una conexión estable en todo momento. En la Tabla 5.6 se muestran las pruebas más típicas.

Tabla 5.6 Pruebas de conexión entre el dispositivo móvil y el sensor BH3.

Tipo de alarma	Conexión	Descripción	Resultado
Conexión con el sensor BH3	Si	Se tiene una conexión estable con el sensor.	No hay alarma
	No	El sensor se encuentra a una distancia lejana, con lo que se pierde la conexión.	Alarma de sistema (Figura 4.6)
	No	El sensor se apagó o agotó su batería.	Alarma de sistema (Figura 4.6)
	No – Si	El sensor reestablece la conexión con el dispositivo móvil.	Se desactiva la alarma

Estas pruebas son las correspondientes a la parte de las alarmas de sistema, en la sección presentada a continuación se hacen pruebas sobre las alarmas médicas.

5.2.4 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco

En la presente sección se muestran las pruebas realizadas en las alarmas médicas descritas en la sección 4.5.2, en ellas se toman en cuenta el valor de ritmo cardiaco que se tiene, la actividad física realizada, posibles causas, y si se presentan síntomas, con ello se determina el tipo de alarma y su nivel. De igual forma que en la anterior sección las pruebas se realizan inyectando valores.

5.2.4.1 Bradicardia

La bradicardia comprende un ritmo cardiaco por debajo de los 60 latidos por minuto (lpm), sin embargo es normal en ciertos escenarios. Si esta frecuencia desciende por debajo de los 40 es indicio de que la persona corre un riesgo serio. Dado que no es posible inducir de forma segura a una persona a una bradicardia con 40 latidos por minuto o menor, estos valores solo se simularon utilizando la inyección de datos (Anexo D). Los resultados de las pruebas hechas se muestran en la Tabla 5.7, indicando si existe la alarma y de ser así, su nivel. Estas pruebas son las más representativas.

Tabla 5.7 Pruebas para alarma médica en bradicardias.

Descripción	Ritmo cardiaco (lpm)	Actividad Física	Posible causa	Síntomas	Alarma	Nivel
La persona se encuentra durmiendo en su horario común de descanso	50 - 60	Recostado	Horario de descanso	NA	No hay alarma	1
El paciente toma medicamento cuyo efecto secundario es la reducción de la frecuencia cardiaca	55 - 60	Caminando	En el historial médico del paciente se indica que es propenso a bradicardias	NA	No hay alarma	1
El paciente se encuentra descansando en un sillón	58 - 60	Sentado/ De pie	Se dispara la alarma médica. El paciente indica que se encuentra relajado	NA	Se desactiva la alarma	1
El paciente se encuentra caminando	53 - 58	Caminando	Se dispara la alarma médica, el paciente selecciona una causa del menú.	No muestra síntoma alguno.	Se activa la alarma y se envía una notificación (Figura 5.9)	2
El paciente se encuentra sentado realizando su trabajo	<40	Sentado/de pie	Se desconoce la causa.	Selecciona varios síntomas del menú.	Se activa la alarma y se envía el archivo para ser inspeccionado inmediatamente.	3

Durante las pruebas se realizó el envío de un archivo conteniendo 5 minutos de información, este tiempo puede ajustarse (Figura 5.10c). Como se menciona en la tabla anterior, se verifican distintas condiciones antes de establecer el nivel de alarma, la descripción se detalla en la sección 4.5.2 de Alarmas médicas. De forma similar se realizan las pruebas para los niveles de taquicardia.

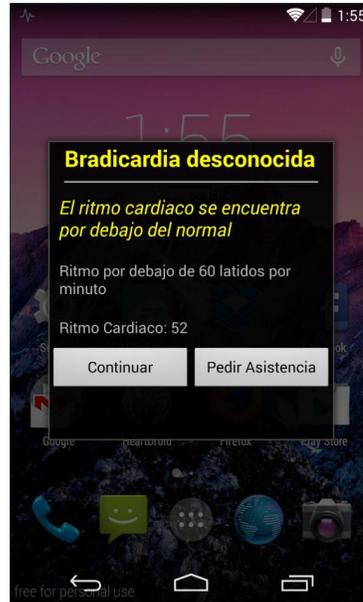


Figura 5.9. Pantalla de alarma para bradicardia.

5.2.4.2 Taquicardia

La taquicardia es una arritmia que tiene como principal característica que la frecuencia cardiaca está por encima de los 100 latidos por minuto. A continuación se describen las pruebas realizadas (Tabla 5.8) para verificar el correcto funcionamiento de las alarmas, de forma similar a las de la bradicardia, solo se describen las más representativas, dado que se puede realizar un número elevado de combinaciones.

Tabla 5.8 Pruebas para alarma médica en taquicardias.

Descripción	Ritmo cardíaco (lpm)	Actividad Física	Posible causa	Síntomas	Alarma	Nivel
La persona realiza actividad física moderada	102 - 140	Corriendo	Actividad física moderada	NA	No hay alarma	1
La persona se encuentra sentada realizando su trabajo	100 - 120	Sentado/De pie	Se dispara la alarma médica, el paciente indica que la causa posible es que está bajo estrés.	No presenta ningún síntoma.	Se desactiva la alarma	1
La persona se encuentra caminando	100 - 130	Caminando	En el historial médico se	No presenta ningún	No hay alarma	1

			describe que es propenso a taquicardias.	síntoma		
La persona se encuentra sentada.	120 - 130	Sentado/De pie	El paciente desconoce la causa	No presenta síntoma alguno.	Alarma médica (Figura 5.10a)	2
La persona se encuentra realizando ejercicio de forma intensa	190	Ejercicio intenso	Ejercicio intenso	Dolor de pecho	Se envía archivo con información del paciente para su inmediata revisión (Figura 5.10b).	3

De forma similar a la bradicardia, en la taquicardia no es posible inducir una taquicardia mayor al ritmo cardiaco máximo ($RC_{max} = 220 \text{ lpm} - \text{edad paciente}$) de forma segura, por lo que estos valores solo se simularon.

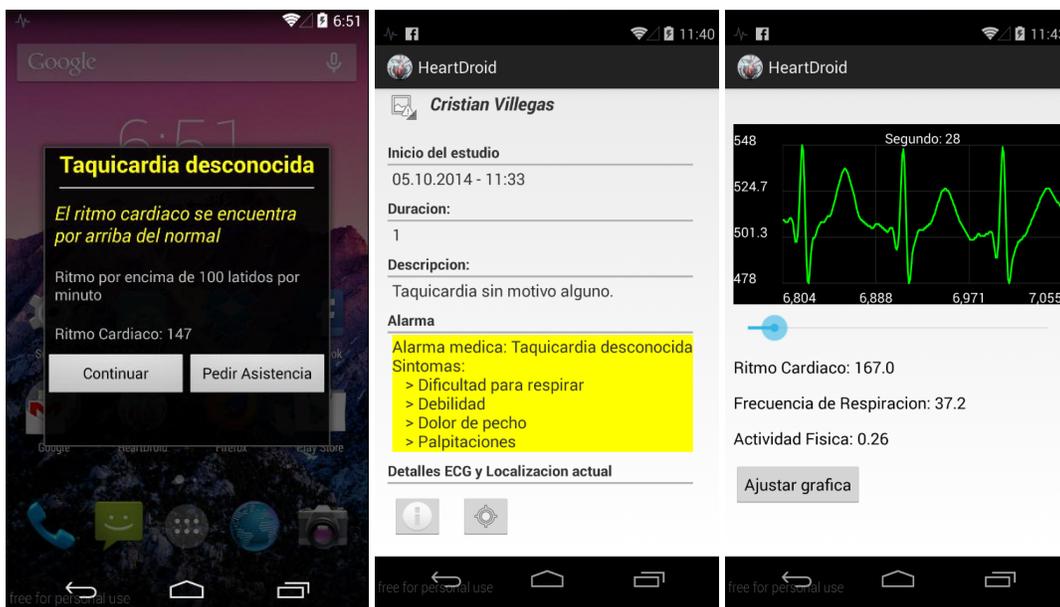


Figura 5.10. Pantallas de alarma: a) Alarma para taquicardia b) Pantalla de información de alarma que recibe el personal médico, c) Detalles de la señal ECG.

5.2.5 Alarmas médicas vinculadas con el ritmo cardiaco y forma del latido

Las alarmas vinculadas con el ritmo cardiaco toman en cuenta dicho valor, sin embargo es importante realizar un análisis con respecto a la información que se recolecta del ECG, para ello se realizó el entrenamiento de cuatro redes neuronales artificiales (RNA), las cuales tienen como objetivo clasificar los latidos. Para este entrenamiento primeramente se realizó una clasificación

manual de la información como se muestra en la sección 5.2.2. Con estos datos se crearon patrones dependiendo del ritmo cardiaco que se tiene, como se muestra en la Tabla 4.6 del capítulo 4, sección 4.5.2.2 que describe las arquitecturas de cada red neuronal artificial.

Se empleó Matlab para hacer el entrenamiento de estas redes, con la siguiente configuración:

- 60% de los patrones para aprendizaje.
- 20% para validación.
- 20% para prueba.
- Se toman de forma aleatoria estos patrones.
- Para las capas ocultas se utiliza la función logsig y para la capa de salidas la purelin.
- Redes tipo feedforward con entrenamiento backpropagation.

En la Tabla 5.9 se muestran las salidas de cada red neuronal, cabe destacar que existen salidas que se repiten, esto debido a que esas arritmias se pueden presentar en diversas frecuencias cardiacas.

Tabla 5.9 Redes neuronales artificiales entrenadas y sus salidas correspondientes.

Tipo RNA	Salidas
Bradicardia	<ul style="list-style-type: none"> • Bradicardia Sinusal • Prematuro/Extra • Salva • Bloqueo AV 2do grado • Bloqueo AV 3er grado • Bradicardia Junctional
Ritmo Sinual	<ul style="list-style-type: none"> • Ritmo Sinusal • Prematuro/Extra • Salva • Anormal
Taquicardia lenta	<ul style="list-style-type: none"> • Taquicardia Sinusal • Prematuro/Extra • Taquicardia Ventricular lenta • Taquicardia Ventricular polimórfica • Aleteo Auricular • Fibrilación Auricular
Taquicardia rápida	<ul style="list-style-type: none"> • Taquicardia Sinusal • Prematuro/Extra • Taquicardia Ventricular rápida • Taquicardia Ventricular polimórfica • Aleteo Auricular • Fibrilación Auricular • Fibrilación Ventricular

Una vez realizado el entrenamiento se obtuvieron los siguientes resultados al realizar una simulación con la totalidad de los patrones ingresados.

Para la RNA entrenada con patrones de bradicardia se utilizaron un total de 102 patrones con un entrenamiento que llego al 96.1% como se muestra en la esquina inferior derecha de la Figura 5.11.

Output Class	1	2	3	4	5	6	
1	18 17.6%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
2	0 0.0%	4 3.9%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
3	0 0.0%	0 0.0%	4 3.9%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	33 32.4%	0 0.0%	2 2.0%	94.3% 5.7%
5	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	23 22.5%	0 0.0%	100% 0.0%
6	0 0.0%	1 1.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	16 15.7%	88.9% 11.1%
	100% 0.0%	80.0% 20.0%	80.0% 20.0%	100% 0.0%	100% 0.0%	88.9% 11.1%	96.1% 3.9%
Target Class	1	2	3	4	5	6	

Figura 5.11. Matriz de confusión para RNA de Bradicardia.

En el caso de la red entrenada para reconocer latidos con ritmo sinusal (60 a 100 lpm) se utilizaron 687 patrones y se obtuvo un entrenamiento del 97.7% (Figura 5.12).

Output Class	1	2	3	4	
1	273 39.7%	2 0.3%	0 0.0%	5 0.7%	97.5% 2.5%
2	0 0.0%	35 5.1%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
3	0 0.0%	0 0.0%	11 1.6%	0 0.0%	100% 0.0%
4	6 0.9%	3 0.4%	0 0.0%	352 51.2%	97.5% 2.5%
	97.8% 2.2%	87.5% 12.5%	100% 0.0%	98.6% 1.4%	97.7% 2.3%
Target Class	1	2	3	4	

Figura 5.12. Matriz de confusión para RNA de Ritmo Sinusal.

Para las redes de taquicardia lenta y rápida se utilizaron 147 y 184 patrones respectivamente, donde el entrenamiento para la taquicardia lenta fue del 99.3% (Figura 5.13 izquierda) y para la rápida de un 97.8% (Figura 5.13 derecha).

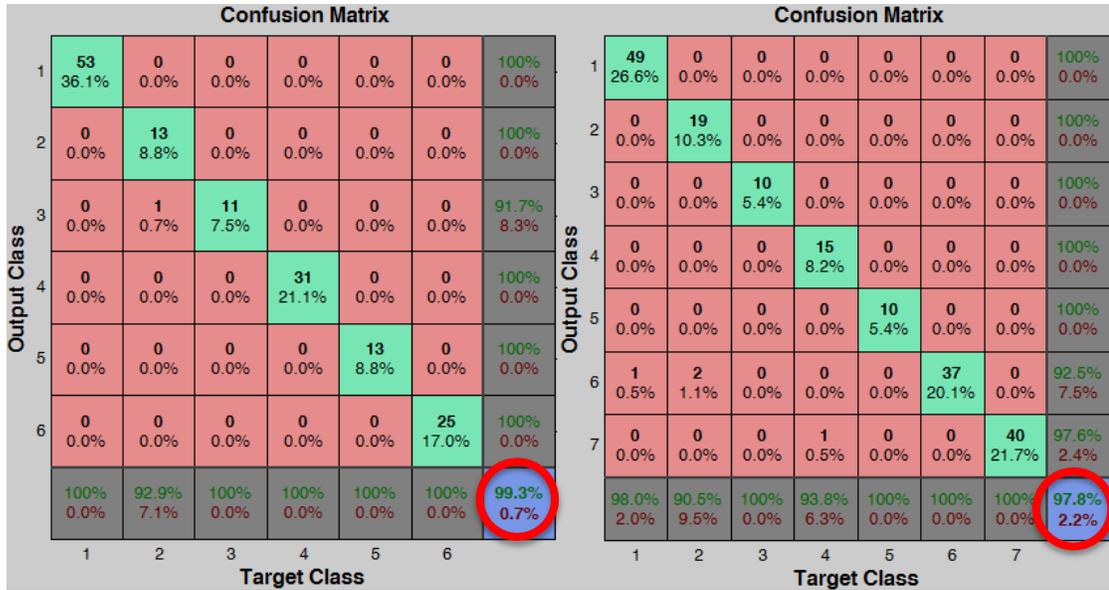


Figura 5.13. Matriz de confusión para RNA de Ritmo Taquicardia lenta y rápida.

Como se puede observar en los resultados el entrenamiento que se realizó en todos los casos supera el 90% de efectividad en las simulaciones.

5.3 Discusión de resultados

En las secciones anteriores se presentaron una serie de pruebas y resultados, tanto para las pruebas realizadas en campo (Hospital CME) y las pruebas llevadas en un ambiente controlado para verificar que el funcionamiento de la aplicación sea el correcto. Antes de todo eso se tiene como punto de partida una comparación entre el sensor BioHarness 3 y el Holter DigiTrack-Plus, utilizado para llevar a cabo estudios de monitoreo ambulatorio. Los datos obtenidos de ambos dispositivos sirvieron para confirmar que el sistema cumple con solvencia la tarea de registrar los signos vitales del paciente que lo porta, con lo que el personal médico dio su visto bueno para continuar con las pruebas en pacientes. No obstante existen diferencias significativas entre ambos dispositivos, lo que lleva a concluir que más que reemplazar a un Holter, el sensor BH3 es un excelente complemento para aquello que éste no puede realizar, como lo es una monitorización en tiempo real y mantener informado al personal médico con alertas oportunas. El nivel de confianza por lo tanto está a la par del dispositivo médico Holter.

Las siguientes pruebas se llevaron a cabo en dos escenarios (paciente inmóvil y realizando actividad física), ambos con el objetivo de recolectar información y observar el comportamiento del sensor en pacientes con problemas conocidos y personas saludables como punto de referencia. Dentro de estos escenarios se encontró que el sensor es sensible a diversos factores por ejemplo la

colocación del sensor y el ajuste de la correa deben ser los adecuados, de lo contrario se observa una presencia de ruido elevado en la señal ECG, sin afectar significativamente a las demás lecturas. Otro factor que se detectó es que al estar la persona realizando una actividad física ya sea moderada o intensa el sensor puede perder la colocación inicial, aunado al sudor que puede generar el cuerpo conllevan al mismo resultado anterior, ruido elevado. Además de que las lecturas del ritmo cardiaco se ven afectadas yendo de 0 lpm hasta encima de los 200 lpm de forma inmediata, lo cual puede lanzar una falsa alarma médica. En la mayoría de los casos se pudo contrarrestar este inconveniente al reacomodar el sensor en la posición adecuada, sin embargo no en todos los pacientes funcionó. Al observar este problema el personal médico indicó que éste no es un problema fuera de lo común, el Holter también tiene ese inconveniente en situaciones similares, sobre todo al realizar ejercicio intenso como se muestra en la Figura 5.14.

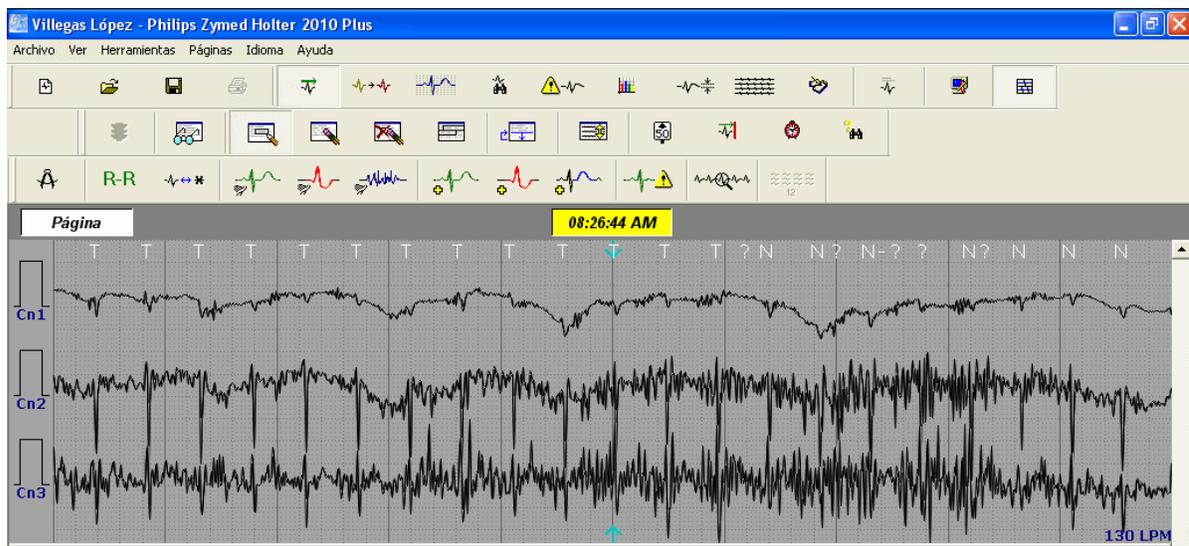


Figura 5.14. Presencia de ruido en el estudio de Holter.

Dentro de las pruebas que se llevaron a cabo bajo un ambiente controlado, cabe destacar que el sistema se comporta de forma adecuada, la activación de las alarmas se lleva a cabo conforme a los umbrales establecidos para cada alarma que se probó, utilizando diversos escenarios representativos para simular posibles situaciones reales.

En el caso de las redes neuronales artificiales se obtuvo un entrenamiento por encima del 95% en todos los casos, esto se comprobó mediante las simulaciones hechas en Matlab, con lo que su rendimiento es satisfactorio.

En cuanto al ruido, se encontró una solución alternativa al problema de la presencia de ruido en las lecturas de la señal de electrocardiograma fue adquirir el “Holder” para el sensor BH3 (Figura 5.15), el cual a diferencia de la banda usa electrodos adhesivos que permiten una mayor fijación a la piel, lo que se traduce en un menor ruido al adquirir las señales.

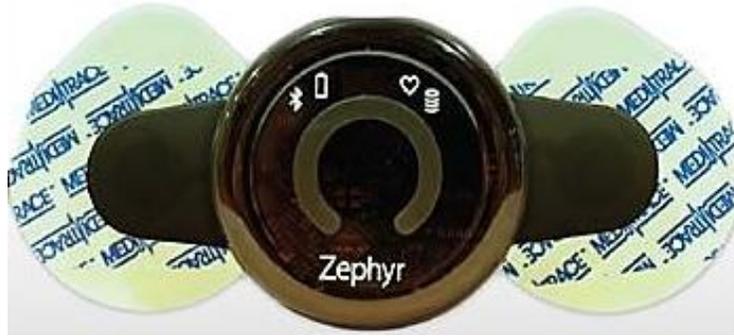


Figura 5.15. BioHarness 3 utilizando el Holder y electrodos.

Todas las pruebas antes realizadas en la investigación de campo se efectuaron con la correa de pecho, dado que el Holder tardó un mes en poder ser adquirido. Al final de la estancia se pudo realizar un par de pruebas sencillas para medir los niveles de ruido en la señal y éstos disminuyeron de forma significativa, además de ser más cómoda su utilización, teniendo solo contacto con la piel en dos puntos. El único inconveniente observado hasta el momento es que para ser utilizado este Holder es necesario comprar electrodos, ya que se desechan una vez que se utilizaron.

El cambio de la correa al Holder tiene sus repercusiones inmediatas, comenzando por ya no poder sensor el ritmo de respiración y la estimación de la temperatura central corporal también se desestimaría, a cambio se obtienen lecturas de muy bajo ruido y niveles de confianza estables en casi cualquier situación.

5.4 Resumen

Durante este capítulo se presentaron las pruebas realizadas al sensor BH3 para la validación de sus mediciones por parte del personal médico, además de describir los escenarios que conforman la investigación y pruebas de cambio llevadas a cabo en el Hospital Centro Médico de Especialidades (CME), de las cuales se obtuvieron resultados e información relevante para el refinamiento del funcionamiento de la aplicación HeartDroid. Una vez obtenidos estos resultados se muestran los experimentos realizados bajo un ambiente controlado con valores simulados para comprobar el funcionamiento de la aplicación según los valores establecidos para cada tipo de alarma. Por último se aborda una breve discusión acerca de las pruebas y los resultados obtenidos y al final se menciona la adquisición de un dispositivo alternativo (Holder) para montar el sensor BioHarness 3 el cual tiene ventajas e inconvenientes sobre la correa de pecho que viene por defecto con el sensor. En el siguiente capítulo se presentan las conclusiones finales sobre este trabajo, además de describir las aportaciones realizadas y los trabajos a futuro.

Capítulo 6

Conclusiones

Durante el desarrollo de esta tesis se logró la implementación de un sistema de información, en base a un diseño propuesto con la finalidad de probar la aplicación que tiene como propósito el monitoreo de los signos vitales del paciente y la alerta automática y oportuna de anomalías cardíacas. Para cumplir con este fin se realizó una estancia en el Hospital Centro Médico de Especialidades en el departamento de cardiología, en el cual especialistas en la materia aportaron su experiencia, conocimiento experto y sugerencias para el refinamiento de la detección de anomalías cardíacas.

Durante la estancia se lograron recabar muestras de personas reales. Un total de 75 personas participaron en los experimentos, entre ellos pacientes con problemas cardíacos conocidos y personas saludables, lo que permitió observar el comportamiento del sensor bajo un ambiente controlado, proporcionando información necesaria para el desarrollo de las alarmas médicas y la detección de la actividad física, además de poder cotejar los valores registrados en un teléfono Android contra equipo médico con la finalidad de validar que esta información sea de utilidad para el médico.

Una vez obtenidos estos datos se desarrollaron alarmas médicas y de sistemas, las cuales al ser probadas en un ambiente simulado dieron como resultado su activación correcta según el escenario propuesto. Las alarmas manejan tres distintos niveles de peligrosidad en el que el paciente se puede encontrar, el primer nivel es el que menor riesgo presenta a la salud de la persona, en el cual se tienen identificadas las causas de la arritmia presente en ese momento.

Mientras que el nivel dos indica un riesgo medio a la salud, al no poder identificar la posible causa de la arritmia se le hace conocer al paciente de su condición y se le da la oportunidad de introducir más información acerca de su estado actual. Si el nivel se mantiene, la aplicación automáticamente envía notificación de alerta al personal médico y los tutores asignados. Esta alerta va acompañada de la información recolectada durante los últimos cinco minutos previos al lanzamiento de la alarma, estos datos incluyen la señal ECG y signos vitales adicionales.

De ser detectado un nivel tres de peligrosidad la alarma funciona de forma similar al nivel medio, pero con la diferencia de que la notificación que se envía en el nivel anterior se reemplaza por una alarma audible y el despliegue automático en la pantalla del celular con la información de la anomalía detectada en el paciente, interrumpiendo aquello que se esté realizando en el dispositivo móvil, esto con el propósito de que la alarma médica sea atendida a la brevedad posible. Cabe mencionar que lo que se tiene como resultado de este análisis es un pre diagnóstico médico, el cual es un indicador y el diagnóstico final solo lo puede emitir el personal médico competente, una vez que interpretan la información que se les proporciona.

Aunado a esto, la aplicación es capaz de manejar la base de datos de pacientes, especialistas médicos y tutores, el registro de eventos que ingresa el paciente y la notificación entre dispositivos con sistema operativo Android. Es de señalar que todos los datos que se almacenan en la nube tienen implicaciones de privacidad al ser información confidencial, sin embargo en este trabajo no se aborda esta situación en particular.

6.1 Logros alcanzados

Con base en los objetivos planteados en el capítulo 1 y los resultados obtenidos y analizados en el capítulo 5 se presentan a continuación los logros alcanzados en este desarrollo de tesis.

- Implementación de un método utilizando umbrales para la clasificación y registro automático de la actividad física que realiza el paciente, esto es posible utilizando los valores de actividad física y postura que el sensor BH 3 proporciona, con lo que el paciente ya no tiene que llevar un registro manual como se realiza actualmente. Estos umbrales son el resultado del análisis de las pruebas hechas con personas en la estancia.
- Desarrollo de una interfaz para el ingreso de eventos relevantes por medio de texto y voz, esto con el fin de remplazar la utilización del formato de bitácora que se proporciona al realizarse un monitoreo de Holter.
- Se logró el registro automático de los valores que se obtienen del sensor, entre ellos la señal ECG, ritmo cardiaco, de respiración, actividad física, postura y valores de confianza, niveles de ruido. Todos estos valores se guardan en la memoria interna del dispositivo móvil con el propósito de poder ser utilizados para un análisis más detallado una vez terminado el monitoreo.
- Se desarrolló una interfaz gráfica en donde el paciente puede observar su historial médico, los datos del contacto con especialistas y tutores asignados al monitoreo. Además de que permite observar en tiempo real los signos vitales que se obtienen del sensor BioHarness 3.
- El análisis de la información obtenida del sensor BioHarness 3 se realiza utilizando una serie de reglas (umbrales) y el empleo de redes neuronales artificiales para la clasificaciones de latidos individuales, esto da como resultado un pre-diagnóstico del estado de salud del paciente. Este pre diagnóstico tiene como salida el nivel de peligrosidad que tiene el paciente y determina el lanzamiento o no de una alarma médica.
- Se implementó una interfaz de usuario para las alarmas médicas y de sistema, la cual dependiendo de la situación despliega información relacionada con la alarma. En el caso de las alarmas médicas, muestran tanto posibles causas y síntomas con el fin de que el usuario ingrese más información para el pre diagnóstico.
- Al completarse el monitoreo de los signos vitales la aplicación es capaz de enviar la información recolectada en ese periodo de tiempo a un servicio en la nube (Dropbox) para su almacenamiento. Quedando un respaldo automático de esta información.

6.2 Aportaciones

Dentro de las aportaciones realizadas en esta tesis se encuentran el diseño del prototipo de la aplicación HeartDroid el cual se podría usar como alternativa a los métodos actualmente utilizados para el monitoreo de personas con problemas cardiacos. Este prototipo cuenta con un diseño para el manejo de alarmas tanto para informar al paciente como al personal médico y tutores. Estas alarmas comprenden el análisis de ritmo cardiaco, actividad física, historial médico utilizando umbrales y la clasificación de latidos por medio de redes neuronales artificiales.

Adicionalmente se presentó el artículo “HeartDroid: Sistema de monitoreo cardiaco utilizando dispositivos Android” en la revista Research in Computing Science Vol. 83, Noviembre 2014.

Además la información recolectada durante la estancia puede ser de utilidad en futuras investigaciones que sigan la línea de mHealth, donde cada vez se hace más presente en el día a día de los usuarios de dispositivos móviles. Como ejemplo se tienen los recientes anuncios de dispositivos y aplicaciones para el cuidado de la salud como lo son el Apple Watch y su aplicación de Health, o los distintos dispositivos para Android que podrán ser utilizados con Google Fit.

6.3 Trabajo a futuro

Como trabajo a futuro para esta tesis se proponen las siguientes mejoras:

- Refinar el análisis de los signos vitales con el fin de encontrar más anomalías.
- Incorporar más sensores al sistema que aporten diferentes signos vitales.
- Realizar un pre-procesamiento de la señal de ECG para la reducción del ruido.
- Investigar las implicaciones de privacidad que conlleva el almacenamiento de la información recolectada por el sistema.
- Exportación de la aplicación a otros sistemas operativos móviles, como lo son iOS para su uso en iPhone e iPad.
- Crear una interfaz pensada para dispositivos de mayor tamaño, como lo son las tabletas y teléfonos con gran tamaño de pantalla y alta resolución.

Referencias

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Second Edition, Volume 1pp. 12-13, 2006
- [2] Zhang Y.; Xiao H. "Bluetooth-Based Sensor Networks for Remotely Monitoring the Pshysical Signals of a Patient" IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 13, No. 6, November 2009.
- [3] Mikati I. "Holter Monitor", Verimed Healthcare Network, 2010.
- [4] Dorf R. "Sensors Nanoscience, Biomedical Engineering, and Instruments", The Electrical Engineering Handbook Third Edition, 1997.
- [5] Estudio Holter, Texas Heart Institute, http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Diag/diholt_sp.cfm, 2012.
- [6] Holter Monitor Diary, American Heart Association, https://www.heart.org/idc/groups/heart-public/@wcm/@hcm/documents/downloadable/ucm_307465.pdf, 2012.
- [7] Jimenez D., Guadarrama R. y González R. "Diseño de un registrador para pruebas de Holter" Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, 2007.
- [8] Restrepo H., Duqye E. y Llamosa L. "Diseño de un Prototipo de Holter Digital" Scientia et Technica Año XII, No 32, 2006.
- [9] Jin H. and Miao B. "Design of Holter ECG System Based on MSP430 and USB Technology" International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pp. 976-979, 2007.
- [10] Hsieh C., Hsieh G., Lai E., Hsieh Z. and Hong G. "A Holter of Low Complexity Design Using Mixed Signal Processor" IEEE Symposium on Bioinformatics and Bioengineering, 2005.
- [11] Rodríguez J., Meissimilly G., Berovides J. "Sistema Telemétrico de Monitoreo del Ecg para Pacientes con Elevado Riesgo Coronario. Requerimientos de Diseño y Principales Soluciones Técnicas" V Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, 2003.
- [12] Lamarque, G.; Ravier, P.; Dumez-Viou, C. "A New Concept of Virtual Patient for Real-Time ECG Analyzers" IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, , Volume: 60 , Issue: 3, pp. 939 – 946, 2011.
- [13] Kužílek, J.; Lhotská, L.; Hanuliak, M. "Processing Holter ECG signal corrupted with noise: Using ICA for QRS complex detection" International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies, 2010.

- [14] mHealth New horizons for health through mobile technologies (2011), Global Observatory for eHealth series, Vol. 3, World Health Organization.
- [15] Sasan Adibi "Link Technologies and BlackBerry Mobile Health (mHealth) Solutions: A Review", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 16, No. 4, Julio 2012.
- [16] Altini M.; Penders J.; Roebbers H. "An Android-Based Body Area Network Gateway for Mobile Health Applications" Wireless Health, page 188-189, ACM, 2010.
- [17] Eta S. Berner (2007). Clinical Decision Support Systems: Theory and Practice, Second Edition, New York, Springer.
- [18] Daniel Charria, Pablo Guerra (2007). Texto de Cardiología, Colombia, Sociedad Colombiana de Cardiología.
- [19] Desireé Vélez Rodríguez (2006). ECG Pautas de Electrocardiografía. Madrid España, Marban Libros, SL.
- [20] C. Castellano, M.A. Pérez de Juan, F. Attie (2004). Electrocardiografía Clínica. Segunda Edición. Madrid España. Elsevier España, SA.
- [21] Jorge López Ramírez (2006). La alegría de leer el electrocardiograma. Segunda Edición. Colombia. Editorial Médica Celsus.
- [22] Mauricio Duque R., Boris E. Vesga A (2008). Electrocardiografía. Colombia. Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular.
- [23] Wu Y.; Chen P.; Hu Z. "A mobile health monitoring system using RFID ring-type pulse sensor" Eighth IEEE International Conference on Dependable, Autonomic and Secure Computing, 2009.
- [24] Pan Q.; Yang P.; Zhang R.; Lin C. "A Mobile Health System Design For Home And Community Use" IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics, China, Enero 2010.
- [25] Poh M.; Kim K.; Goessling A.; Swenson N.; Picard R. "Cardiovascular Monitoring Using Earphones and a Mobile Device" IEEE CS, 2012.
- [26] Yang S.; Gerla M. "Personal Gateway in Mobile Health Monitoring" Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops) IEEE International Conference, Marzo 2011.
- [27] Postolache O.; Girao P.; Ribeiro M. "Enabling telecare assessment with pervasive sensing and Android OS smartphone" Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA) IEEE International Workshop, 2011.

- [28] Nkosi M.; Mekuria F.; Gejibo S. "Challenges in Mobile Bio-Sensor Based mHealth Development" IEEE 13th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services, 2011.
- [29] Jang D.; Kim J.; Sohn S.; Han K. "Development of a e-Health Care System for Rapid Detection of Emergent Situations" Information Science and Service Science (NISS), 2011.
- [30] Jin Z.; Sun Y.; Cheng A. "Predicting Cardiovascular Disease from Real-Time Electrocardiographic Monitoring: An Adaptive Machine Learning Approach on a Cell Phone" 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, Minnesota, USA, Septiembre 2-6 2009.
- [31] Al-Absi H.; Abdullah A.; Hassan M. "Soft Computing in Medical Diagnostic Application: A Short Review" National Postgraduate Conference (NPC), Kuala Lumpur, Septiembre 2011.
- [32] Dehariya A.; Chaudhary V. "An Effective Approach for Medical Diagnosis Preceded by Artificial Neural Network Ensemble" 3rd International Conference on Electronics Computer Technology (ICECT), Kanyakumari, Abril 2011.
- [33] Gudadhe M.; Dongre S. "Decision Support System for Heart Disease based on Support Vector Machine and Artificial Neural Network" International Conference on Computer & Communication Technology, 2010.
- [34] Chen; Huang; Hong; Cheng; Lin "HDPS: Heart Disease Prediction System" Computing in Cardiology, Septiembre 2011.
- [35] Jadhav S.; Nalbalwar S.; Ghatol A. "Artificial Neural Network Based Cardiac Arrhythmia Disease Diagnosis" International Conference on Process Automation, Control and Computing (PACC), Julio 2011.
- [36] Adams E.; Choi A. "Using Neural Networks to Predict Cardiac Arrhythmias" IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, Seoul, Korea, Octubre 2012.
- [37] He Z.; Liu Z.; Jin L.; Zhen L.; Haung J. "Weightlessnes Feature – A Novel Feature for Single Tri-axial Accelerometer based Activity Recognition" ICPR 2008. 19th International Conference on Pattern Recognition, Tampa, Florida, Diciembre 2008.
- [38] Zhang S.; McCullagh P.; Nugent C.; Zheng H. "Activity Monitoring Using a Smarth Phone's Accelerometer with Hierarchical Classification" Sixth International Conference on Intelligent Environments (IE), Kuala Lumpur, Malaysia, Julio 2010.
- [39] Tambonero V.; Menchaca R.; Guzmán J. "iCare sistema ubicuo de monitoreo y cuidado personal" Komputer Sapiens, Enero - Junio 2013.
- [40] Flores Montano, Luis R. Entrevistado por Cristian Villegas. 22 Junio 2013.

- [41] Android Developers, Tablas con información del uso de las diferentes versiones del sistema operativo Android, https://developer.android.com/about/dashboards/index.html?utm_source=ausdroid.net, consultado el 10 de Septiembre de 2014.
- [42] Zephyr Technologies, Información del sensor BioHarness 3, <http://zephyranywhere.com/products/bioharness-3/>, consultado el 10 de Septiembre de 2014.
- [43] Android Developers, Servicios, <http://developer.android.com/guide/components/services.html>, consultado el 11 de Septiembre de 2014.
- [44] Nasco Life/form Intercative ECG Simulator, Simulador de señal ECG, <http://www.enasco.com/product/LF03670U>, 15 de Marzo de 2014.
- [45] ZephyrMD, Aplicación para dispositivos Android en la Play Store desarrollada por Zephyr Technology Corp, <https://play.google.com/store/apps/details?id=zephyr.android.medic&hl=en>, 15 de Septiembre de 2014.
- [46] ZephyrME, Aplicación para dispositivos Android en la Play Store desarrollada por Zephyr Technology Corp, <https://play.google.com/store/apps/details?id=zephyr.android.mhealth>, 15 de Septiembre de 2014.
- [47] ZephyrLIFE, Aplicación para dispositivos Android en la Play Store desarrollada por Zephyr Technology Corp, <https://play.google.com/store/apps/details?id=zephyr.android.mhealth.ftiab>, 15 de Septiembre de 2014.
- [48] SenseView, Aplicación para dispositivos Android en la Play Store que se comunica con el sensor BioHarnnes 3 desarrollada por Mobili, <https://play.google.com/store/apps/details?id=si.mobili.senseview>, 16 de Septiembre de 2014.

Anexos

Anexo B. Tabla de diferentes modelos de sistemas basados en Holter que se encuentran en el mercado

Marca	Modelo	Resolución	Muestras /seg	Medidas ()	Tiempo de Registro (hrs)	Conexión con PC	Batería	Impermeable	Precio - US Dlls.
Braemar	DL800	8 - 10 bits	128 – 256	70 x 95 x 20	24 - 72	NA	AA (1)	Si	\$1,871.25
Braemar	DL900	8 - 10 bits	128 – 1024	60.95 x 60.95 x 17.02	24 - 168	USB	AAA (1)	Si	\$1,871.25
Braemar	DXP1000	8 - 10 bits	128 – 256	70 x 111 x 20	24 - 168	USB	AAA (2)	Si	\$1,247.50
Burdick	Vision 5L	8 - 10 bits	200	95 x 76 x 23	24,48	USB	AA (1)	No	\$2,295.00
NorthEast Monitoring	DR180+	12 bits	360	120 x 70 x 25	24,48,72	USB	AA (2)	No	\$1,695.00
NorthEast Monitoring	DR200/HE	12 bits	180	86 x 60 x 20	14 dias	USB	AA (1)	No	\$1,355.00
Philips	DigiTrak XT	10 bits	175	91,44 x 55,88 x 19,05	24 -168	NA	AAA (1)	Si	2100 - 2965
Philips	DigiTrak Plus	10 bits	175	85,4 x 53 x 20,3	24,48	NA	AA (1)	Si	\$2,495.00
Fukuda	FM-150	NA	125	49.5 x 14.7 x 44.5	24	NA	AAA (1)	Si	NA
Fukuda	FM-180	NA	125	65 x 18 x 62	24	NA	AAA (1)	Si	NA
Welch Allyn	HR-100	NA	200	96.5 x 56 x 18	24,48	NA	AA (1)	No	\$1,360.00
Welch Allyn	HR-300	NA	200, 500, 1,000	112 x 78 x 36	24,48	NA	AA (2)	No	\$2,650.00
Midmark	IQmark	8 bits	128	113 x 70 x 26	24	NA	AA (2)	No	\$1,620.00
Schiller	MT-101	12 bits	5,001,000	94 x 61 x 20	72	NA	AA (1)	No	\$1,930.00
Forest Medical	Trillium 5000	8 bits	256	88.9 x 162.6 x 24.1	24,48	NA	AA (1)	No	\$1,699.00
BI	9800TL	8, 10, 12, 16 Bit	128-1024	68x53x16	24,48	NA	AAA (1)	No	NA
Philips Zymed Digtrak XT	NA	NA	NA	0.68 inches	24 - 168	NA	AAA (1)	si	NA

Digital Holter Monitor DL900	NA	8, 10 bits	128-1024	6x6x1.7 cm	24-168	USB	AAA (1)	NA	\$1,871.25
DXP1000 Digital Holter Monitor	NA	10 bits	128-256	7x11.1x2 cm	24-168	USB	AA (2)	NA	\$1,247.50
Cradiovex Holter	NA	10 bits	NA	NA	24-48	USB	AA (1)	NA	NA

Anexo C. Bases para la interpretación de un trazado electrocardiográfico

En el presente anexo se muestran las bases para la lectura e interpretación de un trazado electrocardiográfico. Para ello es necesario un orden lógico que permita emitir un diagnóstico de manera racional. El orden que se propone es el siguiente: ritmo, frecuencia, onda P, intervalo PR, onda Q, complejo QRS, segmento ST, onda T, intervalo QT y onda U.

C.1 Ritmo

Como primer punto hay que determinar si el ritmo es regular o no.

Es regular cuando la distancia entre las ondas será idéntica y el origen del ritmo puede ser sinusal, nodal o ventricular.

Cuando el ritmo es sinusal (frecuencia cardíaca entre 60 y 100 por minuto), existen las siguientes características: la onda P antecede a todos los complejos QRS en todas las derivaciones; el intervalo PR es normal (0,12 s - 0,21 s). El ritmo nodal tiene frecuencias entre 40 y 59 latidos por minuto, mientras que el ventricular o idioventricular es regular y sus frecuencias son inferiores a 40 latidos por minuto. Estos dos últimos se caracterizan por la ausencia de la onda P o la disociación con los complejos QRS.

Por contraste, la presencia de un ritmo irregular se asocia con eventos como arritmias sinusales, extrasístoles supraventriculares (auricular, nodal) o ventriculares, fibrilación auricular, flutter auricular con bloqueo variable, marcapaso errante, fibrilación ventricular, bloqueo aurículoventricular de diferente grado, taquicardia supraventricular con diferentes grados de bloqueo AV, etcétera.

C.2 Frecuencia cardíaca

Para la determinación de la frecuencia cardíaca en un trazado electrocardiográfico existen varios métodos.

Método de los 1.500.

Si se tiene en cuenta que el papel corre a una velocidad estándar de 25 milímetros en un segundo, en 60 segundos habrá recorrido 1.500 mm. Aplicando una regla de tres simple, se divide 1.500 entre la distancia en milímetros tomada entre dos ondas R (RR), ver figura 2.4.

$$FC = \frac{1500}{RR}$$

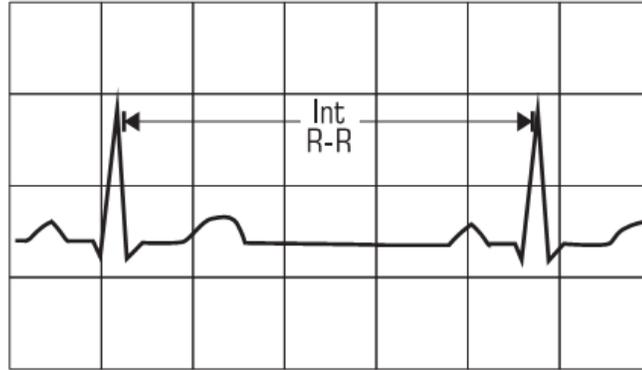


Figura C.1. Método de los 1.500 para el cálculo de la frecuencia cardíaca.

Método estándar.

En el método estándar el elemento clave es la utilización de la cuadrícula, tomando como indicador de medida la línea gruesa ubicada cada cinco milímetros. Se toma un complejo QRS en el cual coincida la espiga de la onda R con la línea gruesa y se cuenta el número de casillas de cinco milímetros hasta encontrar el siguiente QRS de la misma derivación. Luego el valor de 300 se divide entre el número de cuadros de cinco milímetros contados.

Por ejemplo, en el electrocardiograma de la figura 2.5, la primera onda R cayó sobre la línea gruesa de cinco milímetros y la segunda sobre la cuarta línea gruesa, la frecuencia cardíaca se obtendría así:

$$FC = \frac{300}{4} = 75$$

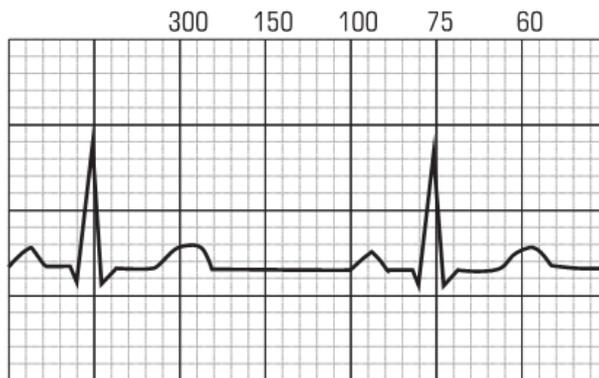


Figura C.2. Método estándar para el cálculo de la frecuencia cardíaca cuando el segundo complejo QRS coincide con una línea gruesa.

La frecuencia cardíaca calculada es de 75 latidos por minuto.

En la situación en la cual la segunda onda R no coincida con una línea gruesa, como en la figura 2.6, se revisa entre qué valores de líneas gruesas quedó la siguiente onda R. En el ejemplo quedó entre la de 75 y la de 100.

$$Valor = \frac{100 - 75}{5 \text{ mm}} = 5$$

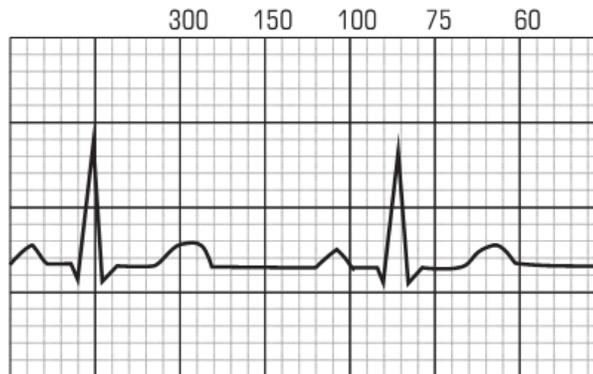


Figura C.3. Método estándar para el cálculo de la frecuencia cardíaca cuando el segundo complejo QRS no coincide con una línea gruesa.

Cada milímetro tiene un valor de cinco latidos y la onda R se encuentra a dos milímetros a la izquierda del valor 75, por lo cual la frecuencia será de 85 latidos por minuto.

Método del muestreo.

El método del muestreo se utiliza cuando hay ausencia de ritmo sinusal. Consiste en contar el número de complejos QRS en una misma derivación que aparecen en 75 mm (tres segundos) y multiplicar por 20:

$$FC = \# \text{ QRS} \times 20$$

Por ejemplo, si en los tres segundos usted contabiliza cuatro complejos QRS, la frecuencia se obtendría así:

$$FC = 4 \times 20 = 80$$

La frecuencia cardíaca calculada es de 80 latidos por minuto. Las anomalías más frecuentes que pueden causar trastornos en la frecuencia cardíaca se describen a continuación:

- La frecuencia es mayor de 100 latidos por minuto: por taquicardia sinusal, extrasístoles, taquicardias paroxísticas, fibrilación auricular o flutter auricular.
- La frecuencia es menor de 60 latidos por minuto: por bradicardia sinusal, bloqueos aurículo-ventriculares o bloqueos sinoatriales.

Hay que tener en cuenta que cuando la frecuencia cardíaca sea normal (60 - 100 por minuto), pueda deberse a un ritmo nodal rápido [22].

C.3 Nomenclatura de las ondas del electrocardiograma

El ECG no es más que un conjunto de ondas que Einthoven denominó P, Q, R, S, T y U de acuerdo con la secuencia con que estas se inscriben en el tiempo. La onda P representa la despolarización de los atrios; el complejo QRS, la despolarización de los ventrículos, y la onda T, la repolarización de los ventrículos (figura 2.7).

- Onda P. Esta onda es el resultado de la despolarización de los atrios. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10 s (2.5 mm) y un voltaje máximo de 0.25 mV (2.5mm).
- Complejo QRS. Este complejo es un conjunto de ondas que representan la despolarización de los ventrículos. La duración del complejo oscila entre 0.06 y 0.10 s.
- Onda T. Esta onda representa la repolarización de los ventrículos.
- Onda U. Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje y que sigue inmediatamente a la onda T. Se desconoce su origen exacto, aunque algunos postulan que se debe a la repolarización de los músculos papilares.

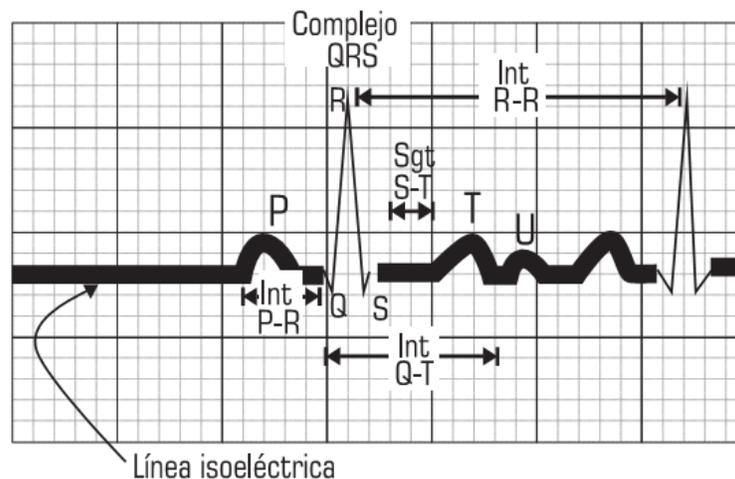


Figura C.4. Trazado electrocardiográfico normal.

Las ondas anteriormente descritas tienen una secuencia de inscripción (P, Q, R, S, T y U) y van ligas entre sí por una línea isoeletrica. Entre las diferentes ondas podemos distinguir una serie de intervalos y segmentos de gran utilidad diagnóstica.

- Intervalo RR. Es la distancia que existe entre dos ondas RR sucesivas. En un ritmo sinusal, este intervalo debe mantenerse prácticamente constante. La medida de este dependerá de la frecuencia cardiaca que tenga el paciente.
- Intervalo PP. Es la distancia que existe entre dos ondas P sucesivas. Al igual que el intervalo RR, el intervalo PP debe ser constante y su medida depende de la frecuencia cardiaca.
- Intervalo PR. Representa el retraso fisiológico que sufre el estímulo que viene de los atrios a su paso por el nodo atrioventricular. Éste se mide desde el comienzo de la onda P hasta el inicio de

la onda Q o de la onda R, por ello a este intervalo también puede llamarse PQ. El intervalo PR debe medir entre 0.12 y 0.20 s.

- Intervalo QRS. Este intervalo mide el tiempo total de la despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q o R hasta el final de la onda S. Los valores normales de este intervalo se encuentra entre 0.06 y 0.10 s.
- Segmento ST. Es un periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular. Este segmento es normalmente isoelectrico y va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T. Al punto de unión entre el final del complejo QRS y el segmento ST se le llama punto J. Sirve para identificar cuando un segmento ST está desnivelado con respecto a la línea isoelectrica.
- Intervalo QT. El intervalo QT se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole eléctrica ventricular o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos. La medida de este intervalo depende de la frecuencia cardiaca [20].

Anexo D. Inyección de valores

A continuación se presenta el procedimiento utilizado para la inyección de valores que se realiza en las pruebas realizadas en el capítulo 5, secciones 5.2.3 Alarmas de sistema y 5.2.4 Alarmas médicas.

Con el fin de simular valores como el ritmo cardiaco, ruido, valores de confianza, actividad física, entre otros, se creó una actividad que permite por medio de controles establecer un valor deseado (Figura D.1). Esta actividad permite enviar desde otro dispositivo móvil una configuración para generar valores simulados seleccionando un usuario registrado en la base de datos.

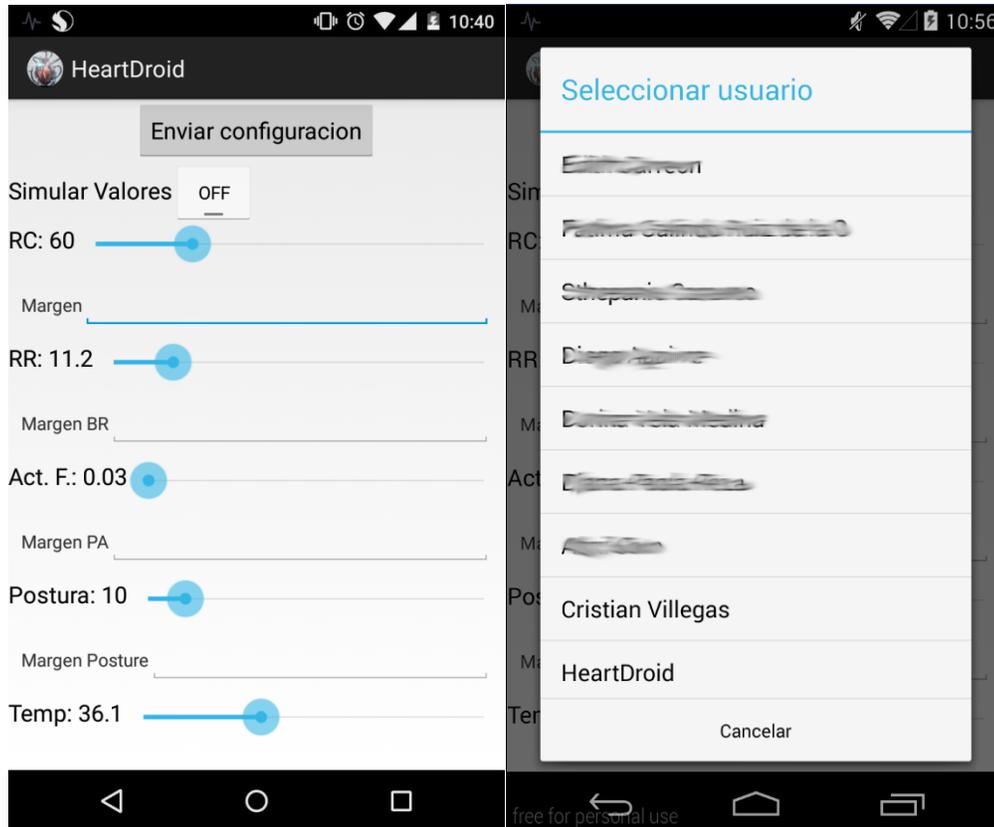


Figura D.1. Pantallas de selección de valores a simular (izquierda) y selección de usuario (derecha).

En el siguiente diagrama de bloques (Figura D.2) se aprecia con mayor detalle la forma en que se realiza la inyección de valores.

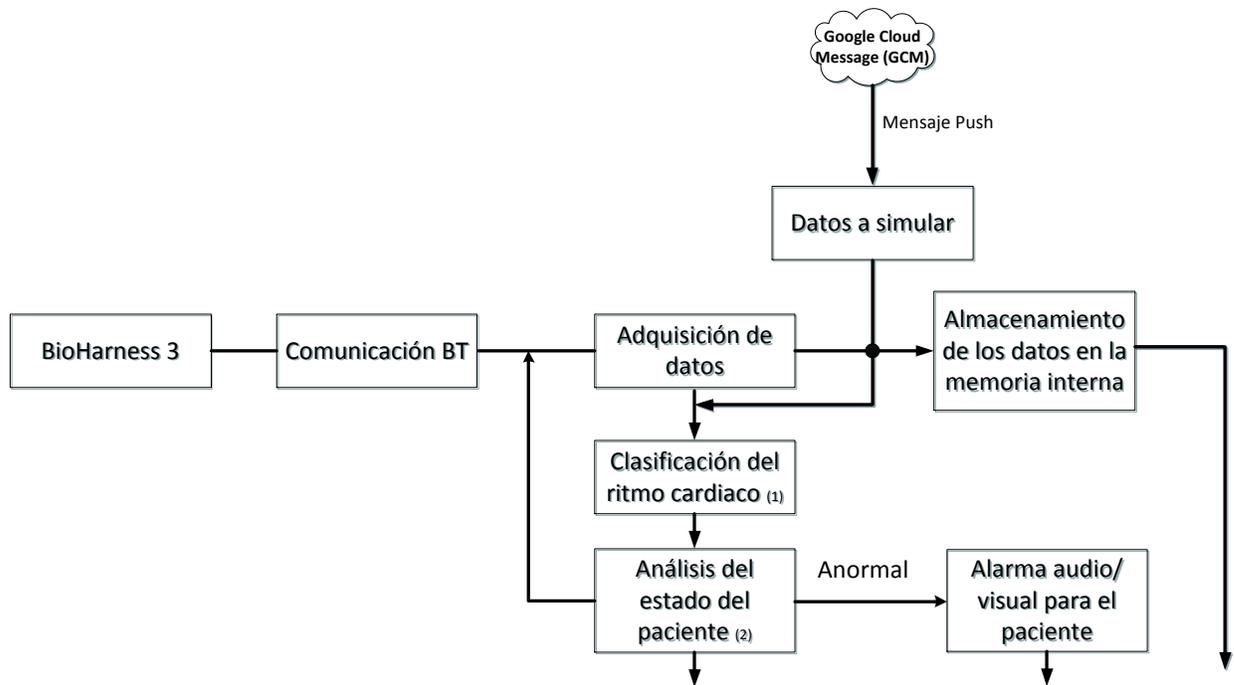


Figura D2. Diagrama de bloques para la inyección de datos.

Tomando como base el diagrama presentado en el capítulo 4 sección 4.5.2 Alarmas médicas, donde se describe el tratamiento que se le da a la información, se sustituyen los datos adquiridos por el dispositivo móvil Android provenientes del sensor BioHarness 3 por aquellos que se configuraron en la pantalla de simulación de datos. Estos datos llegan mediante un mensaje Push proveniente de otro dispositivo móvil o desde el mismo.

Este procedimiento no interrumpe ninguna funcionalidad, por lo que si se encuentra realizando el monitoreo del paciente el registro y análisis continúan de manera normal.