



Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros

Raquel González Vega
Raúl Hernández Bretones
Beatriz Jiménez del Olmo

Dirigido por: Jorge Jesús Gómez Sanz

Trabajo de fin de grado del Grado en Ingeniería Informática
y Grado en Ingeniería del Software

Facultad de Informática
Universidad Complutense de Madrid
Curso 2015-2016

13 de junio de 2016



AUTORIZACIÓN PARA LA DIFUSIÓN DEL TRABAJO FIN DE GRADO Y SU DEPÓSITO EN EL REPOSITORIO INSTITUCIONAL E-PRINTS COMPLUTENSE

Los abajo firmantes, alumnos y tutor del Trabajo Fin de Grado (TFG) en el Grado en Ingeniería Informática y Grado en Ingeniería del Software de la Facultad de Informática, autorizan a la Universidad Complutense de Madrid (UCM) a difundir y utilizar con fines académicos, no comerciales y mencionando expresamente a su autor el Trabajo Fin de Grado (TFG) cuyos datos se detallan a continuación. Así mismo autorizan a la Universidad Complutense de Madrid a que sea depositado en acceso abierto en el repositorio institucional con el objeto de incrementar la difusión, uso e impacto del TFG en Internet y garantizar su preservación y acceso a largo plazo.

Título del TFG:

Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros

Curso académico: 2015/2016

Nombre de Alumnos:

Raquel González Vega
Raúl Hernández Bretones
Beatriz Jiménez del Olmo

Tutor del TFG y departamento al que pertenece:

Jorge J.Gómez Sanz
Ingeniería del Software e Inteligencia Artificial

Firma de alumnos

Firma del tutor

Este trabajo ha sido posible gracias a los medios y resultados científicos de los proyectos “SOCIAL AMBIENT ASSISTING LIVING - METHODS (SociAAL)” TIN2011-28335-C02-01, “Collaborative Ambient Assisted Living Design (ColoSAAL)” TIN2014-57028-R financiados por el Ministerio de Economía y Competitividad del gobierno de España; y MOSI-AGIL-CM (S2013/ICE-3019) co-financiado por el gobierno de la Comunidad de Madrid y Fondos Estructurales Europeos FSE, and FEDER.

Raquel, Raúl y Beatriz

A mis padres Ángel y Ana Isabel, a mi hermana Sara y a mi pareja Coro por estar siempre conmigo y ayudarme en los momentos más difíciles.

Raquel

A mi familia por el apoyo, y por estar detrás de mi acabando con la pereza. A mis amigos por las infinitas cervezas que me han ayudado a sobrevivir durante cuatro largos años. Y a mi querida petarda por una felicidad que no se paga con dinero.

Raúl

A toda la gente que siempre ha confiado en mi y especialmente a mis padres Marta y Pepe y a mi gran apoyo Nuria.

Bea

A todos los que creyeron en nosotros, a nuestros amigos por los buenos momentos durante todos estos años.

Raquel, Raúl y Beatriz

Resumen

Este proyecto tiene como finalidad el desarrollo de un sistema de detección de caídas para personas de edad avanzada basado en el uso de acelerómetros. El 30 % de los mayores se cae una vez al año y estas caídas causan el 70 % de los accidentes mortales en el colectivo de personas mayores de 75 años. Por esta razón, se pretende realizar un sistema fiable y que ofrezca una respuesta de emergencia efectiva, así como un sistema poco intrusivo y fácil de usar.

Inicialmente, se realizó un análisis de los sistemas de este tipo propuestos o existentes en el mercado, con el objetivo de detectar las carencias de los mismos, así como identificar los requisitos a implementar en el sistema. La monitorización de las actividades y caídas tanto en el Virtual Living Lab AIDE como en el despliegue real del sistema permitió diseñar el algoritmo de detección. Este algoritmo se integra en un sistema compuesto por un dispositivo detector portable desarrollado sobre el microordenador Beaglebone Green. El dispositivo, poseedor de la autonomía y conectividad requeridos, está pensado para ser llevado sujeto a la cintura. Como parte de la respuesta de emergencia, se crearon dos aplicaciones Android. Una de ellas ideada para usuarios que vivan solos y la otra para los que estén acompañados de una persona encargada de su cuidado.

El sistema persigue favorecer la autonomía de una persona que cuida a otra, pero también la de la persona cuidada. Mediante la monitorización no intrusiva, se consigue que la persona cuidada se sienta menos dependiente y tenga menos miedo, pues, si se cae, el sistema avisará a quien tenga que hacerlo. En el diseño de este sistema ha sido relevante contemplar ciertos aspectos particulares sobre el tipo de usuario final al que iba dirigido, que era, principalmente, personas mayores. Esto ha condicionado el aspecto de la interfaz y el diseño físico del aparato. Sobre todo, ha condicionado la interacción, siendo el objetivo requerir el menor número de acciones posible.

El sistema se probó con los tipos de caída más frecuentes que son las frontales, traseras y laterales, lográndose un índice de acierto aproximado del 90,78 %, constituyendo un primer resultado prometedor. Aparte de mejorar el ratio de aciertos, se pueden llegar a alcanzar otros hitos como un diseño más ergonómico o el refinamiento del algoritmo de detección de caídas.

Se espera que este proyecto contribuya de manera notable al ámbito de la detección automática de caídas, ya sea mediante la publicación del sistema o por la recopilación de información.

Palabras clave: Detección de caídas, Alertas, Acelerómetro, Aplicación Android, Ingeniería de Sistemas, Internet de las cosas, Inteligencia Ambiental.

Abstract

The purpose of this project is the development of an accelerometer based fall detection system, targeting as users the elderly population. Almost the 30 % of the elder fall once a year at least, and these accidents cause the 70 % of fatal accidents among people older than 75. Because of this, it is intended to create a reliable system that offers an effective emergency response, as well as a non-intrusive and user-friendly system.

Initially, a research into similar systems that were proposed or commercialized was made, detecting their lacks and our system's requirements as it's goal. Virtual monitoring of Activity Daily Living and fall stats into AIDE Virtual Living Lab as well as data retrieved from real-life deployment allowed us to design the basis of the fall detection algorithm. This algorithm runs into a system composed by a detection device developed over Beagle-Bone Green micro-computer. This self-sufficient device that has the required connection protocol, is designed to be attached to the user's waist.

As a part of the emergency response, two Android applications were created. One of them targets people that live on it's own. The other application targets people in company of a caretaker.

The system goal is to improve a caretaking person's autonomy, also the person he is taking care of's. Using non-intrusive monitoring, patient's feel of being dependant is reduced, also his fear of falling, because if it happens, the system itself will warn everyone that has to be. It has been relevant to have acknowledge of certain particular aspects about the final user chosen, elderly people, in order to design this system. This has conditioned the created user interface and the apparatus' physical design. Most important, it has conditioned user's interaction, having as a goal to minimize the user's actions needed.

This system was tested with the most frequent kinds of falling, like frontal, backwards and lateral falls, achieving an approximate success rate of 90'78 %, which is a promising result. Apart from improving the hit ratio, as future work it is intended to improve the ergonomoy of the system and to refine the fall detection algorithm.

It is expected that this project contributes to fall detection scope significantly, as if the system is published or just having the information compiled.

Keywords: Fall detection, Alerts, Accelerometer, Android applications, System Engineering, Internet of Things, Ambient Intelligence

Índice general

1. Introducción	19
1.1. Objetivo	19
1.2. Método	20
1.3. Estructura del documento	21
2. Introduction	22
2.1. Objective	22
2.2. Method	23
2.3. Document Structure	23
3. Estado del arte	25
3.1. El problema de la detección de caídas	25
3.2. Tipos de detectores de caídas	29
3.3. Sistemas de detección basados en dispositivos en el entorno	31
3.3.1. Basados en infrarrojos	31
3.3.2. Basados en cámaras	35
3.3.3. Otros sistemas basados en monitorización del entorno	38
3.4. Sistemas de detección basados en dispositivos portátiles	40
3.4.1. Sistemas basados en acelerómetros y otros tipos de sensores	40
3.4.2. Sistemas basados en acelerómetros	45
3.5. Algoritmos para la detección de caídas mediante el uso de acelerómetros	51
3.6. Patentes	54
3.7. Requisitos del sistema	58
3.8. Microordenadores para prototipado rápido	62
4. Diseño del sistema	67
4.1. Casos de uso	69
4.1.1. Caídas con pérdida de consciencia	69
4.1.2. Caídas sin pérdida de consciencia	73
4.2. Análisis	77
4.3. Arquitectura	85

4.3.1.	Dispositivo detector de caídas	87
4.3.2.	Smartphone con la aplicación de alerta	96
5.	Método de desarrollo	106
5.1.	Simulador	107
5.1.1.	Definición de casos de uso	107
5.1.2.	Caso de uso de ejemplo	112
5.2.	Sistema real	114
6.	Experimentación	118
6.1.	Experimentación de ADL y caídas en simulado	118
6.1.1.	Escenarios	118
6.1.2.	Resultados y funcionamiento en el simulador	123
6.2.	Experimentación de ADL y caídas en real	124
6.2.1.	Escenarios	124
6.2.2.	Resultados y funcionamiento en el despliegue real	128
6.2.3.	Algoritmo de detección propuesto	130
6.3.	Pruebas del sistema	132
6.3.1.	Detección de caídas	132
6.3.2.	Respuesta del sistema completo ante una caída	134
7.	Conclusiones y trabajo futuro	140
7.1.	Trabajo futuro	141
8.	Conclusions and future work	142
8.1.	Future work	143
9.	Anexos	144
9.1.	MIDS Assistant: Manual de usuario	144
9.1.1.	Instalación	145
9.1.2.	Conexión con MIDS	146
9.1.3.	Creación de contactos	148
9.1.4.	Opciones	150
9.1.5.	Respuesta de emergencia	152
9.1.6.	Accesibilidad	153
9.1.7.	MIDS Caretaker	153
9.2.	Conexión de los dispositivos hardware	155
10.	Glosario	160
11.	Aportaciones	161
11.1.	Aportaciones de Raquel	161
11.2.	Aportaciones de Raúl	165
11.3.	Aportaciones de Beatriz	167

Índice de figuras

3.1. Localización de caídas - Gráfico de sectores [1]	26
3.2. Porcentaje de caídas en interiores y la edad [1]	27
3.3. Tipos de sistemas detectores de caídas.	30
3.4. Sistema detector de caídas PIR de Tunstall [2].	32
3.5. Componentes de Kinect.	33
3.6. Ejemplo de pasos de detección de caída en el sistema Kinect [3].	34
3.7. El sistema Kinect no detecta el falso positivo de sentarse de forma brusca [3].	34
3.8. Diagrama de flujo del sistema propuesto por la Universidad de Toronto [4].	35
3.9. Extracción de silueta en el sistema de la Universidad de Toronto [4].	36
3.10. Sistema detector Vigi'Fall [5].	38
3.11. Prototipo del sistema Wagymag diseñado por la Universidad de Granada [6].	41
3.12. Componentes del sistema de detección usando la red GSM [7].	43
3.13. Dispositivo Angel4, de Sense4Care [8].	45
3.14. Aplicación móvil del sistema detector Angel4 [8].	46
3.15. Representación del funcionamiento del sistema de detección de caídas Wiimote [9].	47
3.16. Algoritmo de detección de caídas usado en el sistema Wiimote [9].	48
3.17. Prototipo Speedy [10].	49
3.18. Estadísticas detección de caídas Speedy. Caídas en diferentes direcciones [10].	50
3.19. Etapas de la caída y cambios en la aceleración propuestas por Nia [11].	52
3.20. Algoritmo propuesto por Ning Jia en "Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer" para la detección de caídas mediante la detección de las diferentes etapas.[11]	53
3.21. Ejemplo de detección de caída usando dos radares de zona ancha de la patente de Josef Osterweil [12].	54

3.22. El radar no detectaría las señales Doppler del corazón y los pulmones por encima del umbral 330. En adición, habría detectado el cambio de velocidad brusco. Se produjo una caída [12].	55
3.23. Diagrama de flujo del sistema multi-acelerómetro propuesto por la patente [13].	56
3.24. Valores de x, y, z, así como el valor del s-factor(suavidad) recogidos en una caída típica. [13]	57
3.25. Arduino Yún.	62
3.26. Logo BeagleBoard.	64
3.27. Placa Beaglebone Green de SeeedStudio.	65
3.28. Logo Raspberry.	65
3.29. Raspberry Pi Zero de Raspberry Pi Foundation.	66
4.1. Boceto del sistema general	68
4.2. Diagrama de actividad del sistema	77
4.3. Diagrama de secuencia general del sistema. Funcionamiento base sin detección de una caída.	78
4.4. Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de emergencia finalizada mediante pulsación del botón.	79
4.5. Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de emergencia finalizada por llamada respondida.	80
4.6. Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de emergencia completa.	81
4.7. Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de un sistema con MIDSCaretaker.	82
4.8. Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de un sistema con MIDSCaretaker.	83
4.9. Diagrama de despliegue de los nodos del sistema MIDS.	85
4.10. Diagrama de componentes del sistema MIDS.	86
4.11. Capa de expansión para la BeagleBoard.	87
4.12. Acelerómetro ADXL345.	88
4.13. Respuesta del ADXL345 en su orientación respecto a la gravedad.	89
4.14. Buzzer Grove v1.2.	89
4.15. Sensor Touch Grove v1.1	90
4.16. Batería portable Anker Astro Mini.	90
4.17. Dongle Wifi Belkin N300.	91
4.18. Conexión de sensores y actuadores con Beaglebone Green.	91
4.19. Diagrama de clases de la aplicación bodyfall.	93
4.20. Diagrama de actividad del software construido para BeagleBone.	94
4.21. Diagrama de secuencia de la aplicación bodyfall. Pulsación del botón de no-alerta.	95
4.22. Diagrama de clases de la aplicación móvil MIDSAssistant.	98

4.23. Diagrama de actividad de la aplicación móvil MIDSAssistant.	99
4.24. Diagrama de secuencia de la aplicación móvil MIDSAssistant. Añadir contacto.	101
4.25. Diagrama de secuencia de la aplicación móvil MIDSAssistant. Borrar contacto.	102
4.26. Diagrama de secuencia de la aplicación móvil MIDSAssistant. Respuesta ante una alerta.	103
4.27. Diagrama de clases de la aplicación móvil MIDSCaretaker. . .	104
4.28. Diagrama de actividad de MIDSCaretaker.	105
5.1. Definición del paciente en un caso de uso simulado.	108
5.2. Definición del acompañante en un caso de uso simulado. . . .	108
5.3. Definición de los dispositivos y aplicaciones integrados en la simulación.	109
5.4. Definición de las tareas diarias del paciente simulado.	110
5.5. Definición en la simulación de filtros de enfermedad.	110
5.6. Definición de la secuencia de tareas realizadas a causa de la enfermedad.	111
5.7. El paciente realiza sus ADL sin incidentes en el entorno simu- lado.	112
5.8. Reacción del sistema ante una caída en el entorno simulado. .	113
5.9. Reacción del sistema ante una caída en el entorno simulado, interconexión de dispositivos.	113
5.10. Prototipos empleados en la monitorización y las pruebas. . . .	115
5.11. Sujeción del prototipo empleado en la monitorización y las pruebas.	115
5.12. Prototipos para el sistema detector.	116
5.13. Medidas de seguridad para las caídas.	116
5.14. Ejemplo de caída simulada durante las pruebas.	117
6.1. Valores del acelerómetro al caminar en el simulador.	118
6.2. Valores del acelerómetro al sentarse y levantarse en el simulador.	119
6.3. Valores del acelerómetro al tumbarse e incorporarse en el si- mulador.	120
6.4. Valores del acelerómetro al sufrir una caída hacia atrás en el simulador.	121
6.5. Valores del acelerómetro al sufrir una caída hacia delante en el simulador.	122
6.6. Valores ADXL345 al caminar 10 metros.	124
6.7. Valores ADXL345 al sentarse en un sillón.	125
6.8. Valores ADXL345 al tumbarse y levantarse.	126
6.9. Valores ADXL345 en caída frontal.	127
6.10. Valores ADXL345 en caída hacia atrás.	127
6.11. Valores ADXL345 en caída hacia la derecha.	128

6.12. Diagrama de flujo del algoritmo propuesto.	131
9.1. Pantalla principal de MIDS Assistant.	145
9.2. Sincronización de MIDS Assistant con el dispositivo detector.	146
9.3. Reconexiones en MIDS Assistant.	147
9.4. Aviso recibido por MIDS Assistant cuando no está habilitado el Wi-Fi.	147
9.5. Pantalla contactos en MIDS Assistant.	148
9.6. Pantalla de añadir contactos en MIDS Assistant.	148
9.7. Mensajes de error en MIDS Assistant añadiendo contactos	149
9.8. Añadiendo contactos en MIDS Assistant.	150
9.9. Lista de opciones disponibles en MIDS Assistant.	151
9.10. Respuesta de emergencia en MIDS Assistant.	152
9.11. Aplicación MIDS Assistant en modo Alta accesibilidad.	153
9.12. Aplicación MIDS Caretaker	154
9.13. SDA y SCL.	155
9.14. Master-Slave.	156

Indice de tablas

3.1. Clasificación según situación de los sensores y actuadores. . .	29
3.2. Ventajas e inconvenientes de los sistemas basados en moni- torización del entorno.	31
3.3. Ventajas e inconvenientes del sistema desarrollado por Tunstall.	33
3.4. Ventajas e inconvenientes del sistema Kinect.	35
3.5. Ventajas e inconvenientes del sistema propuesto por la Uni- versidad de Toronto.	37
3.6. Ventajas e inconvenientes del sistema Vigi'Fall.	39
3.7. Ventajas e inconvenientes de los sistemas basados en dispositi- vos portátiles.	40
3.8. Ventajas e inconvenientes del sistema Wagyromag.	42
3.9. Ventajas e inconvenientes del sistema red GSM.	44
3.10. Ventajas e inconvenientes del sistema Angel4.	46
3.11. Ventajas e inconvenientes del sistema Wiimote.	48
3.12. Ventajas e inconvenientes del sistema Speedy.	50
3.13. Valoración del nivel de cumplimiento de los requisitos men- cionados en los sistemas investigados.	61
3.14. Comparación de las distintas placas ARM existentes en el mer- cado.	63
6.1. Rangos de valores en los tres ejes de las simulaciones realizadas.	123
6.2. Rangos de valores en los tres ejes de los experimentos realiza- dos en entorno real.	128
6.3. Máximas variaciones en valores consecutivos durante los ex- perimentos realizados en entorno real.	129
6.4. Tabla de valores establecidos para el algoritmo.	130
6.5. Tabla de resultados de las pruebas del sistema en ADL. . . .	132
6.6. Tabla de resultados de las pruebas del sistema en caídas. . . .	133
6.7. Paciente acompañado con únicamente el detector.	134
6.8. Paciente acompañado con la aplicación MIDS Assistant sin- cronizada.	135
6.9. Paciente acompañado con la aplicación MIDS Caretaker sin- cronizada.	136

6.10. Paciente acompañado con las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker sincronizadas, sin detectar la caída.	137
6.11. Paciente acompañado con las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker sincronizadas, detectando la caída.	138
6.12. Paciente únicamente con el dispositivo detector, consigue levantarse tras la caída.	139

Capítulo 1

Introducción

Uno de los mayores riesgos a los que se enfrenta la población más frágil como mayores y enfermos son las caídas. Según el artículo "Detector automático de caídas y monitorización de actividad para personas mayores" de la *Revista española de geriatría y gerontología* [14], el 30 % de las personas mayores se cae al menos una vez al año, lo que representa el 75 % de las víctimas de caídas.

También [14] indica que las caídas causan además el 70 % de los accidentes mortales en el colectivo de personas mayores de 75 años, y del incremento del miedo, la ansiedad o la depresión, lo que conduce a la reducción de la actividad diaria de ese colectivo.

Estos hechos son la razón del desarrollo de varias soluciones de detección automática de caídas o de prevención, para asegurar una respuesta rápida en caso de que tal evento ocurra. Sin embargo, hoy día se utilizan pocos sistemas comerciales, debido a problemas de fiabilidad, facilidad de instalación y uso, o bien porque las personas no aceptan el dispositivo, por diversos motivos, como rechazo tecnológico o simplemente por su coste.

Como resultado de estas reflexiones, la motivación principal de este proyecto será estudiar las soluciones existentes, diseñar e implementar un sistema basado en la monitorización mediante acelerómetros que detecte caídas simuladas en entornos similares a uno doméstico y posteriormente realizar un prototipo del dispositivo real.

1.1. Objetivo

El objetivo principal de este trabajo consiste en crear un sistema detector de caídas basado en acelerómetros, capaz de detectar los tipos de caídas más comunes en personas mayores, intentando lograr una precisión aceptable. Por esta razón, se decidió llamar al sistema MIDS: Mobility Issues Detector

System.

Como objetivos secundarios se plantea: experimentar con plataformas de sensores basados en microordenadores para valorar su idoneidad como elemento de prototipado rápido y comprobar la problemática de integración de tecnologías Android con Debian en un contexto de desarrollo de sistemas asistivos.

1.2. Método

Para abordar estos objetivos, se enfocará el trabajo de manera progresiva en las siguientes etapas:

- **Estudio del estado del arte:** Se analizarán los distintos métodos y sistemas que existen actualmente para la detección de caídas, comparando las propiedades que presentan bajo diversas condiciones y eligiendo, finalmente, una de las aproximaciones para desarrollar la propia implementación. El análisis incluye también una valoración de tecnologías comerciales existentes.
- **Análisis el método seleccionado:** Una vez seleccionada la técnica de detección de caídas que se considere más conveniente tanto por sus resultados como por su posibilidad en el desarrollo, se analizará en detalle dicho método y posibles mejoras al mismo.
- **Desarrollo del sistema:**
 - *Algoritmo:* Definición de un algoritmo que mediante la monitorización de los valores de un acelerómetro permita distinguir situaciones cotidianas de caídas sufridas por el sujeto.
 - *Hardware:* Diseño y montaje de un dispositivo sobre el que se ejecutará el algoritmo detector de caídas.
 - *Aplicación móvil:* Implementación de una aplicación móvil sobre Android que reciba las alertas del dispositivo detector de caídas y permite notificar de estos eventos a los familiares del usuario.
- **Evaluación de resultados:** Se pretende medir la calidad del sistema generado, tanto en un entorno simulado mediante la herramienta PHAT como en un posible entorno real, analizando los resultados obtenidos para evaluar el rendimiento del sistema, aportando varios enfoques y comparándolos entre ellos.

De este modo, se concluye que el objetivo fundamental de este trabajo es reproducir los resultados obtenidos en el método seleccionado, incluyendo nuevas opciones no contempladas en su diseño original.

1.3. Estructura del documento

Inicialmente, en el capítulo **Introducción** se procede a definir el problema que se desea resolver, explicando su motivación y objetivos planteados a alcanzar, así como la metodología empleada para realizar todo el proceso.

Seguidamente, se incluye en el capítulo **Estado del Arte** un análisis de lo existente en el ámbito de los sistemas detectores de caídas así como los microordenadores de prototipado rápido más destacados, recalcando las dificultades encontradas en lo ya desarrollado y formalizando las diferenciaciones que plantea nuestra propuesta.

En el siguiente capítulo, llamado **Diseño del sistema**, se definen los casos de uso, el funcionamiento del sistema implementado así como la arquitectura del mismo.

A continuación, en el capítulo **Método de desarrollo**, se incluye información sobre cómo se realizó la aproximación al problema, tanto en un entorno simulado como en un entorno real, definiendo los entornos empleados para la experimentación y las pruebas.

Después, el capítulo **Experimentación** incluye los resultados obtenidos tanto de la experimentación inicial, que nos permitió hacer nuestra propuesta de solución del problema, así como los valores estadísticos tras realizar diversas pruebas, sometiendo al sistema a los casos de uso definidos en la sección Diseño del sistema.

Finalmente, en el capítulo **Conclusiones y trabajo futuro**, se realiza un análisis de los resultados obtenidos, resumiendo qué se ha hecho en este trabajo, el grado de aproximación a los objetivos iniciales y los puntos que han quedado pendientes de resolver, realizando una evaluación crítica del desarrollo una vez terminado.

Los dos apéndices mencionados consisten en una profundización sobre las tecnologías hardware utilizadas, así como un manual de uso sobre las aplicaciones móviles incluidas en el sistema.

Capítulo 2

Introduction

Falls are one of the most common risks that elder people have to face. According to the article "Detector automático de caídas y monitorización de actividad para personas mayores" from the journal *Revista española de geriatría y gerontología* [14], 30 % of seniors falls at least once a year, representing 75 % victims of falls.

According to this source, falls cause further 70 % of fatal accidents in the group of people over 75 years and the increased fear, anxiety or depression, which leads to the reduction of the daily activity of this group. These facts are the reason why several solutions for automatic fall detection or prevention are being developed, to ensure rapid response in case such event occurs. However, today few commercial systems are used, due to problems of reliability, ease of installation and use, or because people do not accept the device, being too invasive or expensive.

As a result of these considerations, the main motivation of this project is to study existing solutions, to design and to implement a monitoring system based on using accelerometers to detect simulated falls on a domestic environment and then make a prototype of a real device.

2.1. Objective

The main objective of this work is to create a fall detector system based on accelerometers that can detect the most common types of falls in elder people, trying to achieve an acceptable accuracy. Because of that, the system has been named MIDS: Mobility Issues Detector System.

Secondary objectives are: to experiment with sensor platforms by microcomputers, to evaluate its suitability as an element of rapid prototyping, as well

as to check the problem of integrating technologies like Android and Debian in a context of development of assistive systems.

2.2. Method

To achieve these objectives, the following stages will be carried out:

- **Study of the state of the art:** the different methods and systems that currently exist for detecting falls will be analysed, comparing the properties presented under various conditions and choosing, finally, one of the approaches to develop the implementation.
- **Analysis of the selected method:** Once the system is deemed more convenient both for its results and its ability to being developed selected, the method and possible improvements to it will be discussed in detail.
- **Development of the system:**
 - *Algorithm:* Definition of an algorithm that is able to distinguish between everyday situations and falls suffered by the subject just by monitoring values of an accelerometer.
 - *Hardware:* Design and assembly of a device on which the fall detection algorithm is executed.
 - *Mobile Application:* Implementing a mobile application on Android that receives alerts from the fall-detector device and allows these events to notify the relatives of the user.
- **Results evaluation:** It is intended to measure the quality of the generated system, both in a simulated environment by PHAT tool and a possible real environment , analyzing the results to evaluate system performance, providing various approaches and comparing between them.

Thus, we conclude that the fundamental objective of this work is to reproduce the results of the selected method, including new options not included in the original design.

2.3. Document Structure

Initially, the **Introduction** chapter proceeds to define the problem to be solved, explaining their motivation and objectives to be achieved, as well as

the methodology used to perform the entire process.

Next, an analysis of what exists in the field of detection systems falls is included in the chapter **State of the Art**, as well as leading rapid prototyping microcomputers, emphasizing found difficulties in the already developed systems and formalizing differentiations on our proposal.

In the next chapter, called **System Design**, the use cases are defined as well as how the implemented system works and its architecture.

Then in chapter **Development Method**, information on how to approach the problem was held in both simulated and real environments is included, defining the environments used for experimentation and testing.

The **Experimentation** chapter includes both the results of the initial experimentation, which allowed us to make our proposal for solving the problem, as well as statistical values after performing various tests, subjecting the system to the use cases defined in the System Design chapter.

Finally, in chapter **Conclusions and future work**, an analysis of the results has been done. This analysis summarizes what has been done in this work as well as the level of approximation to the initial objectives and points that remain unresolved, making a critical assessment development once completed.

The marked appendices consist on a more technical explanation of hardware technologies used as well as a User's Guide of mobile applications included in the system.

Capítulo 3

Estado del arte

En este estado del arte se revisan los sistemas existentes en este ámbito, detectando sus carencias y sirviendo estas de justificación para las herramientas finalmente utilizadas en nuestra propuesta de solución. De esta manera, se revisan las diferentes técnicas de detección de caídas, como por ejemplo la monitorización del entorno o vía dispositivos portátiles llevados por el paciente. Este estudio servirá para realizar la propuesta de solución.

3.1. El problema de la detección de caídas

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define las caídas como “acontecimientos involuntarios que hacen perder el equilibrio y dar con el cuerpo en tierra u otra superficie firme que lo detenga”. [15]

Las caídas son un importante problema mundial de salud pública. Según los datos de la OMS se calcula que anualmente se producen 424.000 caídas mortales, convirtiendo las caídas en la segunda causa mundial de muerte por lesiones no intencionales, solo superado traumatismos causados por el tránsito. También indican que más del 80 % de las muertes relacionadas con caídas se registran en países de bajos y medianos ingresos, y más de dos terceras partes de esas muertes se producen en las Regiones del Pacífico Occidental y Asia Sudoriental. De igual manera, los mayores de 60 años presentan las mayores tasas de mortalidad por caídas en todas las regiones del mundo. [15]

Junto con la inestabilidad, constituye uno de los grandes síndromes geriátricos. Es una patología muy frecuente en la población anciana, con consecuencias muy importantes y, sin embargo, a menudo se trata de una entidad que pasa inadvertida a los profesionales de la salud. Las razones por las que a menudo no se estudian son: el paciente no suele mencionar que se ha caído, no se pregunta acerca de caídas en la historia clínica, no se producen lesiones directas tras la caída y por qué se atribuye la caída al proceso normal de

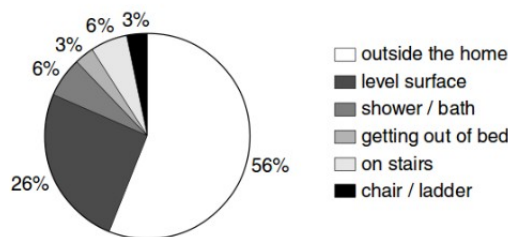


Figura 3.1: Localización de caídas - Gráfico de sectores [1]

envejecimiento. Son una de las principales causas de lesiones, incapacidad, institucionalización e incluso de muerte en este grupo de población, y por este motivo se consideran un factor de fragilidad en el anciano.

Las caídas son más frecuentes en las mujeres, aunque conforme avanzan los años, la tendencia es a igualarse. Es interesante conocer, además, que dos terceras partes de los ancianos que se caen sufrirán una nueva caída en los siguientes seis meses. Es decir, la caída es un factor de riesgo per sé de sufrir nuevas caídas [16].

La mayoría de las caídas se producen en lugares cerrados, sin encontrar relación con algún momento concreto del día ni época del año. Los lugares más frecuentes de caída son el baño, el dormitorio y la cocina. La actividad que más favorece la caída es caminar. Aproximadamente el 10 % de las caídas se producen en las escaleras, siendo más peligroso el descenso que el ascenso; los primeros y últimos escalones son los más peligrosos, como se hace notable en las figuras 3.1 y 3.2.[1]

La magnitud del riesgo puede deberse, al menos en parte, a los trastornos físicos, sensoriales y cognitivos relacionados con el envejecimiento, así como a la falta de adaptación del entorno a las necesidades de la población de edad avanzada.

Estudios como "A Global Report on Falls Prevention Epidemiology of Falls" de Sachiyo Yoshida [17] también han demostrado que ciertas enfermedades incrementan de manera significativa el número de caídas sufridas por la población anciana, encontrándose entre ellas la diabetes, el Párkinson o el Alzheimer. Por una parte, el padecimiento de diabetes, según este estudio estadístico indica que aumenta en un factor de 1.6 la probabilidad de haber sufrido una caída en el año anterior.

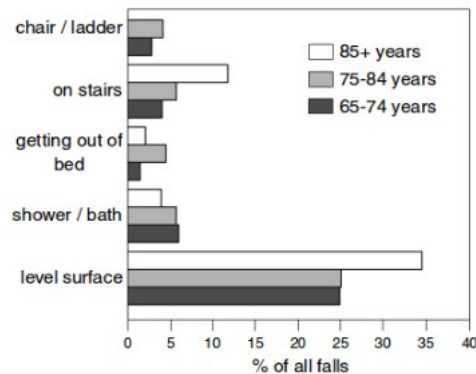


Figura 3.2: Porcentaje de caídas en interiores y la edad [1]

Por otro lado, la enfermedad del Párkinson provoca que aproximadamente el 38-68 % de los pacientes caiga como una complicación grave de las alteraciones de la marcha, siendo los pacientes avanzados más propensos a caer. Esto viene causado por temblores, rigidez muscular y movimientos lentos, característicos de las personas que sufren esta enfermedad.

Respecto al Alzheimer, personas con esta enfermedad tienen el doble de riesgo de caídas como los de la misma edad sin ella, pudiendo afectar en ello defectos en la atención y en las habilidades visuales-espaciales. El riesgo también se ve aumentado por la necesidad de deambulación provocada por el Alzheimer, causada por la desorientación, que les provoca inquietud y hace que deambulen a menudo.

Las lesiones relacionadas con las caídas tienen un costo económico considerable. El costo medio para el sistema sanitario por cada lesión relacionada con caídas en mayores de 65 años es de 3611 US\$ en Finlandia y 1049 US\$ en Australia. Los datos procedentes del Canadá indican que la aplicación de estrategias preventivas eficaces y la consiguiente reducción de las caídas de los menores de 10 años en un 20 % supondría un ahorro de más de US\$ 120 millones al año.[15]

Los sistemas de detección de caídas existentes abordan esta problemática de distintas maneras, como por ejemplo los basados en entorno que sitúan sensores ambientales que monitorizan el entorno del paciente o los dispositivos portátiles que supervisan la actividad del paciente, detectando variaciones de movimiento y posición.

Desgraciadamente, el funcionamiento de los sistemas de detección de caídas no tiene una efectividad total, ni permite descartar falsos positivos en todas

las situaciones. Por tanto, en los siguientes puntos se realizará una investigación sobre los requisitos de estos sistemas, los tipos de sistemas existentes, su efectividad y limitaciones.

Finalmente la investigación se centrará en los sistemas basados en acelerómetros, como se ha decidido implementar en la propuesta de solución, estudiando también diferentes algoritmos propuestos para la detección de la caída.

3.2. Tipos de detectores de caídas

El artículo sobre las caídas en personas de edad avanzada de la Revista española de geriatría y gerontología [14] establece la siguiente clasificación de los distintos tipos de detectores. Se contemplan dos grandes grupos según la localización de los sensores y actuadores:

	Detección inmediata	Detección del comportamiento inusual
Aparatos portátiles	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Detección de caída y emisión de alarma. ▪ Tecnologías utilizadas: acelerómetros, sensores de posición e inclinación y algoritmos de control. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ No detectan caída: Registran comportamientos inusuales que comparan con un patrón. ▪ No envían la alarma de manera inmediata. ▪ Tecnologías utilizadas: sensores del ritmo cardíaco, sudoración, posición, etc.
Monitorización del entorno	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Detección de cambios en el entorno que pueden ser indicadores de una caída. ▪ Tecnologías utilizadas: grabación de vídeo, análisis de imágenes, sensores de choque, etc. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Monitorización de la actividad de la persona. ▪ Análisis de comportamientos anómalos. ▪ Tecnologías utilizadas: sensores de contacto en puertas y ventanas, barreras y detectores de infrarrojos.

Tabla 3.1: Clasificación según situación de los sensores y actuadores.

Tras el estudio de distintos sistemas, se ha considerado que una clasificación más correcta es la que recoge en la figura 3.3, ya que distingue además de entre los dos enfoques principales de detección el tipo de sensores empleados para la resolución del problema.

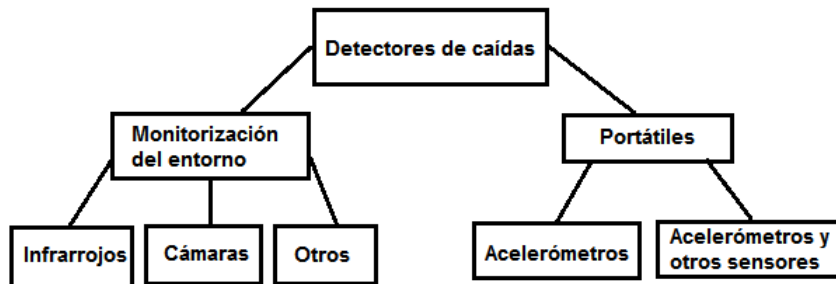


Figura 3.3: Tipos de sistemas detectores de caídas.

Por tanto, existe una gran variedad de sistemas de detección de caídas, diferenciados por su situación respecto al paciente y el enfoque de la detección de la situación de caída.

En los puntos siguientes, se procederá a analizar y valorar algunos de estos sistemas, englobados en los dos grandes grupos que suponen las secciones 3.3 y 3.4. Adicionalmente, se hablará de las patentes existentes en el mercado que implementan esta clase de sistemas.

3.3. Sistemas de detección basados en dispositivos en el entorno

En este grupo se engloban aquellos sensores que son instalados en el entorno del usuario y monitorizan varios aspectos de su actividad diaria. Se puede establecer una subdivisión según el tipo de sensores que utilizan. Vamos a distinguir por tanto, dos tipos principales: los que utilizan infrarrojos y los que usan cámaras. Ambos grupos tienen varias ventajas e inconvenientes en común:

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none">▪ Sensores instalados en la vivienda del usuario [2] [5].▪ Monitorización constante. [18] [4]▪ Enchufado a corriente eléctrica, no hay problemas de autonomía. [3] [5]	<ul style="list-style-type: none">▪ Los obstáculos pueden impedir la correcta detección de la caída. [3] [4]▪ Varios sensores en cada estancia de la vivienda para evitar puntos ciegos. [18] [3] [4]▪ Coste elevado. [5] [3]

Tabla 3.2: Ventajas e inconvenientes de los sistemas basados en monitorización del entorno.

3.3.1. Basados en infrarrojos

Este tipo de sistemas de detección de caídas basan su actividad en sensores de infrarrojos. Esta clase de sensores recogen la radiación electromagnética infrarroja que emiten los cuerpos de los seres vivos. Con ello, pretenden conseguir reconocer una imagen del paciente, y según diferentes algoritmos (inactividad, variación de posición...) detectar si la persona ha sufrido una caída o se encuentra realizando su vida normal.

Son sistemas fijos, ya que necesitan una lectura de la figura del sujeto para poder reaccionar en consecuencia. Suelen estar dispuestos en puntos de la habitación que ofrezcan una mejor visión del entorno.

En las secciones 3.3.1.1 y 3.3.1.2 se analizarán dos sistemas de este tipo.

3.3.1.1. Passive Infrared Sensor (PIR)

Tal y como su nombre indica, este dispositivo es un detector de caídas construido con sensores de infrarrojos pasivos. Según explican en su sitio web

[2], este detector establece la conexión con el centro de seguridad Tunstall (la empresa que lo fabrica) con simplemente encenderlo. Una vez activado, tiene tres configuraciones para asegurar que en la casa no se produce ninguna caída:

- **Detección de actividad:** El PIR puede establecer que se detecte movimiento en cualquier momento del día o en un período concreto (por ejemplo, de madrugada). Si alguien cae en la casa, se activa una alarma avisando a un cuidador de la compañía.
- **Detección de inactividad:** También puede detectar que en toda la casa no se produzca ningún movimiento. Si es así, se activa una alarma.
- **Detección combinada:** Para una mayor efectividad se pueden activar los dos tipos de detección anteriormente explicados. Disminuyendo así el número de falsas alarmas.

En la página web de los autores no viene explícito cómo está construido el aparato ni qué datos registra exactamente. Sin embargo, explica que hay una opción para mascotas en el apartado de detección de actividad. Esta opción sube el umbral de detección a un nivel concreto por encima del suelo para que las mascotas puedan caminar libremente. Por lo tanto, se puede deducir que este sensor funciona haciendo un barrido de la habitación completa y detectando figuras en movimiento.



Figura 3.4: Sistema detector de caídas PIR de Tunstall [2].

3.3.1.2. Sistema basado en sensores Kinect

Este sistema utiliza la cámara Kinect de Microsoft, que aparte de imagen y sonido, emite rayos infrarrojos para reconocer de forma fiable la estancia. Los creadores de este sistema, como indican en el artículo "Fall detection system using Kinect's infrared sensors"[3], diseñaron una forma de recoger

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Conexión automática con la central de alertas. ▪ Envío de ayuda rápidamente. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Es el usuario quién tiene que cambiar el modo detección. ▪ La detección se basa solo en el movimiento. Podría no detectarse varios tipos caídas o detectar falsos positivos.

Tabla 3.3: Ventajas e inconvenientes del sistema desarrollado por Tunstall.



Figura 3.5: Componentes de Kinect.

la figura del paciente. Esta figura es utilizada para realizar los cálculos necesarios y poder estimar si se ha producido una caída o no.

Esto lo consiguen mediante una “caja de unión 3D” (Bounding box), una especie de malla virtual que reconoce el cuerpo del paciente al entrar en la sala donde esté dispuesto el sistema. Una vez reconocida la figura del paciente, Según las contracciones y expansiones de esa caja 3D se realizan los cálculos de velocidad y posición.

El proceso de detección de caídas de este sistema tiene 3 pasos:

1. El sistema reconoce al paciente y detecta un cambio brusco en la velocidad y una posición cercana al suelo.
2. El sistema sigue registrando datos de la Bounding box para comprobar si el paciente no se mueve.
3. Si ha reconocido esa inactividad, detecta la caída y se activa la alarma.

Este sistema, tal y como vemos en las figuras 3.6 y 3.7 es capaz de observar actividades como sentarse de forma brusca en el sofá, y tal y como viene explicado en su manifiesto y vídeo de ejemplo, tumbarse en el suelo o dejarse caer en una silla. Presenta, por tanto, alta fiabilidad en potencia.

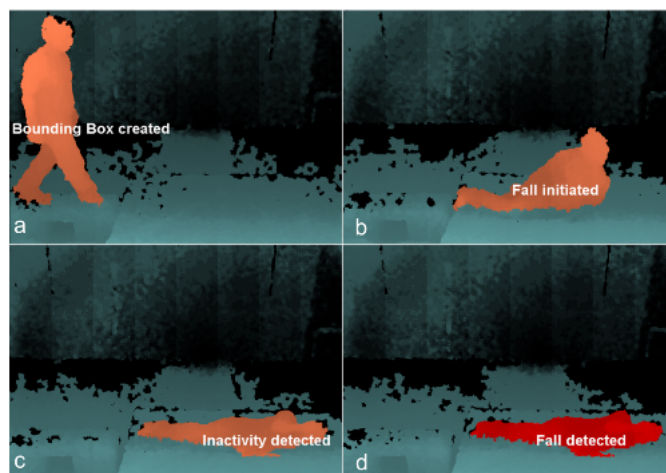


Figura 3.6: Ejemplo de pasos de detección de caída en el sistema Kinect [3].

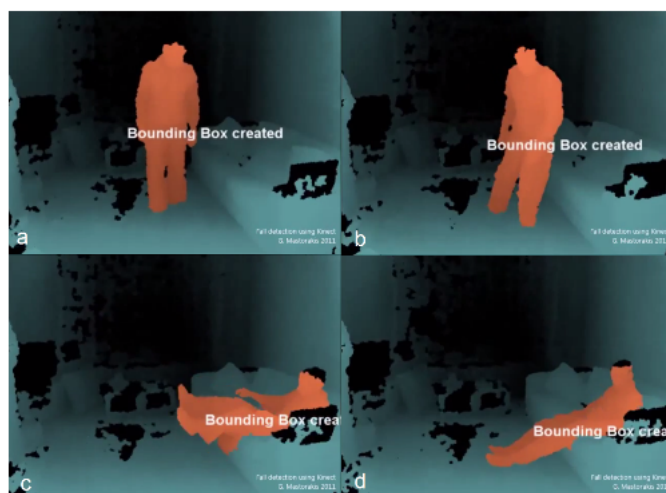


Figura 3.7: El sistema Kinect no detecta el falso positivo de sentarse de forma brusca [3].

Este sistema presenta una serie de ventajas e inconvenientes, resumidos en la tabla 3.4.

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> La detección a partir de la silueta y del entorno permite discriminar bien los distintos tipos de caída. 	<ul style="list-style-type: none"> Riesgo para la privacidad. No envía señal de alerta, solo detecta la caída. Coste muy elevado.

Tabla 3.4: Ventajas e inconvenientes del sistema Kinect.

3.3.2. Basados en cámaras

Se trata de sistemas que utilizan cámaras para recopilar la información necesaria para la detección de la caída. Estos datos son, en concreto, puntos que delimitan la figura del paciente. Según la información recopilada, tratan el problema de diversas maneras.

En las secciones 3.3.2.1 y 3.3.2.2 se analizarán dos sistemas de este tipo.

3.3.2.1. Sistema inteligente de detección de caídas basado en visión de la universidad de Toronto

Como se indica en el artículo "Intelligent vision-based fall detection system" [4], este sistema automático utiliza un modelado visual del entorno, el cual separa la silueta del paciente de cualquier otras regiones de la estancia. Al analizar las regiones, se obtienen datos de velocidad, área y momento. Un algoritmo de aprendizaje automático clasifica estos datos para detectar si el sujeto ha sufrido una caída o no.

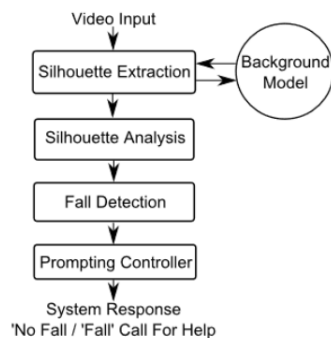


Figura 3.8: Diagrama de flujo del sistema propuesto por la Universidad de Toronto [4].

Según se indica [4], el sistema se probó durante una semana, y todas las caídas simuladas se detectaron. Aunque también se reconocieron 5.4 falsas alarmas al día.

Desarrollado en C++ y OpenCV (un framework de visión virtual), utiliza una cámara de resolución 320x240 para capturar las imágenes. Los fotogramas se procesan al instante y ninguno queda almacenado o es difundido. El proceso es:

1. **Se extrae la silueta y se segmenta:** Cada píxel se entiende como una distribución Gaussiana única centrada en la intensidad estimada del píxel. Resumiendo: ayuda a separar los tonos oscuros de los claros y ayuda a diferenciar entre la figura y el entorno.
2. **Se analiza la silueta para obtener los datos:** Por cada fotograma, se extraen una serie de datos geométricos y temporales: velocidad, área y momento. Estos datos se suavizan cada 16 fotogramas para reducir el ruido.
3. **Se activa el sistema detector de caídas:** utilizando redes neuronales, el sistema aprende a clasificar entre caída y no caída. Tras un entrenamiento con imágenes de simulaciones de caídas, se registró un rango de acierto del 97 % con un 5 % de falsos positivos.
4. **Se registran zonas de inactividad para disminuir el número de falsos positivos:** Se establecen zonas como sillas o sofás, donde el sujeto permanece inactivo y es poco probable que sufra una caída. Así, se restringe al sistema de actuar en dichas zonas.

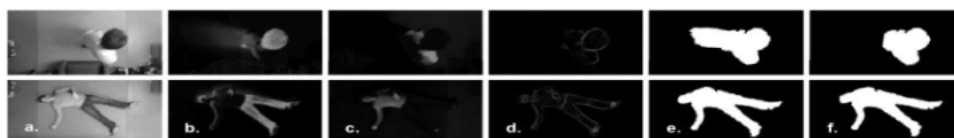


Figura 3.9: Extracción de silueta en el sistema de la Universidad de Toronto [4].

Una vez detectada una caída, se activa un terminal y un sistema de reconocimiento de voz, permitiendo que el usuario impida que se active una falsa alarma. Si no se realiza ninguna acción que anule la alarma, el sistema también permite al paciente que llame a un familiar, amigo o a emergencias.

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ■ Alto porcentaje de acierto en ciertos tipos de caídas. ■ Permite que el propio paciente avise a algún familiar o a emergencias. ■ Permite que el paciente desactive la alarma en caso de falsos positivos. 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Riesgo para la privacidad. ■ No contempla el caso de que el paciente se quede inconsciente. No puede avisar a emergencias en este caso.

Tabla 3.5: Ventajas e inconvenientes del sistema propuesto por la Universidad de Toronto.

3.3.2.2. Sistema de detección de caídas visual basado en el reconocimiento de posturas

Este es un sistema novel creado por 5 alumnos de la universidad de Loughborough, en Reino Unido. Como se indica en el artículo consultado [18], es utilizado para monitorizar las actividades en el hogar de una persona anciana. Usando prácticamente el mismo sistema de antes, diferencia entre entorno y sujeto para un proceso posterior.

El sistema construye gráficas e histogramas con los datos recogidos y se distinguen distintas posturas del paciente. Estos datos se guardan en un grafo dirigido no cíclico para realizar correctamente la clasificación de las posturas. Estos datos combinados con información recogida del suelo son los que marcan si se ha producido o no una caída.

Según sus estadísticas, tiene un porcentaje de detección de caídas del 97.08 % con un 0.8 % de falsos positivos en un entorno simulado.

3.3.3. Otros sistemas basados en monitorización del entorno

Existe otro tipo de detectores de caídas que no puede ser englobado en ninguna de las categorías anteriores ya que , para la detección de la caída, utilizan sistemas portátiles y sistemas de monitorización del entorno.

3.3.3.1. Vigi'Fall

Tal y como nos informa su página web [5], la solución propuesta por este sistema se basa en un pequeño parche biosensor que el usuario lleva adherido a la piel y una serie de sensores conectados inalámbricamente situados en la vivienda del paciente.



Figura 3.10: Sistema detector Vigi'Fall [5].

La caída es detectada mediante los datos cruzados del sensor que lleva el usuario, que detecta movimientos bruscos mediante un acelerómetro, la postura del paciente, la horizontalidad y el nivel de actividad (alerta ante periodos prolongados de inmovilidad), así como por los sensores del entorno, que reaccionan ante la ausencia de movimiento.

Estos dos factores hacen que se active la alerta del sistema, enviando una notificación a la central de control, el aparato principal del sistema, situado también en la vivienda.

Este dispositivo es el encargado de conectar automáticamente con el centro de ayuda o una enfermera.

Para confirmar el estado de alerta, se llamará al usuario por teléfono, y en caso de no responder, se enviará ayuda presencial a la vivienda.

Se analiza además la naturaleza de las caídas y la postura final del usuario, para distinguir los falsos positivos que pueden darse durante las ADLs.

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ■ Recogida de gran cantidad de datos diferentes. ■ Permite detectar varios tipos de caídas y sus causas. ■ Conexión directa con la central de ayuda. ■ Comunicación con el paciente para descartar falsos positivos. 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Sistema complejo, varios sensores. ■ Podría provocar rechazo del paciente. ■ Necesario que exista colaboración entre los sensores fijos y el portátil. Crítico en caso de que el paciente se olvide de colocar el sensor. ■ Coste elevado.

Tabla 3.6: Ventajas e inconvenientes del sistema Vigi'Fall.

3.4. Sistemas de detección basados en dispositivos portátiles

Dentro de los sistemas portátiles, se engloban todos aquellos en los que el usuario lleva encima el dispositivo de detección. Se ha hecho una distinción en dos grandes grupos: los que usan exclusivamente acelerómetros y en los que hay implicados además otro tipo de sensores. Ambos grupos comparten varias características:

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Generalmente, utilizan un único dispositivo.[6] [10] [7] ▪ Monitorización constante. [8] [10] ▪ Menor coste que los de monitorización del entorno. [9] [6] [7] ▪ Los obstáculos del entorno no influyen tanto en la detección como en el grupo anterior. [10] [6] [8] 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Es necesario el uso de una fuente de alimentación: batería, pilas... [8] [7] [9] ▪ Es el usuario quien tiene que colocarse el dispositivo. [8] [6] [10] ▪ Es más probable que el dispositivo sufra daños cuando se produzca una caída. [6] [9]

Tabla 3.7: Ventajas e inconvenientes de los sistemas basados en dispositivos portátiles.

Esta distinción simplifica el esquema a la par que nos centra en los sistemas que más hemos investigado, los de uso exclusivo de acelerómetros.

3.4.1. Sistemas basados en acelerómetros y otros tipos de sensores

3.4.1.1. Red inalámbrica de sensores inerciales para el registro y procesamiento de movimientos corporales

Una propuesta interesante de este tipo de sistemas es el Wagyromag (Wireless Accelerometer, Gyroscope and Magnetometer), un dispositivo desarrollado en la Universidad de Granada por un grupo de ingenieros informáticos y de telecomunicaciones. Este dispositivo no ha sido desarrollado exclusivamente para la detección de caídas sino que, entre sus aplicaciones, también se incluyen telerehabilitación, análisis del movimiento en el deporte y detección

de crisis nocturnas de epilepsia.

El sistema utiliza un microcontrolador PIC 24FJ64B004 encargado de procesar los datos obtenidos a través de la conexión inalámbrica de los acelerómetros, giroscopios y magnetómetros.

Su funcionamiento se basa en la detección de las variaciones de inclinación detectadas en los tres tipos de sensores. Es un sistema de monitorización, no envía ningún tipo de señal de alerta cuando se produce una caída.

Además incluye un sensor de temperatura que permite decidir el ajuste de configuración más óptimo del sistema evitando posibles variaciones debidas a la subida de temperatura. También incluye una memoria interna y un botón pulsador. Este último permite seleccionar dos modos de funcionamiento, en el primero los datos son enviados en tiempo real y en el segundo son almacenados en la memoria del dispositivo.

Dispone además de una batería recargable que puede ser sustituida por una de mayor capacidad cuando el sistema lo requiera [6].



Figura 3.11: Prototipo del sistema Wagymag diseñado por la Universidad de Granada [6].

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Recoge gran cantidad de datos para una detección más precisa. ▪ Múltiples usos. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ No envía señal de alerta, únicamente se utiliza como dispositivo de monitorización. ▪ Es el usuario quien selecciona el modo de monitorización del dispositivo. ▪ Utiliza varios dispositivos detectores que tienen que ser colocados en varias partes del cuerpo.

Tabla 3.8: Ventajas e inconvenientes del sistema Wagyromag.

3.4.1.2. Sistema de detección de caídas para ancianos usando la red GSM

Otra propuesta bastante interesante es la de Wang J.de Vemula Shirisha, B. Deepika Rathod y K. Ashok Babu, un sistema con múltiples sensores que cooperan para detectar la caída. y en general el bienestar de los ancianos que se encuentran solos en sus domicilios.

Se trata de un sistema de monitorización que utiliza la red GSM diseñado para evaluar el bienestar del paciente. Este sistema facilita la monitorización de los ancianos sin hacer uso de cámaras o sistemas de videovigilancia que podría comprometer en cierta medida la privacidad.

El sistema consta de 2 módulos importantes:

- Una red de sensores inalámbricos (WSN) que hace que usa GSM.
- Un software inteligente de monitorización del hogar encargado de recolectar los datos procedentes de los sensores y proceder al análisis de los mismos.

El uso de sensores inalámbricos hace que, en relación con otros sistemas portátiles, la comodidad del paciente aumente. Son capaces de recolectar y enviar información en tiempo real sin ser métodos excesivamente invasivos.

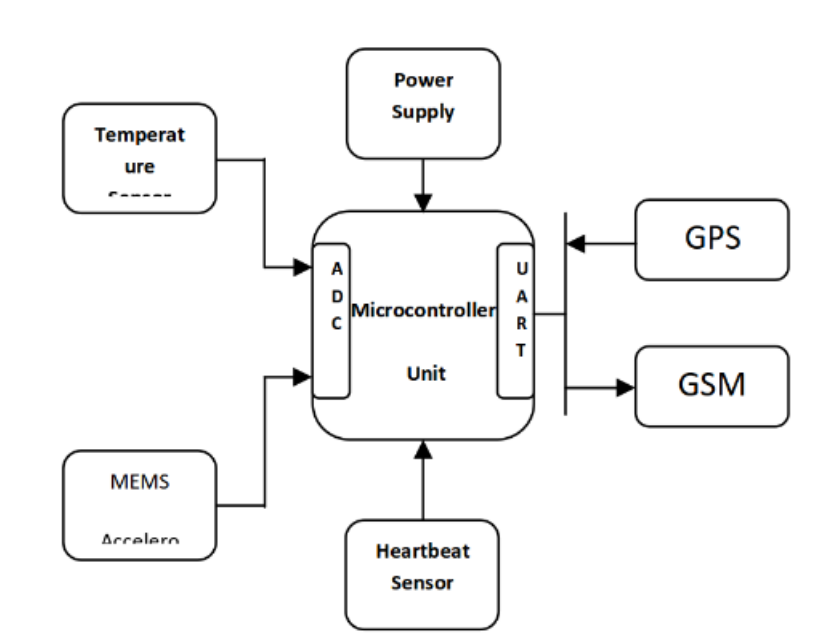


Figura 3.12: Componentes del sistema de detección usando la red GSM [7].

El sistema hace uso de varios sensores de monitorización del paciente: temperatura, sensor de ritmo cardíaco y temperatura. En concreto, para la detección de la caída hace uso de un acelerómetro triaxial incluido en un sistema MEMS (Micro-Electromechanical System) y del sistema GPS incluido.

La combinación de las variaciones detectadas en los acelerómetros y el uso del sistema GPS para determinar que el paciente está inmóvil hace que la detección de caídas sea bastante precisa.

En principio el sistema hará uso de la red GSM para enviar el mensaje pertinente acerca del estado del paciente. La ventaja del uso de este sistema reside en que no es necesario que el paciente permanezca en su casa para su correcto funcionamiento, sino que puede salir a la calle y utilizará la red telefónica para el envío de la información.

El sistema no solo activará la alerta en caso de que se produzca una caída, también lo hará en situaciones anómalas en las que haya variaciones importantes del ritmo cardíaco y la temperatura. Además, el sistema GPS facilita la localización del paciente cuando no se encuentra en su domicilio.

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ■ Envío automático de alerta en caso de caída o variaciones en ritmo cardíaco y/o temperatura. ■ No es necesario que el paciente se encuentre en su domicilio. 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Los ya descritos en las características generales.

Tabla 3.9: Ventajas e inconvenientes del sistema red GSM.

3.4.2. Sistemas basados en acelerómetros

Los acelerómetros registran el valor de la aceleración, medida en gs (1g equivale a 9.8 ms^2 , la medida del valor de la gravedad en la Tierra) o directamente en ms^2 , proporcionando una señal eléctrica para esta variación física.

Existen dos tipos principales de acelerómetros: mecánicos o piezoeléctricos, según la tecnología empleada para detectar esta variación.

En el mercado se pueden encontrar acelerómetros de diferentes rangos de medida, desde 1g hasta 20000g, dependiendo del máximo valor absoluto que se quiera medir.

También hay diferente oferta según la resolución de la salida, siendo bastante común un valor de 10-13 bit y la sensibilidad de medida, entendida como la precisión o valor mínimo a partir del cual se aprecia variación en la medida.

Otro factor a tener en cuenta es la frecuencia de muestreo, determinante a la hora de monitorizar situaciones complicadas como puede ser en el caso la detección de una caída.

3.4.2.1. Angel4

El detector de caídas Angel4, desarrollado en el proyecto FATE (Fall Detector For Elderly) de Sense4Care, es un dispositivo comercial que mediante un acelerómetro triaxial LIS2DH de ST Microelectronics y un algoritmo específico desarrollado por el Ceptd en proyectos europeos, asegura una tasa de acierto del 95 %.



Figura 3.13: Dispositivo Angel4, de Sense4Care [8].

El aparato, de dimensiones reducidas, se coloca en el cinturón mediante un clip de sujeción y carece de botones, siendo la detección y alarma un proceso totalmente automático.

Tiene una autonomía de 3 meses y emplea 3 pilas AAA.

Dispone además de una aplicación móvil, desde la que podrás configurar tus preferencias sobre el servicio. En caso de alerta, el detector notifica a la aplicación del teléfono móvil, que procede a enviar un SMS a las personas de la lista de contactos seleccionadas.



Figura 3.14: Aplicación móvil del sistema detector Angel4 [8].

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tamaño reducido. ▪ Control a través de una aplicación. ▪ Envío de mensaje a una persona de la lista de contactos. ▪ Porcentaje alto de acierto. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Coste elevado en relación a otros dispositivos de esta categoría. ▪ Uso de pilas.

Tabla 3.10: Ventajas e inconvenientes del sistema Angel4.

3.4.2.2. Wiimote

El detector de caídas mediante Wiimote es un proyecto de la Universidad de Valladolid que hace una propuesta novedosa, empleando el mando de la consola Wii para este fin. Haciendo uso de su acelerómetro integrado triaxial ADXL330 se propuso detectar las caídas haciendo uso de los valores registrados en las actividades normales diarias, para detectar el comportamiento inusual de una posible caída al registrar valores inusuales.

Su sistema propuesto cuenta con los siguientes componentes:

- **Mando Wiimote:** utilizado para registrar los valores del movimiento del paciente.
- **Aplicación en el PC:** Recibirá los datos del mando vía bluetooth y realizará el análisis de los mismos, para determinar la existencia de una caída. Cuando esto ocurra, a través de Internet enviará una notificación al servidor del personal médico.



Figura 3.15: Representación del funcionamiento del sistema de detección de caídas Wiimote [9].

Mediante el estudio de los valores de normalidad así como los parámetros de la caída, basaron su algoritmo en la identificación del impacto de la caída. Tras este evento, se procede a comprobar la orientación del cuerpo, tanto 1 segundo antes de éste como 2 segundos después, para detectar cambios significativos.

El algoritmo que describe el funcionamiento del sistema es el siguiente:

Para la comprobación de la ocurrencia del impacto se hace uso de los umbrales identificados como máximo y mínimo en las ADL, de manera que si se sale de este rango [0.41g, 3.52g], se interpreta que se detectó un impacto. Tras identificar el impacto, haciendo uso de los valores promedio registrados tras un estudio inicial, comprueban la orientación del sujeto, y si se ha producido un cambio en esta, se activa la alarma por caída.

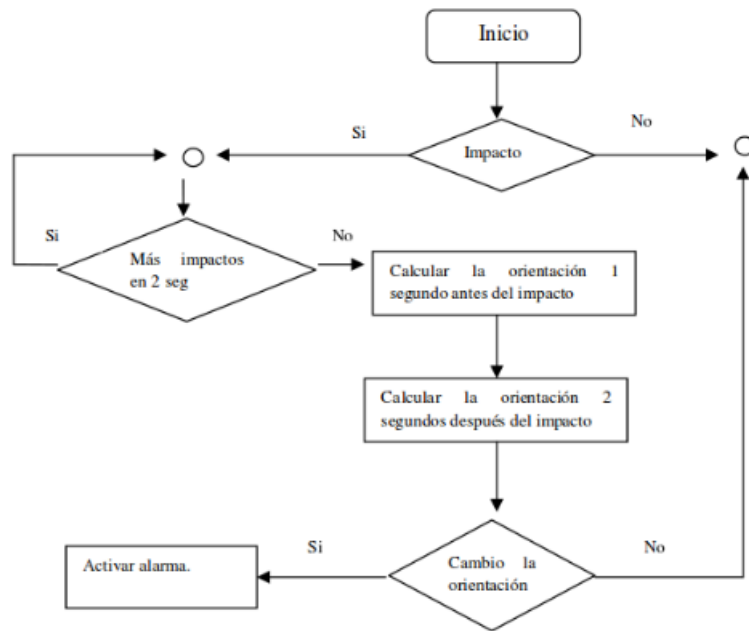


Figura 3.16: Algoritmo de detección de caídas usado en el sistema Wiimote [9].

Muy similar a esta propuesta, es la realizada por Tunstall Group en 1999, con un algoritmo de dos etapas de activación, una de detección de impacto y otra de detección de cambio de la orientación del cuerpo, mediante el uso de este tipo de sensores.

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Envío de alerta si se produce una caída. ▪ Detección de dos fases de la caída (impacto y posición horizontal) para evitar falsos positivos. ▪ Coste bajo. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tamaño del mando Wii. ▪ Baja autonomía.

Tabla 3.11: Ventajas e inconvenientes del sistema Wiimote.

3.4.2.3. Speedy

Se trata de una propuesta innovadora, consistente en un sistema detector que se basa en integrar en un reloj de muñeca toda la tecnología necesaria para alertar de posibles caídas. Trata de hacer lo menos engorroso para el paciente llevar el detector, de manera que pueda sencillamente olvidar que lo lleva puesto.



Figura 3.17: Prototipo Speedy [10].

El camino hacia la detección de la caída pasa por la integración en este reloj de dos acelerómetros ADXL202, que miden la aceleración en los tres ejes y aplican un algoritmo multietapa para su identificación. Mediante la obtención del valor de la normal de la aceleración y el valor de la velocidad durante la caída al suelo mediante dos aproximaciones, detectan al superar estos valores unos umbrales que se ha producido una caída libre hacia el suelo.

Después de detectar esto, mediante el valor de la normal de la aceleración detectan el impacto contra el suelo y si, tras un periodo de 40 segundos, no se ha percibido actividad, se activa la alarma sonora del dispositivo. El portador podrá desactivar esta alarma presionando un botón, pero tras un margen, si no se ha pulsado, la alarma se transmite inalámbricamente a la estación base, que alertará al centro de ayuda.

El sistema, sin embargo, resultó tener una tasa de aciertos relativamente baja, detectando con precisión únicamente las caídas hacia delante, como se muestra en la figura 3.18.

Este problema puede deberse a algo que mencionan los propios desarrolladores, ya que la segunda aproximación que realizan sobre la velocidad de caída es buena siempre y cuando el dispositivo no sea girado durante la caída, resultando un gran error en caso de producirse esta rotación.

fall	#	a)	b)	c)	suces
forwards	10	10	10	10	100%
backwards	24	15	14	14	58%
sideways	11	7	5	5	45%
total	45	32	29	29	65%

Figura 3.18: Estadísticas detección de caídas Speedy. Caídas en diferentes direcciones [10].

Ventajas	Inconvenientes
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Comodidad para el paciente. Todo el sistema en un reloj. ▪ Permite al usuario descartar falsos positivos pulsando un botón. ▪ Envío de alerta en caso de no desactivar la alarma sonora. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Detecta con precisión únicamente las caídas hacia delante.

Tabla 3.12: Ventajas e inconvenientes del sistema Speedy.

3.5. Algoritmos para la detección de caídas mediante el uso de acelerómetros

Como se ha visto en los dispositivos anteriores, dentro de los sistemas basados en acelerómetros existen diferentes enfoques a la hora de detectar la caída que propone la literatura son:

- **Detección del pico de aceleración**

Los parámetros a tener en cuenta son:

1. Magnitud máxima del vector de aceleración, calculada mediante la ecuación indicada, considerando vectores mutuamente ortogonales entre sí en los ejes X, Y y Z. Todo movimiento brusco, entre ellos las caídas, producen cambios transitorios de magnitud pronunciada del orden de doce veces la aceleración de la gravedad (12g) que pueden ser detectadas, justamente, con la magnitud pico del vector de aceleración.

$$|a| = \sqrt{ax^2 + ay^2 + az^2} \quad (3.1)$$

El umbral de la aceleración pico puede ser configurado basado en datos empíricos.

El valor de aceleración más pequeño medido en una caída es de alrededor de 3g, pero usualmente es varios g superior. Las actividades de la vida diaria usualmente no exceden los 3g, pero ocasionalmente puede ser mayor durante algunos movimientos bruscos como saltar, correr y sentarse rápidamente. Ya que existe algún solapamiento para los rangos de aceleración de caídas y ADLs, se requiere otra forma de distinguir las caídas de las actividades de la vida diaria para conseguir un algoritmo más robusto.

2. Dado que los eventos de caída son breves, la duración del pico de aceleración también es un parámetro determinante para distinguir una caída de otros eventos. Según Jia (2009) la duración de un pico de aceleración en una caída es del orden de los 30 milisegundos.

- **Detección de la colisión**

Se puede implementar un sistema de detección de caídas basándose en la colisión, midiendo el valor relativo del incremento de aceleración. Si

en un cierto intervalo de tiempo la aceleración aumenta más de una cantidad, se considera colisión.

Estos algoritmos lo que hacen es: para los últimos valores (los 20 últimos por ejemplo) comprueba si el incremento de aceleración es mayor que cierto valor, considerado el umbral de incremento de aceleración.

■ Detección de las etapas de la caída

Toma en cuenta los distintos estados de la persona antes, durante y luego de una caída.[11]

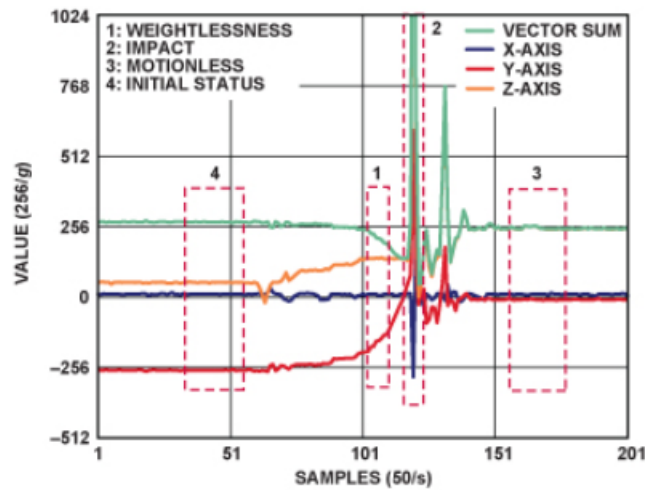


Figura 3.19: Etapas de la caída y cambios en la aceleración propuestas por Nia [11].

Estos estados son los siguientes, representados en la figura 3.19

1. **Caída Libre:** Se le ha nombrado caída libre a esta etapa a pesar de que el paciente no tiene un movimiento idéntico al de un cuerpo en caída libre, debido a su dinámica justo antes de caerse o a la resistencia que pueda presentarse contra paredes o suelo durante la caída. Esta etapa hace referencia al momento inicial de toda caída, donde el cuerpo se dirige hacia el suelo experimentando una aceleración vertical semejante a la gravedad. En esta etapa la suma vectorial de las aceleraciones disminuye de 1g hasta 0 g.
2. **Impacto:** Después de la etapa de Caída Libre, el cuerpo choca con el suelo u otros objetos, dando como respuesta un elevado pico entre 2g y 12g en la suma de los tres ejes debido a la elevada desaceleración del cuerpo.

3. **Reposo:** Tras un impacto, un cuerpo se mantiene en reposo durante un tiempo. Este tiempo puede ser muy elevado si el paciente se encuentra inconsciente, pero normalmente es menor a 10s.
4. **Posición Horizontal:** Tras una caída, el cuerpo queda en una posición diferente a la inicial.

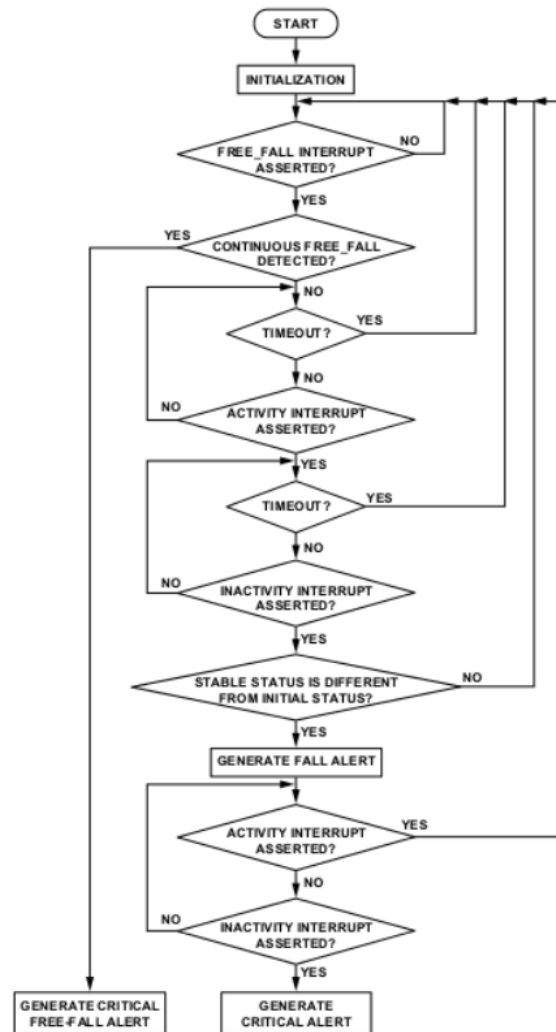


Figura 3.20: Algoritmo propuesto por Ning Jia en “Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer” para la detección de caídas mediante la detección de las diferentes etapas.[11]

3.6. Patentes

Para finalizar el estudio de dispositivos de detección de caídas existentes o en creación, se revisarán las invenciones patentadas (o solicitadas) relacionadas con la detección automática de caídas. Tras buscar utilizando Google Patents, el buscador de la Oficina Española de Patentes y Marcas (OEPM), y ciertos artículos concretos de Google Scholar, se han encontrado éstos como los más relevantes:

- **Método y Dispositivo para monitorizar la posición del cuerpo y detectar caídas usando radar (UWB RADAR)**

La patente de Josef Osterweil fue solicitada en Abril de 2007 y finalmente concedida en Julio de 2009. Como se indica en Google Patents, este ingenioso sistema utiliza un radar para generar señales que reboten contra figuras en movimiento, y analizando las señales de retorno, determinar si los datos se correlacionan con una caída.

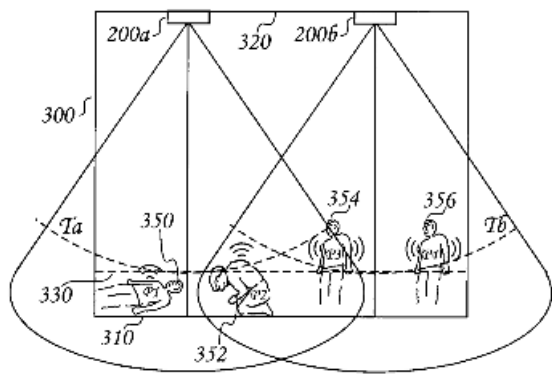


Figura 3.21: Ejemplo de detección de caída usando dos radares de zona ancha de la patente de Josef Osterweil [12].

Observando la figura 3.21, se puede deducir que el sistema funciona mediante una serie de emisores de radar repartidos por la casa, emitiendo constantemente señales de radar. Llegando a un apartado técnico, su propio inventor describe su obra como “un detector de caídas basado en un análisis espacial cuantitativo de un sujeto en un volumen supervisado [...] y el procesamiento de la imagen capturada para determinar las características físicas y otras características de un individuo supervisado”.

Este sistema se vale de una forma de procesamiento Doppler que detecta el latido del corazón y el movimiento de los pulmones al respirar para diferenciar entre seres vivos y objetos inanimados. Esta forma de procesar esta información concreta también permite detectar una caída sin necesidad de ver el cambio de posición, ya que los pulmones y el corazón tiene ritmos concretos. Aún así, el registro de la velocidad, la posición, y los datos Doppler se pueden procesar simultáneamente, ya que se registran en segmentos y anchos de banda diferentes. Esto permite una detección de caídas más eficaz.

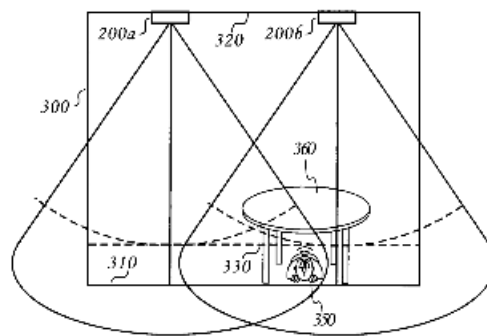


Figura 3.22: El radar no detectaría las señales Doppler del corazón y los pulmones por encima del umbral 330. En adición, habría detectado el cambio de velocidad brusco. Se produjo una caída [12].

Si se detecta una caída, este sistema emite una alarma audible y contacta con un servicio de ayuda externo (no explícito en la hoja de la patente). Existe la posibilidad añadida de desactivar la alarma si se da el inconcebible caso de un falso positivo.

- **Método y Dispositivo electrónico para detectar caídas usando múltiples acelerómetros**

La patente fue solicitada por los inventores Michelle A. Clifford, Rodrigo L. Borrás, Leticia Gómez y Akihiro Ueda el 1 de Diciembre de 2004. Fue finalmente concedida el 13 de Marzo de 2007 y actualmente sigue en activo.

Esta invención proporciona un sistema y un método para la detección de caídas basado en múltiples acelerómetros. Para detectar la caída, un procesador recibe las lecturas de los acelerómetros y las compara con ciertos rangos de valores continuamente.

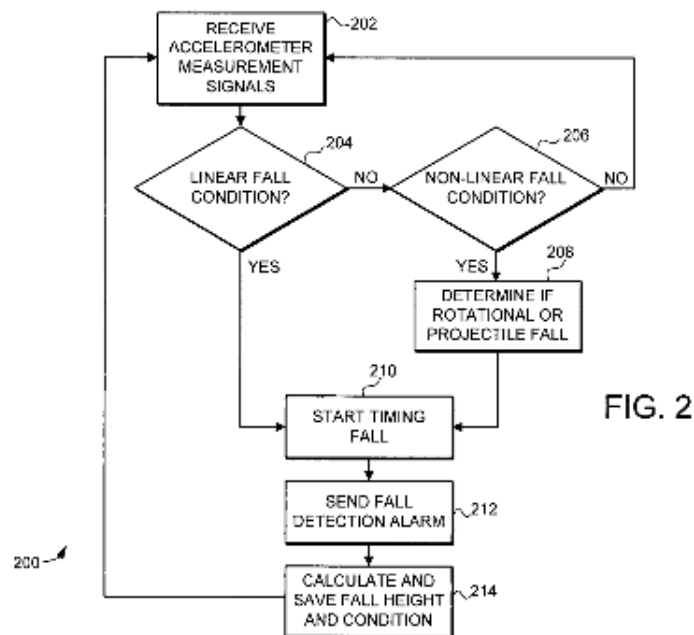


Figura 3.23: Diagrama de flujo del sistema multi-accelerómetro propuesto por la patente [13].

Gracias a la utilización de múltiples acelerómetros, este sistema puede detectar de manera fiable caídas no lineales (caídas con rotación o iniciadas por fuerzas externas). Para que esta detección sea realmente fiable, compara combinaciones de los datos recogidos por los acelerómetros con respecto a unos rangos y determina la suavidad de esas combinaciones. Si se dan esas circunstancias (rangos sobrepasados y

combinaciones suaves), una caída no lineal se ha producido.

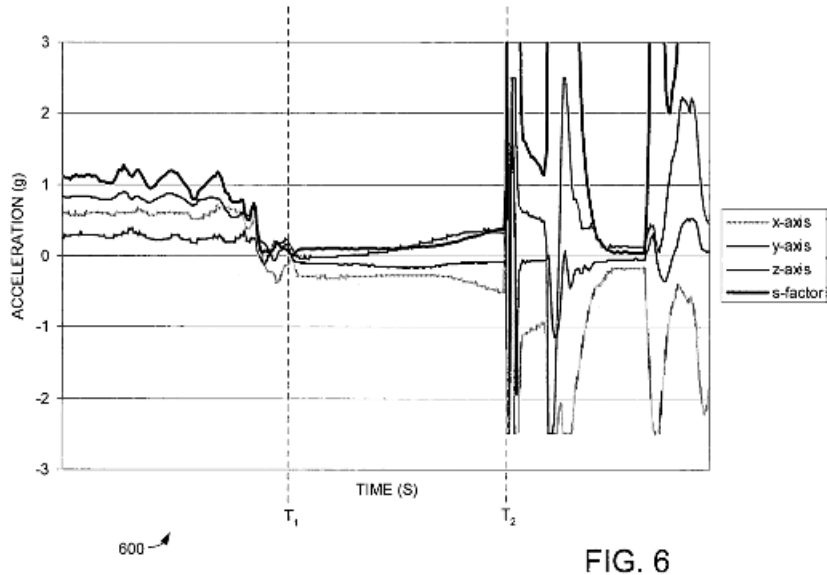


Figura 3.24: Valores de x, y, z, así como el valor del s-factor(suavidad) recogidos en una caída típica. [13]

Si se detecta que el paciente está cayendo (de manera lineal o no), el procesador envía una señal concreta al dispositivo. Según el tipo de señal enviada, el aparato puede suspender el funcionamiento y/o realizar una copia de seguridad de datos sensibles.

En adición, el sistema puede registrar la altura de la caída (cálculo desde que comienza la caída hasta el impacto). Así, se registran distintos valores, el sistema aprende, y pasa a ser más robusto.

Esta invención se puede utilizar en muchos dispositivos electrónicos diferentes. Por ejemplo: en reproductores, teléfonos, buscas, cámaras de fotos, vídeo... Todos se pueden adaptar para detectar una caída y proporcionar una señal de aviso al dispositivo.

Este sistema utiliza como mínimo tres acelerómetros. Los rangos de detección de caída son de +/- 4g.

3.7. Requisitos del sistema

Tras el estudio de los sistemas y propuestas existentes en el mercado, es necesario definir una serie de requisitos a tener en cuenta a la hora de implementar y diseñar el sistema.

Varios de los requisitos han sido justificados basándose en el artículo de la Revista de geriatría y gerontología sobre las características necesarias en la implementación de este tipo de dispositivos [14], mientras que otros han sido incluidos fruto de la investigación realizada en este proyecto.

El único requisito funcional presente en algunos de los sistemas mencionados anteriormente (sistemas PIR 3.3.1.1 , Vigi'fall 3.3.3.1 y Angel4 3.4.2.1 entre otros) que se ha considerado imprescindible encontrar en el sistema sistema es el **envío de alertas**.

Varios de los dispositivos analizados envían una señal de alerta cuando se produce la detección de la caída. El problema de estos dispositivos radica en que la gestión de las alertas la realiza el centro médico o una compañía de gestión de las alarmas. Otros dispositivos están diseñados para detectar la caída pero, en cambio, no envían ningún tipo de alerta o respuesta.

Se ha considerado importante el diseño de un sistema que alerte a familiares, cuidador o pareja del paciente.

Por otra parte, se han identificado los siguientes requisitos no funcionales:

1. Fiabilidad del sistema

Llevar un dispositivo de detección es una complicación adicional para las personas mayores y merece la pena sólo si el sistema es fiable en la detección de caídas y situaciones anormales. Uno de los objetivos más importantes del producto es dar más confianza a los usuarios en su vida diaria. Tal objetivo se consigue solamente con un sistema altamente fiable. Los usuarios finales no quieren ni falsas alarmas ni caídas no detectadas. Es también importante que sea un producto resistente ante golpes, y que disponga de una alta autonomía y conectividad.

Se ha visto que algunos de los dispositivos no detectan muchas de las posibles caídas pero en cambio tienen una alta fiabilidad en ciertos tipos de las mismas. Es importante que el sistema disponga de la opción de cancelar la alerta y que , aunque aumente el número de falsos positivos, detecte el mayor número posible de caídas.

Otro ejemplo destacable es el de la propuesta del sistema mediante

reconocimiento de posturas pudiendo haber problemas en la detección en caso de que el paciente se tumbe.

2. Sistema portable

Algunas de las carencias que se han visto en los dispositivos basados en infrarrojos o basados en monitorización mediante visión están relacionadas con la portabilidad del aparato. Resulta verdaderamente importante diseñar un dispositivo que detecte el mayor número de caídas posibles.

En el caso de estos dispositivos de detección, podría darse la situación de que algún objeto obstaculizara la “visión” y no detectara alguna de las caídas. Por este motivo, se ha visto que los sistemas portátiles ofrecen cierta ventaja frente a los sistemas fijos.

3. Diseñar un aparato para llevar no molesto y discreto

A pesar de las ventajas que suponen los sistemas portátiles, para las personas mayores, el hecho de llevar un detector de caídas se percibe como algo molesto y bastante alarmante: pierden autonomía y es duro admitir la necesidad de un servicio como éste.

Para hacerlo más fácil, hay que hacer un esfuerzo para diseñar un detector de caídas discreto y que no sea molesto en la vida diaria de las personas mayores. Lo ideal sería que los demás no vean que alguien lleva el detector de caídas. En general es una cualidad que cumplen varios de los dispositivos estudiados.

4. Interfaz de usuario y utilización fácil

Las personas mayores no están acostumbradas a las nuevas tecnologías y a los aparatos electrónicos, y el proceso de aceptación es siempre más difícil que en gente joven. La interfaz del detector tiene que ser simple, intuitiva y fácil de usar. La información que se enseña debe ser clara. Teniendo en cuenta posibles pequeñas discapacidades de las personas mayores, deberán utilizarse tanto las señales visuales como las auditivas.

Finalmente, se pondrá un botón de alarma en la interfaz que permitirá desactivar una alarma generada automáticamente. De igual manera,

sería muy positivo contar con otro botón para poder activar una alarma voluntariamente si el usuario lo necesita.

5. Respeto a la privacidad y datos personales

Algunos de los datos manejados por el detector y el centro de llamadas se consideran críticos y deberán protegerse para asegurar la privacidad de los datos. En efecto, la información como la localización del usuario o la actividad de la vida diaria se consideran suficientemente personales como para tratarse con las consideraciones necesarias y así respetar la privacidad de los usuarios.

Los dispositivos que utilizan sistemas basados en cámaras, infrarrojos o sistemas de posicionamiento desvelan los hábitos e incluso la posición del paciente en cada momento. Consideramos importante el diseño de un sistema que desvele la mínima información posible acerca del paciente.

6. Sistema económico

Uno de los inconvenientes que se encuentra en la mayoría de los sistemas es el precio. En general los componentes y tecnología incluida en los sistemas de detección de caídas analizados implican un elevado coste de los mismos. En el caso de los dispositivos basados en cámaras, sería necesario comprar varias para poder monitorizar toda la casa.

Resulta importante el hecho de diseñar un dispositivo económico, de modo que cualquier persona pueda acceder a él.

En la tabla 3.13 se muestra el grado de cumplimiento de estos requisitos sobre los sistemas investigados, indicándolo en la escala MA-Muy alto, A-Alto, M-Medio, B-Bajo y MB-Muy bajo.

	Fiabilidad	Portabilidad	Alertas	No molesto y discreto	Interfaz y fácil uso	Privacidad	Bajo coste
Tunstall PIR3.3.1.1	M: necesidad de configurar para determinada situación y poder darse otra A: Problemas si hay "obstáculos" en la visión	MB: un dispositivo en cada habitación a monitorizar MB: ídem	M: a la compañía, no avisa a familiares MB: no especificado	MA: situado en una esquina de la habitación por ejemplo A	M: precisa ajuste de configuración (mascotas por ejemplo) MA	B	B, precio elevado del servicio
Kinect3.3.1.2	A: Problemas si hay "obstáculos" en la visión	MB: ídem	MA: permite llamar a las personas deseadas MB: no especificado	A	MA	MB: Constante visión de la actividad del paciente. MD: ídem	MB: numerosos dispositivos para la vivienda
Extracción siluetas3.3.2.1	M: 97% detecciones, 5% falsos positivos al día	MB: ídem	MA: permite llamar a las personas deseadas MB: no especificado	A	A	MD: ídem	MB
Reconocimiento de posturas 3.3.2.2	A: 97,08% detecciones, 0,8% falsos positivos	MB: ídem	MB: no especificado	A	A	MD: ídem	M
Vigi'Fall 3.3.3.1	A	A	M: Conexión con la centrar, no familiares MB: no envía alertas	MA:parche en la piel A: dimensiones reducidas	MA	A	B: Coste del servicio A
Wagyromag3.4.1.1	M	A	MA: no envía alertas MA: conectividad constante.	A: ídem	MA	A	A
Red GSM3.4.1.2	A	MA: en exteriores, localización GPS	MA: conectividad constante. MA, SMS a las personas deseadas	A: ídem	MA	A	M
Angel43.4.2.1	A	MA: cinturón, clip de sujeción	MA, SMS a las personas deseadas A	A: ídem	A: Precisa configuración	A	MB: Alto coste del dispositivo
Wiimote3.4.2.2	A	A: Conexión Bluetooth	A	B: Mando de grandes dimensiones	M	M	M: Necesario mando para desplegar el sistema M
Speedy3.4.2.3	B: Fallos en la detección de caídas hacia atrás y laterales.	MA: Reloj en la muñeca	M: al centro de ayuda, no a los familiares.	MA	MA: un botón para desactivación de alerta	A	M

Tabla 3.13: Valoración del nivel de cumplimiento de los requisitos mencionados en los sistemas investigados.

3.8. Microordenadores para prototipado rápido

La decisión de elegir los componentes del sistema, de tal manera que cumplan los requisitos anteriormente descritos, no resulta trivial. La variedad de dispositivos hardware en el mercado para prototipar este tipo de sistemas es realmente amplia.

Inicialmente se estudió la posibilidad del desarrollo sobre un microcontrolador estilo Arduino, en concreto se investigó el modelo Yún, diseñado para uso en proyectos de Internet of Things.

Como indican en su página web [20], cuenta con un microcontrolador encargado de procesar la entrada y la salida de la placa, con un microprocesador tipo MIPS a 400MHz y 64 MB de memoria RAM. Como sistema operativo utiliza Linino, una distribución Linux basada en OpenWRT y diseñada especialmente para IoT.

Una de las características más destacadas de esta placa es la conexión Wifi que viene incorporada de serie en ella.

A pesar de todas sus ventajas, se decidió utilizar un microordenador en lugar de un microcontrolador por tres motivos: el rendimiento general de los microcontroladores es inferior a placas del estilo Raspberry o BeagleBone, es más sencillo el desarrollo de un sistema como el que se quería hacer (permite acceso remoto, depurar directamente sobre la placa...) y , por otra parte, tras la investigación de otras opciones, la placa Yún tiene un coste más elevado, con un precio aproximado de 52 €.



Figura 3.25: Arduino Yún.

Mediante el uso de Social Compare [21] se ha analizado una serie de placas ARM que podrían encajar en este proyecto, como se muestra en la tabla 3.14.

	SoC	RAM	Flash	Wi-Fi on board	SPI I2C GPIO	Dimensiones (mm)	€
A13-OLinuXino	Cortex-A8 (1 GHz)	512MB	No	Módulo opcional	Sí	120x120	45
BeagleBoard-xM	Cortex-A8 (1 GHz)	512MB	No	No	Sí	82.5x82.5	133
BeagleBONE BLACK	Cortex-A8	512MB	2GB	No	Sí	54.61x86.36	40
CubieBoard	Cortex-A8 (1 GHz)	1GB	4GB	No	Sí	99.8x59.9	44
DevKit8000	Cortex-A8 (600MHz)	256MB	256MB	No	Sí	110x95	151
DevKit8500D	Cortex-A8 (1 GHz)	512MB	512MB	No	Sí	136.2x105.3	177
Hackberry	Cortex-A8 (1.2 GHz)	1GB	4GB	Sí	No	85.60x54	58
IMX53QSB	Cortex-A8 (1 GHz)	1GB	No	No	Sí	76.2x76.2	133
Nitrogen6X	4 x Cortex-A9 (1 GHz)	1GB	2MB (SPI)	Módulo opcional	Sí	114.3x76.2	177
iMX6Q SabreLite	4 x Cortex-A9 (1 GHz)	1GB	No	No	Sí	76.2x76.2	177
MK802 II	Cortex-A8(1 GHz)	1GB	4GB	Sí	No	89x35	31
Kimdecnet B12	2 x Cortex-A9(1,6 GHz)	1GB	8GB	Sí	No	98x40	59
ODROID-U	4 x Cortex-A9(1,4 GHz - 1,8 GHz overclock)	1GB	No	No	No	48 x 52	61
OLINUXINO-MICRO	ARM926EJ-S (454 MHz)	64MB	No	No	Sí	86.4x43.2	24
PandaBoard	2 x Cortex-A9(1 GHz)	1GB	No	Sí	Sí	114.3x101.6	155
PandaBoard/ES	2 x Cortex-A9(1,2 GHz)	1GB	No	Sí	Sí	114.3x101.6	144
Raspberry Pi model B	ARM1176JZ-S (700 MHz)	512MB	No	No	Sí	85.6 x 54	25
Raspberry Pi 2	4 x Cortex-A7 (900 MHz)	1GB	No	No	Sí	85.6 x 56.5	31
Raspberry Pi Zero	ARM1176JZF-S (1 GHz)	512MB	No	No	Sí	30 x 65	4.45
SKY-S9500-ULP-C02 aka Snowball	2 x Cortex-A9(1 GHz)	1GB	4 GB / 8 GB (e-MMC)	Sí	Sí	85 x 85	322
Wandboard Dual	2 x Cortex-A9	1GB	No	Sí	Sí	95 x 95	88
Wandboard Quad	4 x Cortex-A9	2GB	No	Sí	Sí	95 x 95	115
Wandboard Solo	Cortex-A9	512MB	No	No	Sí	95 x 95	70
Pine A64+	4 x Cortex A53 64-bit(1,2 GHz)	1 o 2GB	No	Opcional	Sí	79 x 127	17
Pine A64	4 x Cortex A53 64-bit(1,2 GHz)	512MB	No	Opcional	Sí	79 x 127	13

Tabla 3.14: Comparación de las distintas placas ARM existentes en el mercado.

Una vez analizadas las distintas alternativas, contemplamos las siguientes plataformas hardware para el desarrollo del sistemas ambientales.

- **Beaglebone**

La primera de nuestras alternativas se trata de BeagleBoard, una placa computadora de hardware libre desarrollada por Texas Instruments, que cuenta con un procesador ARM. Se trata de una placa de dimensiones reducidas y bajo coste, unos 36 €, por lo que ha resultado muy adecuada para el despliegue del sistema propuesto.



Figura 3.26: Logo BeagleBoard.

En concreto se ha investigado la placa BeagleBone Green, un modelo diseñado específicamente para proyectos centrados en sensorización desarrollado con la colaboración de Seeed Studio.

La diferencia con su placa hermana, la BeagleBone Black, reside en la integración de dos conectores Grove (I2C y UART) en la placa a cambio de la eliminación del conector HDMI. Estos conectores facilitan la utilización de los sensores del mismo nombre, los sensores Grove. También es posible la conexión mediante GPIO de distintos dispositivos de entrada o salida.

Además de las ventajas respecto a sensorización, la BeagleBone Green es compatible con un gran número de sistemas operativos, desde un sistema residente Debian precargado en una memoria EEPROM, hasta Ubuntu, ArchLinux e incluso Android cargados mediante una memoria SD externa. Además es posible el desarrollo de software en varios lenguajes utilizando el entorno Cloud9 IDE sobre Node.js con la “BoneScript library”.

Esto, junto con el conector Ethernet sobre USB integrado en la placa, elimina la desventaja de la supresión del HDMI en esta versión de la placa.[22] [23]

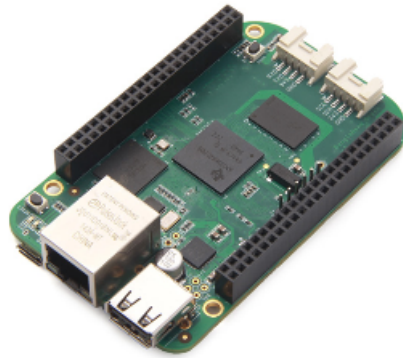


Figura 3.27: Placa Beaglebone Green de SeeedStudio.

■ Raspberry

La segunda opción que se valoró para la integración en este proyecto es la Raspberry Pi. Esta placa ha sido desarrollada por la Fundación Raspberry Pi y, al igual que en el caso de BeagleBone, existen varias versiones en el mercado.

En concreto se ha investigado el modelo Raspberry Pi Zero, una placa diseñada para la integración en sistemas portátiles y empotrados. La potencia computacional es similar a BeagleBone Green y a la de sus hermanas (Raspberry Pi A+ o B+). Cuenta con un procesador ARM a 1 GHz de un solo núcleo y 512 Mb de memoria RAM.

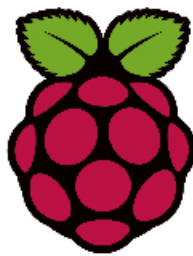


Figura 3.28: Logo Raspberry.

En cuanto a la alimentación de la placa, es similar a BBG. Cuenta con dos puertos USB, uno de ellos para la alimentación, un puerto mini HDMI y una ranura para una tarjeta micro SD. A diferencia de la BBG, no viene con ningún sistema operativo precargado, es necesario

instalar alguna de las opciones disponibles en la tarjeta SD.

Una gran ventaja de todos los modelos de Raspberry es la disponibilidad de software compatible con estas placas. Si hablamos en concreto de sistemas operativos, no es difícil darse cuenta de que sin duda es la placa que más versatilidad proporciona en este aspecto. Dispone de varias versiones Linux (Debian, Kali, Raspbian, Ubuntu, Pidora, ArchLinux, etc), Chromium de Google, Android e incluso de una versión de Windows 10.

Otra ventaja de esta placa es su bajo coste, se puede encontrar en el mercado por unos 5\$. Actualmente es la placa con mejor relación rendimiento/precio. Además, sus dimensiones son muy reducidas lo que hace que sea adecuada para el despliegue de sistemas portátiles y empotrados, eso sí, a cambio de eliminar el conector RJ45 y 2 de los puertos USB de los que otros modelos sí que disponen.

Otro factor importante de Raspberry Pi Zero es la conexión con los sensores y actuadores. Dispone de una serie de pines para GPIO y la conexión tiene que hacerse a través de una Breadboard. Es necesario montar los circuitos necesarios para el correcto funcionamiento con los sensores. Esto aumenta bastante el tamaño del sistema una vez montado.[26] [27]

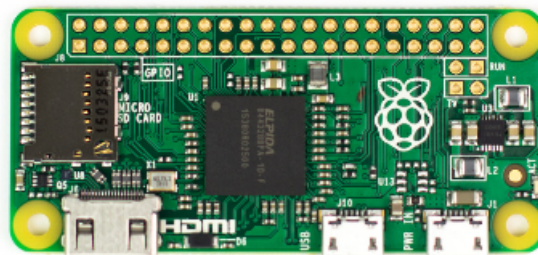


Figura 3.29: Raspberry Pi Zero de Raspberry Pi Foundation.

Capítulo 4

Diseño del sistema

Se pretende estudiar la resolución del problema desde el enfoque de los sistemas de detección portátiles. En concreto mediante la monitorización de la orientación y el movimiento del paciente, haciendo uso de un acelerómetro de tres ejes que registra estos valores en el microcomputador.

Se ha presentado como una de las opciones más sencillas para implementar con los medios de los que disponemos, así como una manera de profundizar en la problemática existente a la hora de diferenciar lo que es una caída de lo que no lo es, y constituye una actividad corriente de la vida del usuario.

Mediante el procesado de los datos recogidos, se pretende detectar las caídas de manera inmediata, como anomalías en las ADL del paciente que activarán el sistema de alerta.

Esto consistirá inicialmente en una señal sonora a un volumen elevado, que alerte a posibles acompañantes del paciente en la vivienda de la situación.

Esto se conseguirá mediante un dispositivo detector portable, colocado en un lugar accesible para el paciente y a la vez que proporcione una buena sujeción. Por todo ello, se ha decidido incluir el detector en el cinturón, sujeto con un clip. El dispositivo será pequeño, de manera que pueda ir oculto debajo de la ropa, como debajo del jersey.

Este dispositivo dispondrá de un botón para poder cancelar el estado de alerta en caso de ser necesario, como puede ser por una detección de un falso positivo, devolviendo al sistema a la normalidad.

Este es el elemento indispensable para la detección de la caída del paciente, pero se han implementado dos aplicaciones móviles que permiten al usuario interactuar con el sistema de diferentes maneras, así como personalizar ciertos aspectos del funcionamiento del mismo.

Por una parte, se ha desarrollado la aplicación MIDSAssistant, pensada para las personas que no dispongan de un cuidador y/o se encuentren solas en su vivienda. Esta aplicación nos permite de manera sencilla configurar una serie de contactos a los que notificar por llamada o SMS cuando se produzca alguna caída.

De manera complementaria, se implementó una segunda aplicación llamada MIDSCaretaker, orientada al uso por parte de un posible cuidador o pareja del paciente, de modo que reciben de manera directa a través de la aplicación las notificaciones pertinentes.

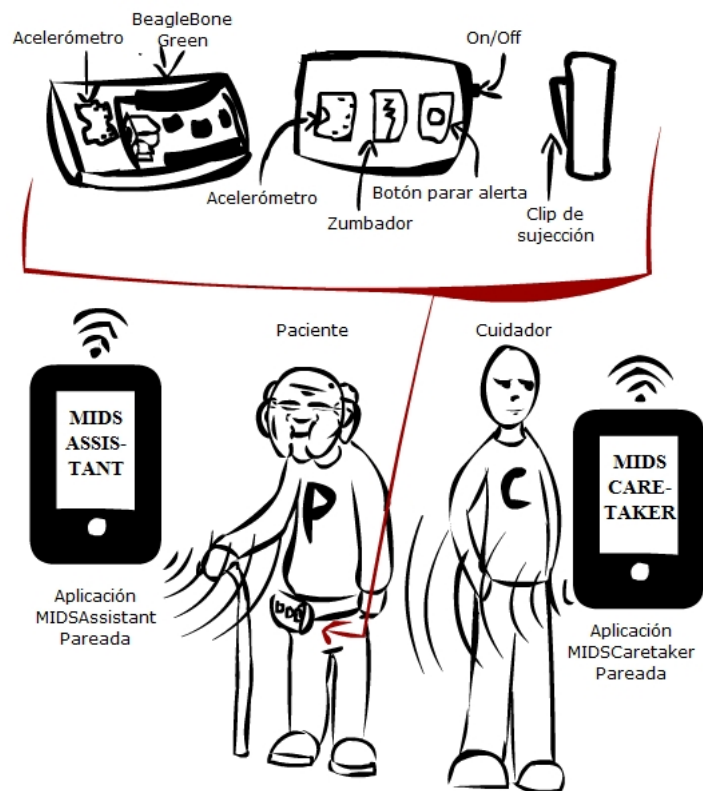


Figura 4.1: Boceto del sistema general

4.1. Casos de uso

Se han delimitado los casos a resolver, centrándose en unos tipos de caídas concretos, que permitieran conseguir una tasa de efectividad aceptable. Quedan divididos en dos grandes grupos, según el nivel de consciencia resultante de la caída, lo que condiciona la respuesta del sistema.

4.1.1. Caídas con pérdida de consciencia

Caída del paciente cuando se encuentra solo en su vivienda.

Escenario

1. El paciente se encuentra en su vivienda, caminando por una habitación.
2. El paciente se desplaza, tropieza y sufre una caída, quedando inconsciente.
3. El sistema detecta el estado de alerta, activando un dispositivo sonoro, el cual alerta a posibles personas presentes en la vivienda de su caída.
4. El sistema activa un temporizador, durante este periodo se puede desactivar el estado de alerta pulsando un botón situado de manera accesible para el paciente.
5. Al encontrarse en un estado de inconsciencia, el paciente no puede interactuar con el sistema y se trata de un estado de alerta en el que se precisa de ayuda externa.
6. Tras un periodo determinado, al no recibir respuesta por parte del paciente ni ser desactivado por el acompañante, se activará el envío de un aviso al teléfono móvil de la persona encargada del cuidado del paciente, para alertarle del estado de emergencia.

Datos recogidos

- Variación en la posición.
- Variación en la aceleración (gravedad).

Actores involucrados El paciente se encuentra solo en su domicilio, por lo que no hay otros actores implicados.

Acciones a ejecutar

1. Detección de la caída por parte del dispositivo: para ello, se registran las variaciones de posición y aceleración.
2. El sistema producirá un sonido agudo a un volumen elevado.
3. De manera complementaria, para poder descartar situaciones resueltas rápidamente o falsos positivos, dispondremos de un botón en el sistema que devolverá al sistema a una situación normal.

Fracasos posibles

1. Detección de un falso positivo.

Plan de acción:

- El sistema dispone del botón de cancelación del estado de alerta, que se sitúa en una posición accesible para él. Será pulsado por el propio paciente o por la persona que se encuentre acompañándolo.
- En caso de no ser posible la desactivación usando el botón, la monitorización de si el paciente está levantado o no, eliminaría dicho falso positivo.

2. No detección de la caída.

Plan de acción:

- Situación crítica para el sistema. Esta situación no está resuelta.

Caída del paciente cuando se encuentra acompañado.

Escenario

1. El paciente se encuentra en su vivienda, caminando por una habitación.
2. El paciente se desplaza, tropieza y sufre una caída, quedando inconsciente.
3. El sistema detecta el estado de alerta, activando un dispositivo sonoro, el cual alerta a posibles personas presentes en la vivienda de su caída.
4. El sistema activa un temporizador, durante este periodo se puede desactivar el estado de alerta pulsando un botón situado de manera accesible para el paciente.
5. La pareja del paciente se encuentra en otra habitación y acude en ayuda del paciente al escuchar la alerta sonora.
6. La pareja desactiva el estado de alerta mediante el pulsador y avisa a emergencias.

Datos recogidos

- Variación en la posición.
- Variación en la aceleración (gravedad).

Actores involucrados El paciente se encuentra acompañado por un pariente o por su cuidador.

Acciones a ejecutar

1. Detección de la caída por parte del dispositivo: para ello, se registran las variaciones de posición, aceleración y picos de sonido detectados.
2. El sistema producirá un sonido agudo a un volumen elevado, lo cual alerta a posibles acompañantes del paciente de la situación de alerta.
3. De manera complementaria, para poder descartar situaciones resueltas rápidamente o falsos positivos, dispondremos de un botón en el sistema que devolverá al sistema a una situación normal.

Fracasos posibles

1. Detección de un falso positivo.

Plan de acción:

- El sistema dispone del botón de cancelación del estado de alerta, que se sitúa en una posición accesible para él. Será pulsado por el propio paciente o por la persona que se encuentre acompañándolo.
- En caso de no ser posible la desactivación usando el botón, la monitorización de si el paciente está levantado o no, eliminaría dicho falso positivo.

2. No detección de la caída.

Plan de acción:

- Situación crítica para el sistema. Esta situación no está resuelta.

4.1.2. Caídas sin pérdida de consciencia

Caída del paciente cuando se encuentra solo en su vivienda.

Escenario

1. El paciente se encuentra descansando en el sofá de su vivienda.
2. Al levantarse, se tropieza y se cae al suelo.
3. El sistema detecta el estado de alerta, activando un dispositivo sonoro, el cual alerta a posibles personas presentes en la vivienda de su caída.
4. El sistema activa un temporizador, durante este periodo se puede desactivar el estado de alerta pulsando un botón situado de manera accesible para el paciente.
5. Al encontrarse en un estado de consciencia, el paciente podría interactuar con el sistema, pero pueden darse dos situaciones:
 - a) Es capaz de accionar el botón, desactivando el estado de alerta en caso de ser necesario.
 - b) No es capaz de accionar el botón, posiblemente por la posición en la que queda tras la caída.
6. Tras un periodo determinado, si no se recibe respuesta por parte del paciente, se activará el envío de un aviso al teléfono móvil de la persona encargada del cuidado del paciente, para alertarle del estado de emergencia.

Datos recogidos

- Variación en la posición.
- Variación en la aceleración (gravedad).

Actores involucrados El paciente se encuentra solo en su domicilio, por lo que no hay otros actores implicados.

Acciones a ejecutar

1. Detección de la caída por parte del dispositivo: para ello, se registran las variaciones de posición, aceleración y picos de sonido detectados.
2. El sistema producirá un sonido agudo a un volumen elevado, lo cual alerta a posibles acompañantes del paciente de la situación de alerta.

3. De manera complementaria, para poder descartar situaciones resueltas rápidamente o falsos positivos, dispondremos de un botón en el sistema que devolverá al sistema a una situación normal.
4. Si el paciente intenta levantarse y lo consigue, no es necesario que pulse el botón ya que el sistema lo detecta automáticamente y cancela el estado de alerta.

Fracasos posibles

1. Detección de un falso positivo.

Plan de acción:

- El sistema dispone del botón de cancelación del estado de alerta, que se sitúa en una posición accesible para él. Será pulsado por el propio paciente o por la persona que se encuentre acompañándolo.
- La monitorización de si el paciente está levantado o no, eliminaría dicho falso positivo.

2. El paciente no puede acceder al botón para confirmar el falso positivo.

Plan de acción:

- El botón para desactivar la alerta podrá ser accionado por otra persona.
- En caso de no ser posible esta medida, se procederá a la alerta mediante el envío de una notificación a la persona responsable.
- Nuevamente, en este caso, la monitorización de si el paciente está levantado o no, eliminaría dicho falso positivo.

Caída del paciente cuando se encuentra acompañado.

Escenario

1. El paciente se encuentra en su vivienda, caminando por una habitación.
2. El paciente sufre un mareo, pierde el equilibrio y se cae.
3. El sistema detecta el estado de emergencia, activando un dispositivo sonoro, el cual alerta a posibles personas presentes en la vivienda de su caída.
4. El sistema activa un temporizador, durante este periodo se puede desactivar el estado de alerta pulsando un botón situado de manera accesible para el paciente.
5. Al encontrarse en un estado de consciencia, el paciente podría interactuar con el sistema, pero pueden darse dos situaciones:
 - a) Es capaz de accionar el botón, desactivando el estado de alerta en caso de ser necesario.
 - b) No es capaz de accionar el botón, posiblemente por la posición en la que queda tras la caída.
6. Tras un periodo determinado, si no se recibe respuesta por parte del paciente, se activará la aviso.

Datos recogidos

- Variación en la posición.
- Variación en la aceleración (gravedad).

Actores involucrados El paciente se encuentra acompañado por un pariente o cuidador.

Acciones a ejecutar

1. Detección de la caída por parte del dispositivo: para ello, se registran las variaciones de posición, aceleración y picos de sonido detectados.
2. El sistema producirá un sonido agudo a un volumen elevado, lo cual alerta a posibles acompañantes del paciente de la situación de alerta.
3. De manera complementaria, para poder descartar situaciones resueltas rápidamente o falsos positivos, dispondremos de un botón en el sistema que devolverá al sistema a una situación normal.

4. Si la alerta no ha sido desactivada o no se ha detectado que el paciente se haya levantado podrían darse dos situaciones:
 - a) Si el cuidador tiene instalada la aplicación MIDS Caretaker se procederá al envío de la alerta a dicha aplicación.
 - b) Si el cuidador no la tiene instalada y únicamente se dispone de la aplicación MIDS Assistant, será esta la encargada de realizar el aviso a los contactos añadidos.

Fracasos posibles

1. Detección de un falso positivo.

Plan de acción:

- El sistema dispone del botón de cancelación del estado de alerta, que se sitúa en una posición accesible para él. Será pulsado por el propio paciente o por la persona que se encuentre acompañándolo.
- La monitorización de si el paciente está levantado o no, eliminaría dicho falso positivo.

2. El paciente no puede acceder al botón para confirmar el falso positivo.

Plan de acción:

- El botón para desactivar la alerta podrá ser accionado por otra persona.
- En caso de no ser posible esta medida, se procederá a la alerta mediante el envío de una notificación a la persona responsable.
- Nuevamente, en este caso, la monitorización de si el paciente está levantado o no, eliminaría dicho falso positivo.

3. El acompañante no escucha el sonido de la alerta.

Plan de acción:

- Si MIDS Caretaker está activa, el acompañante recibirá la alerta en su teléfono móvil.
- En caso de no ser posible esta medida, se procederá a enviar el aviso a los contactos añadidos a través de la aplicación MIDS Assistant.

4.2. Análisis

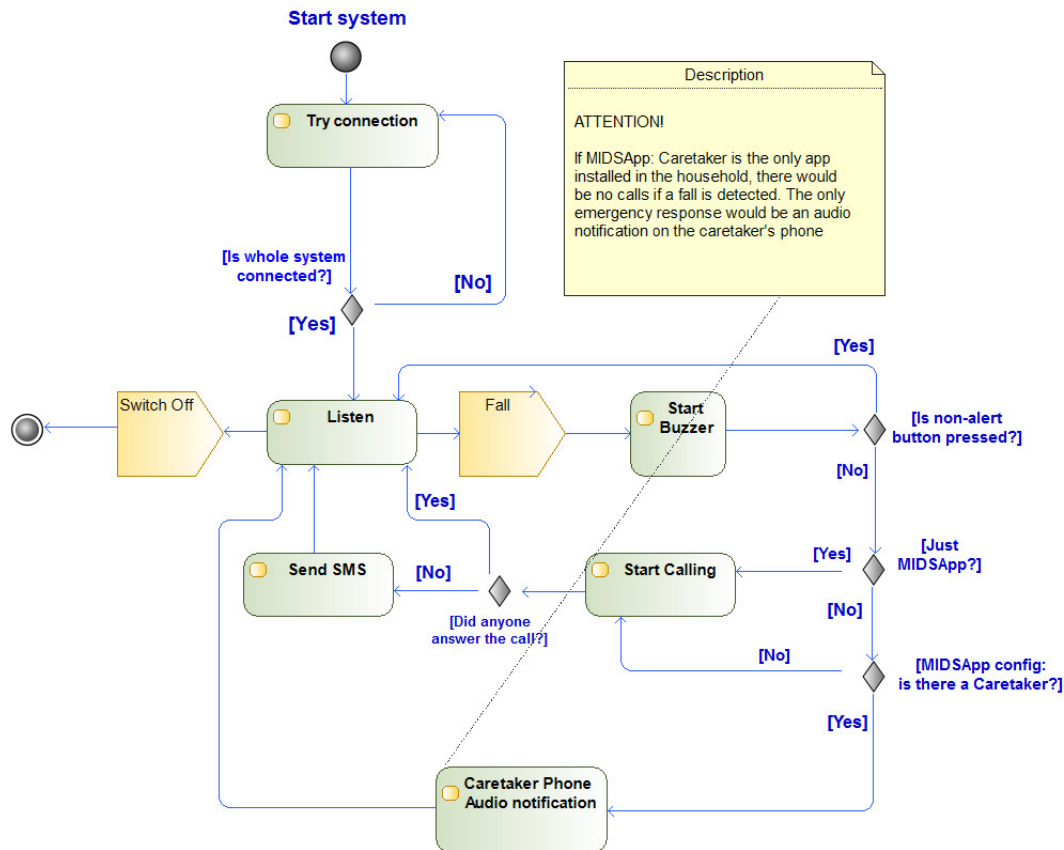


Figura 4.2: Diagrama de actividad del sistema

Como se puede observar en la figura 4.2, el sistema como tal sólo empieza a ser operativo una vez estén todas las conexiones establecidas. Estas conexiones son: el socket entre el dispositivo detector y el smartphone con la aplicación instalada y funcionando; y los sensores reconocidos correctamente por la placa.

Una vez conectado todo, MIDS empieza a registrar valores del acelerómetro. Si se cumplen las condiciones impuestas por el algoritmo de detección de caídas, la respuesta de emergencia comienza a funcionar. El paciente ha sufrido una caída.

En primer lugar, un zumbador emitirá un agudo pitido sirviendo como alerta sonora para personas que puedan estar en el mismo sitio que el paciente.

En caso de no desactivar la alerta en un tiempo determinado o conseguir ponerse en pie por un intervalo especificado, el sistema comenzará a avisar a las aplicaciones de respuesta que estén sincronizadas.

Recogemos tres casos:

1. **Sólo se encuentra instalada la aplicación MDSAssistant:** tras el zumbido, el teléfono del paciente comenzará a llamar a los contactos que previamente se hayan añadido a la agenda de llamadas en la propia aplicación. En caso de no haber ningún contacto añadido a la agenda, se recibirá la alerta y se avisará de este hecho.

Si no existe respuesta por parte del número más prioritario, se continuará notificando al resto de números añadidos al listado, por orden de prioridad. Y así será hecho en tres repeticiones, por defecto, pudiendo ser modificado por el usuario desde las opciones de la aplicación. Así, aumentarán las probabilidades de que un familiar o asistente reciba la llamada satisfactoriamente.

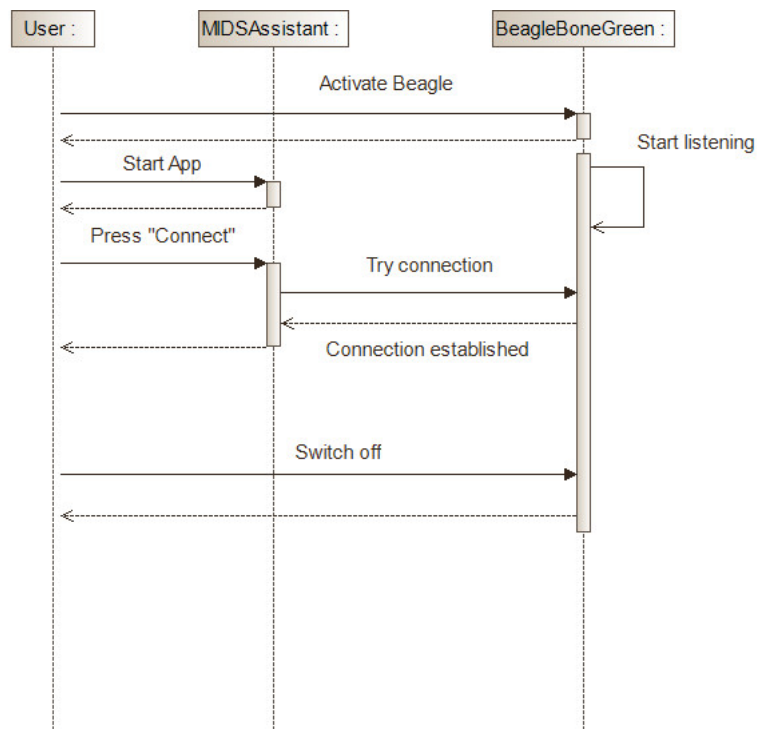


Figura 4.3: Diagrama de secuencia general del sistema. Funcionamiento base sin detección de una caída.

Finalmente, si ha sido imposible contactar con cualquiera de los contactos del paciente, se procederá al envío de un SMS al contacto que respondió a la llamada, mientras que si no hubo respuesta por ninguno de los contactos se procederá a enviar este SMS al contacto más prioritario si se tiene activada esta opción.

En el diagrama 4.3 se puede observar la secuencia de pasos que tiene que realizar el usuario para tener el sistema completamente listo: Debe encender la el dispositivo detector, e iniciar MIDSAssistant en su teléfono. Una vez estén ambos componentes activos, deberá pulsar el botón Sincronizar en la aplicación.

Si en la pantalla de su smartphone puede ver la frase “MIDS conectado”, quiere decir que el sistema en su totalidad está activo y listo para usarse.

Si no se dispone de la aplicación MIDSAssistant, la respuesta de emergencia será parcial. Aunque no haya ninguna aplicación sincronizada, el dispositivo detector es capaz de detectar caídas y activar el zumbador.

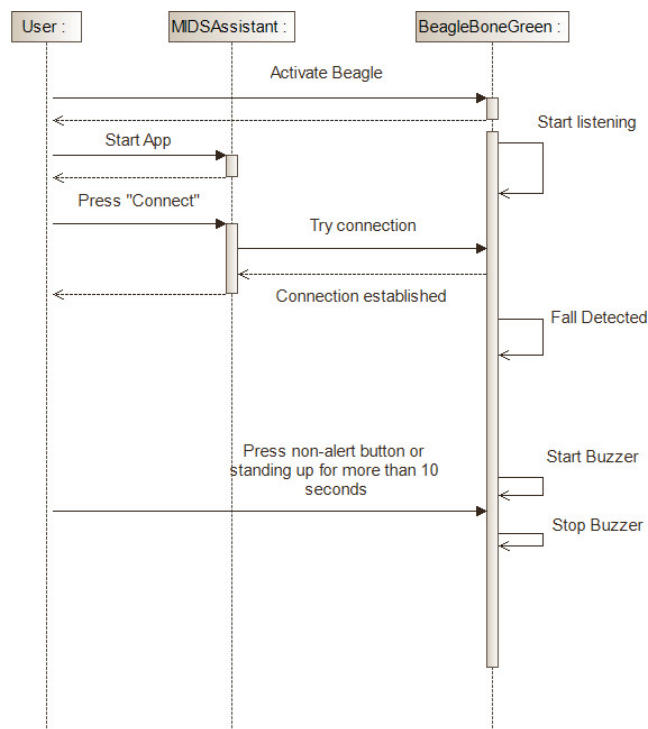


Figura 4.4: Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de emergencia finalizada mediante pulsación del botón.

Como se muestra en la figura 4.4, una vez encendida y conectada a la aplicación al detector, este comienza a registrar los valores del acelerómetro. Si el algoritmo detecta que se ha producido una caída, se activa el estado de alerta. Este diagrama muestra en concreto que, al pulsar el botón de no-alerta o al conseguir levantarse y mantenerse erguido durante más de 10 segundos, el zumbador para y se desactiva el sistema de alerta. sin notificar a ninguna aplicación.

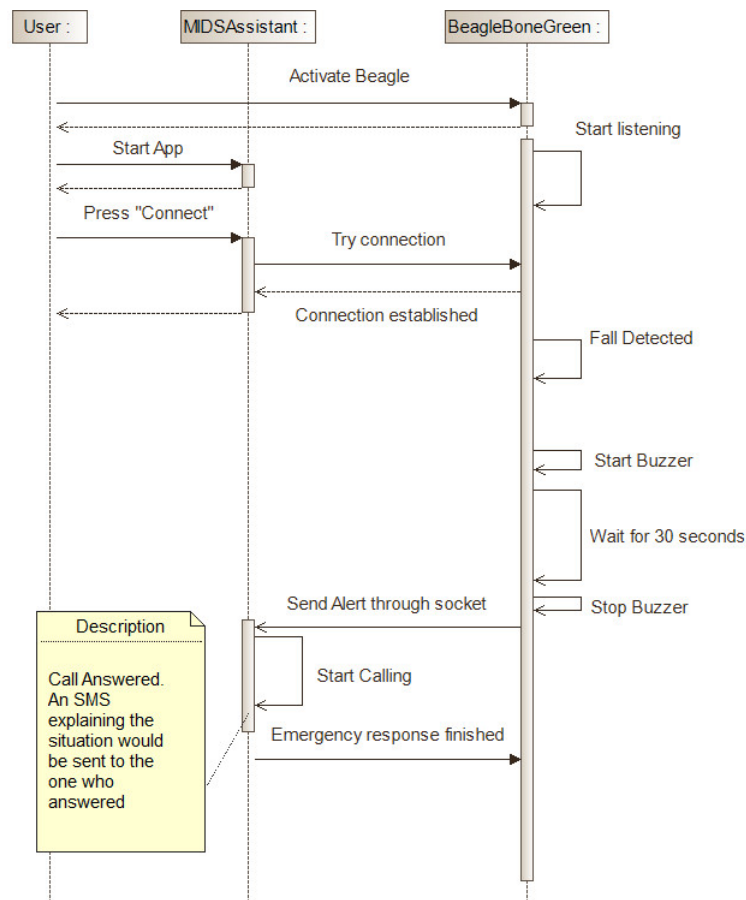


Figura 4.5: Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de emergencia finalizada por llamada respondida.

El diagrama de la figura 4.5 muestra la respuesta del sistema cuando se produce una alarma y no se pulsa el botón de no-alerta en 30 segundos o no se detecta que el paciente haya conseguido levantarse. Tras ese intervalo, el dispositivo detector envía una alerta a la aplicación MIDSAssistant y esta comienza a llamar a los contactos designados, informando vía SMS de la caída de manera complementaria al

contacto que responda a la llamada o al más prioritario si no hay respuesta por parte de ninguno si se tiene activada esta opción.

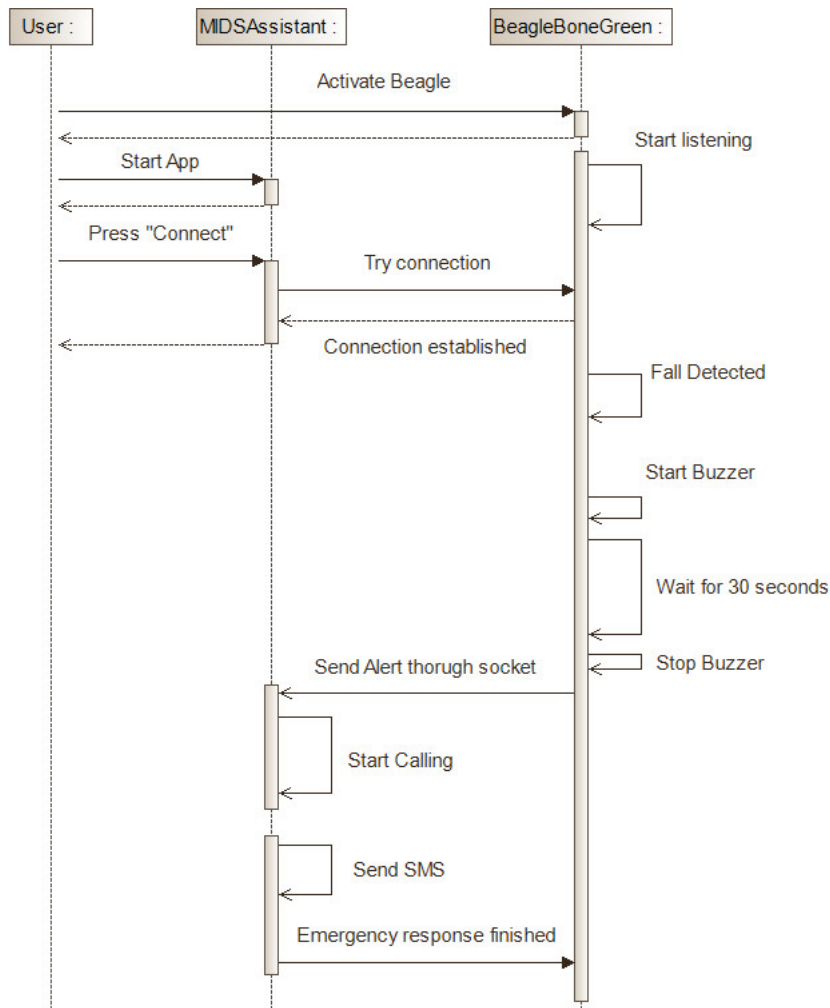


Figura 4.6: Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de emergencia completa.

La figura 4.6 muestra el comportamiento del sistema cuando se produce una alerta y no se pulsa el botón de no-alerta ni se detecta que el paciente se haya levantado. El dispositivo detector envía una alerta a la aplicación móvil, la cual empieza a llamar a la lista de contactos añadidos. Si no se ha conseguido contactar con nadie de forma inmediata, el último recurso de la aplicación es enviar un SMS al contacto más prioritario. Una vez hecho esto, el estado de alerta finaliza.

2. **Solo se encuentra instalada la aplicación MIDSCaretaker:** el teléfono del cuidador comenzará a vibrar y a sonar, avisándole, si no hubiese podido oír la señal auditiva del zumbador del paciente, de que la persona a la que está cuidando se ha caído. Este sistema más sencillo permite evitar llamadas innecesarias.

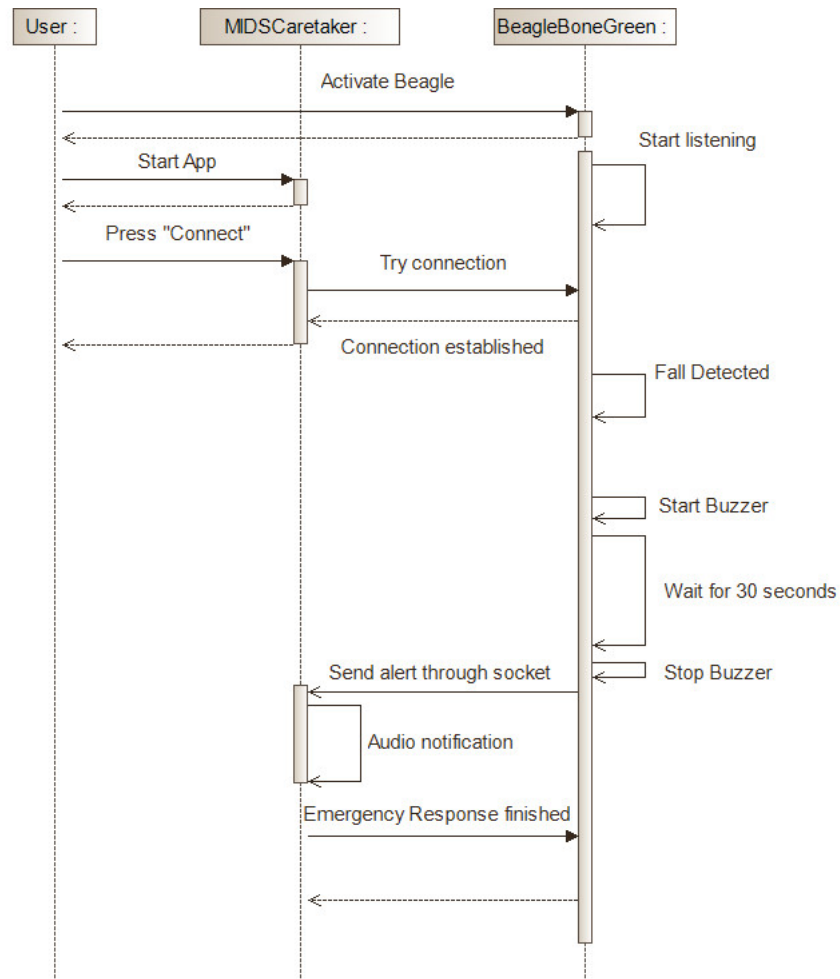


Figura 4.7: Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de un sistema con MIDSCaretaker.

La figura 4.7 muestra cómo reaccionaría MIDSCaretaker ante la caída de un paciente. Se puede observar que en cuanto se ha detectado la caída y no se ha reaccionado ante el zumbador, la aplicación del cuidador realiza una notificación para que éste acuda en ayuda del paciente inmediatamente.

3. El paciente tiene instalada MIDSAssistant y el cuidador MIDSCaretaker:

MIDSAssistant alberga una configuración que activa o desactiva la respuesta de emergencia según haya o no una aplicación MIDSCaretaker conectada al dispositivo detector.

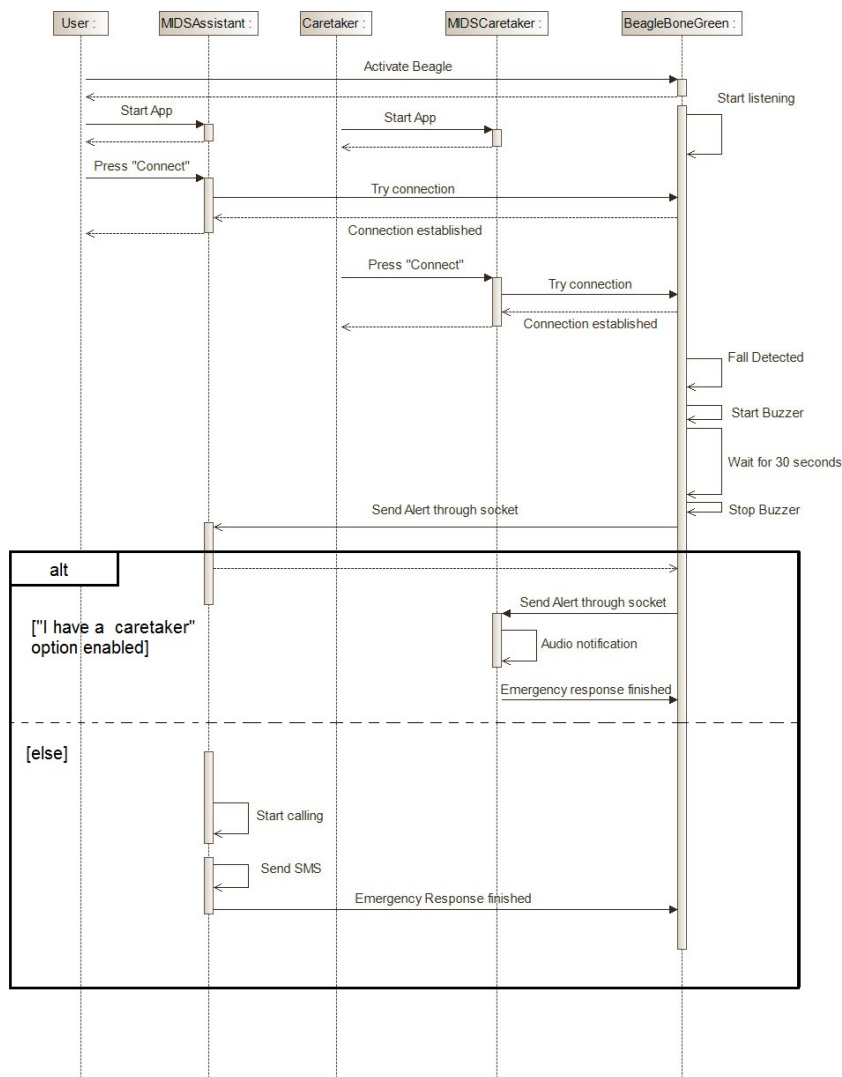


Figura 4.8: Comportamiento del sistema ante una caída. Respuesta de un sistema con MIDSCaretaker.

Como se muestra en la figura 4.8, si esta opción está activada, quiere decir que existe una aplicación MIDSCaretaker conectada. Al haber alguien pendiente y que pueda ofrecer una ayuda inmediata, no es necesario que MIDSAssistant realice llamadas ni envíe SMS, así que la única respuesta de emergencia será un aviso auditivo del smartphone que tenga instalada MIDSCaretaker.

Sin embargo, si la opción está desactivada, se indica que MIDSAssistant ignora que exista alguna aplicación MIDSCaretaker. Por lo tanto, la respuesta de emergencia será la original: si recibe una alerta, comenzará a llamar a la lista de contactos previamente creada. Si la llamada es respondida, se mandará un SMS a ese contacto concreto. Si no se responde ninguna llamada, se enviará un SMS al contacto más prioritario si se tiene activada esta opción.

4.3. Arquitectura

El sistema MIDS está constituido por dos elementos interconectados, el dispositivo detector y la aplicación de alertas MIDSAssistant instalada en el teléfono móvil del usuario, o bien la aplicación para enviar alertas MIDS Caretaker, instalada en el móvil de la persona encargada del cuidado.

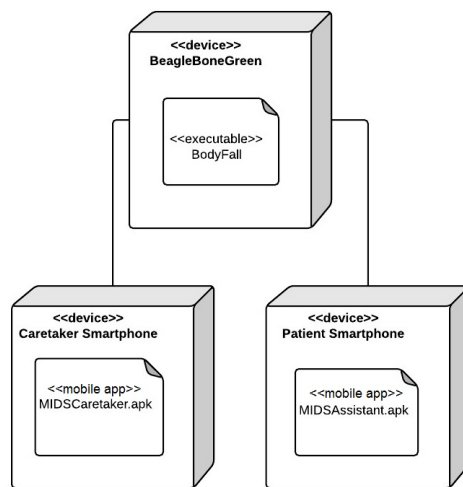


Figura 4.9: Diagrama de despliegue de los nodos del sistema MIDS.

Tal y como se puede ver en la figura 4.9, el despliegue físico necesario para que el sistema funcione conlleva la presencia de tres dispositivos: el aparato detector de caídas desplegado sobre Beaglebone Green con el ejecutable Bodyfall, un smartphone con la aplicación Android MIDS Assistant instalada y otro smartphone con la aplicación MIDS Caretaker. Cabe destacar que según la respuesta de emergencia deseada, la utilización de los smartphones puede llegar a ser opcional. El diagrama explica cómo se debería desplegar el sistema para la respuesta completa integrando todos los componentes.

La idea principal es que se pueda usar cualquier red, interconectando los dispositivos, pero durante el desarrollo se conectan mediante un router personal.

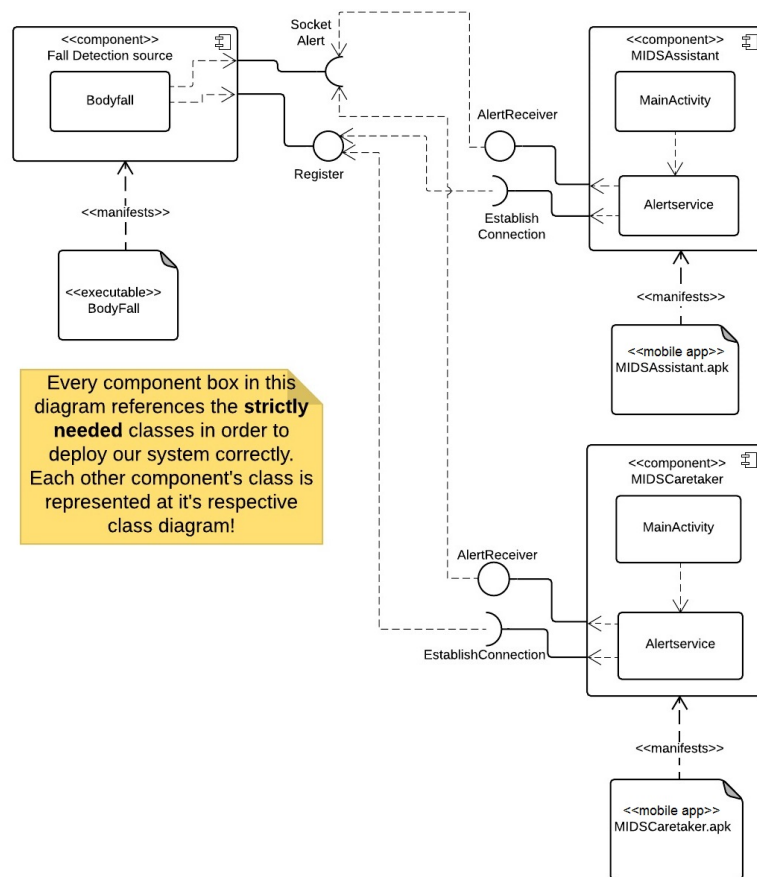


Figura 4.10: Diagrama de componentes del sistema MIDS.

El diagrama de la figura 4.10 explica cómo se despliegan los diferentes componentes del sistema. Se puede observar cómo el código que se encarga de la detección de caídas también ofrece un servidor en el que se pueden registrar sendas aplicaciones.

Tras el registro de las aplicaciones, se establece una conexión vía socket entre Bodyfall y AlertService, el servicio de la aplicación encargado de recibir las alertas del dispositivo detector.

El dispositivo detectará la caída mediante la monitorización de los sensores y activará el sistema de alerta. Inicialmente emitirá una notificación sonora y, tras un tiempo determinado, enviará una notificación a través de la comunicación previamente establecida con AlertService. Este servicio activará el sistema de llamadas, avisando a las personas deseadas de la caída del paciente o recibirá alertas directamente, en caso de ser la aplicación del teléfono del cuidador.

4.3.1. Dispositivo detector de caídas

4.3.1.1. Hardware

Tras analizar los requisitos del proyecto y comparar los distintos dispositivos del mercado, se ha decidido utilizar los siguientes componentes hardware.

BeagleBone Green

De entre las distintas placas descritas en el estado del arte, se ha decidido utilizar la BeagleBone Green. Los principales motivos para esta elección son los siguientes:

- **Facilidad de conexión con los sensores:** la BBG está diseñada para ser utilizada con los sensores Grove de SeeedStudio. No necesita BreadBoard, se conectan directamente en los puertos I2C y UART incorporados en la placa.
- **Capacidad de expansión:** permite ampliar los puertos disponibles con solo conectar una o varias capas de expansión.
- **Sistema operativo cargado en memoria EEPROM:** la velocidad en el arranque y ejecución de los programas es superior a otras placas.

Capa de expansión

Adicionalmente, se ha usado una capa de expansión llamada Grove Cape , que permite aumentar los dos conectores ya incorporados en la propia placa hasta un total de 8 conectores. De esta manera se dispone de un total de 3 conectores I2C, 3 conectores UART y 2 conectores ADC.

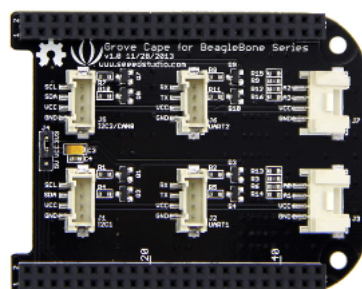


Figura 4.11: Capa de expansión para la BeagleBoard.

Sensores y actuadores

Los sensores y actuadores utilizados pertenecen a la familia Grove. Se ha decidido emplear estos sensores por dos motivos importantes:

- Son sensores de bajo consumo, no consumen gran cantidad de batería para su correcto funcionamiento.
- Se conectan fácilmente a la placa. Incorporan un conector I2C.
- Tamaño reducido.
- Bajo coste.

Sensores para la detección de la caída:

Acelerómetro ADXL345

Es uno de los elementos principales de MIDS. Sobre él recae el peso de la detección de la caída. Se trata de un acelerómetro de tres ejes, de bajo consumo, ligero y de pequeño tamaño lo cual lo convierte en el mejor candidato para integrar en MIDS. Está conectado a la placa a través de un puerto I2C.

Es un acelerómetro de alta sensibilidad que funciona desde 12.5Hz hasta un máximo de 400Hz en su modo de alto rendimiento, capaz de medir aceleraciones en un rango de 16g lo cual facilita la detección de todo tipo de caídas, desde las más suaves hasta caídas extremadamente bruscas. Con un rango operativo de temperatura de -40 a 85°C y una resolución de salida seleccionable entre 10 o 13 bits, es una buena opción para el sistema propuesto.

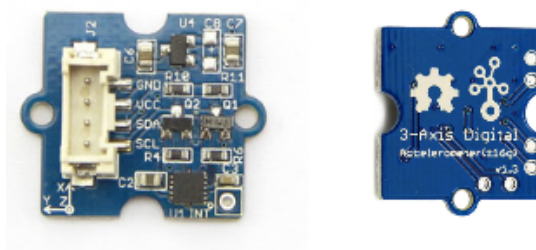


Figura 4.12: Acelerómetro ADXL345.

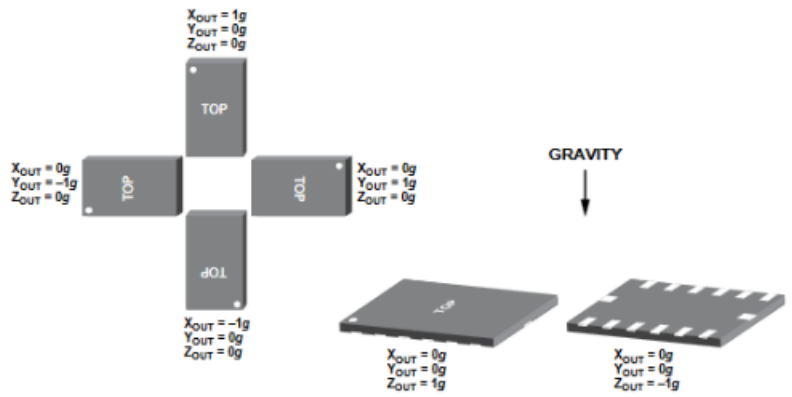


Figura 4.13: Respuesta del ADXL345 en su orientación respecto a la gravedad.

Actuadores:

1. Buzzer

La función del Buzzer es alertar al usuario de que el estado de alerta se ha activado. El componente principal del Buzzer-Grove es un buzzer piezoeléctrico que, cuando se activa, produce un pitido fuerte. Se conecta a la placa a través del puerto UART y mediante el uso de GPIO.

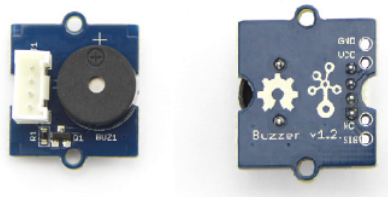


Figura 4.14: Buzzer Grove v1.2.

2. Touch Sensor

Para introducir la funcionalidad de botón supresor del estado de alerta, se ha introducido un sensor táctil. Este sensor de Grove detecta los cambios de capacidad producidos cuando se pulsa con un dedo. Al igual que el buzzer, el touch sensor también se conecta a través de UART y hace uso de GPIO.

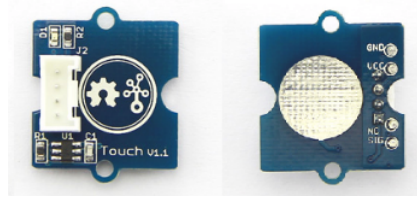


Figura 4.15: Sensor Touch Grove v1.1

Alimentación

La BeagleBone no cuenta con batería incorporada por lo que es necesario conectarla a una fuente de alimentación externa de 5V. En este proyecto se ha utilizado una Power Bank con autonomía suficiente para realizar las pruebas pertinentes. Lo ideal es utilizar una batería con autonomía suficiente para un día completo.

En concreto se ha empleado una batería portable de reducidas dimensiones de la marca Anker, modelo Astro Mini de 3200mAh.



Figura 4.16: Batería portable Anker Astro Mini.

Conectividad

Finalmente, se hace uso de un Dongle Wifi para la conexión del dispositivo a la red. Tanto el dispositivo Android del usuario como la BeagleBone estarán configurados para el uso de una IP estática de tal manera que, cuando se inicie el sistema, ambos dispositivos quedarán pareados y listos para el intercambio de información. En concreto se empleó un Dongle Wifi USB de Belkin, con velocidad hasta 300Mbps.



Figura 4.17: Dongle Wifi Belkin N300.

Para facilitar la gestión de las conexiones del sistema, se ha creado un demonio en el arranque del mismo que monitoriza el estado de la aplicación Bodyfall, de manera que si esta se desconecta la inicia de nuevo, para que el usuario no tenga que preocuparse por posibles desconexiones por parte del dispositivo detector.

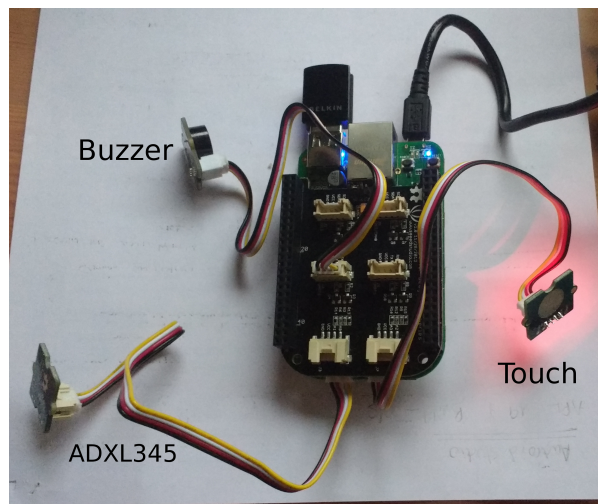


Figura 4.18: Conexión de sensores y actuadores con Beaglebone Green.

4.3.1.2. Software

La placa BeagleBone, junto con los sensores y actuadores ya descritos, se integrará en un dispositivo detector que el usuario llevará consigo en todo momento. La función de este dispositivo es la detección de la caída y el envío de información al teléfono móvil del usuario. Para lograr esta función se ha desarrollado la aplicación BodyFall sobre el sistema operativo Debian nativo precargado de BBG.

En un principio se estudió la opción del uso de Android para el desarrollo de la aplicación, sin embargo se decidió utilizar el sistema operativo precargado en BeagleBone, concretamente Debian 7 Wheezy en su versión para ARM. A pesar de que en el entorno de simulación sí se utilice Android en el dispositivo detector, en el despliegue real no es así. La razón fundamental de la elección de Debian fue un problema de integración con los sensores en Android. Tras varias pruebas y varios intentos fallidos de lectura del acelerómetro se descartó esta opción en favor de Debian.

Otro motivo fundamental para la elección de Debian 7 es la versatilidad que proporciona a la hora de desarrollar la aplicación en cualquier lenguaje y permitiendo la utilización de herramientas de todo tipo (librerías, compilador gcc...) Todo esto unido al gran rendimiento que todos los sistemas Linux proporcionan, hace que, sin duda, Debian sea la mejor opción para el desarrollo de este proyecto.

Aplicación Bodyfall

Se trata de una aplicación desarrollada íntegramente en C++. Sobre ella recae el peso de la detección de la caída. En el main de la aplicación se ejecutará el algoritmo de detección de la caída. Hace uso de varias clases para la interacción con los sensores y actuadores así como para permitir la conectividad con el teléfono del usuario, detalladas en la figura 4.19.

- *I2CDEVICE*: Es la clase utilizada para la interacción con los dispositivos I2C. Contiene una serie métodos que permiten leer los valores enviados por los distintos dispositivos que establezcan conexión a través del bus I2C.
- *ADXL345*: Esta clase se utiliza para la interacción con el acelerómetro. El acelerómetro está conectado a la placa a través de I2C, por lo que esta clase hereda de la anterior.
- *GPIO*: Clase que implementa la funcionalidad necesaria para la comunicación con los dispositivos conectados por GPIO, como son el buzzer

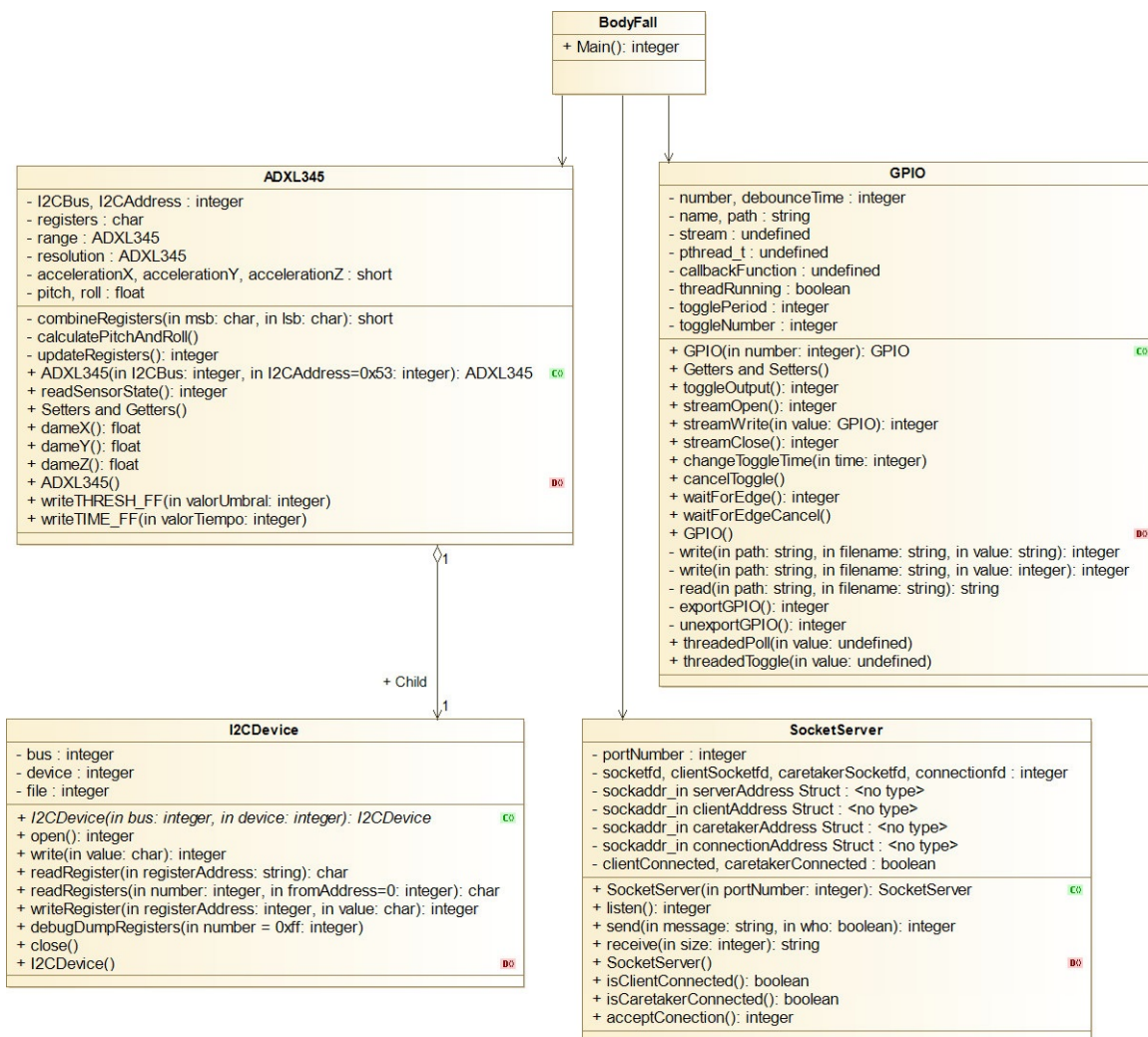


Figura 4.19: Diagrama de clases de la aplicación bodyfall.

y el touch sensor.

- *SocketServer*: Clase que implementa la funcionalidad necesaria para establecer la conexión inalámbrica entre el dispositivo y la aplicación del smartphone.

Funcionamiento

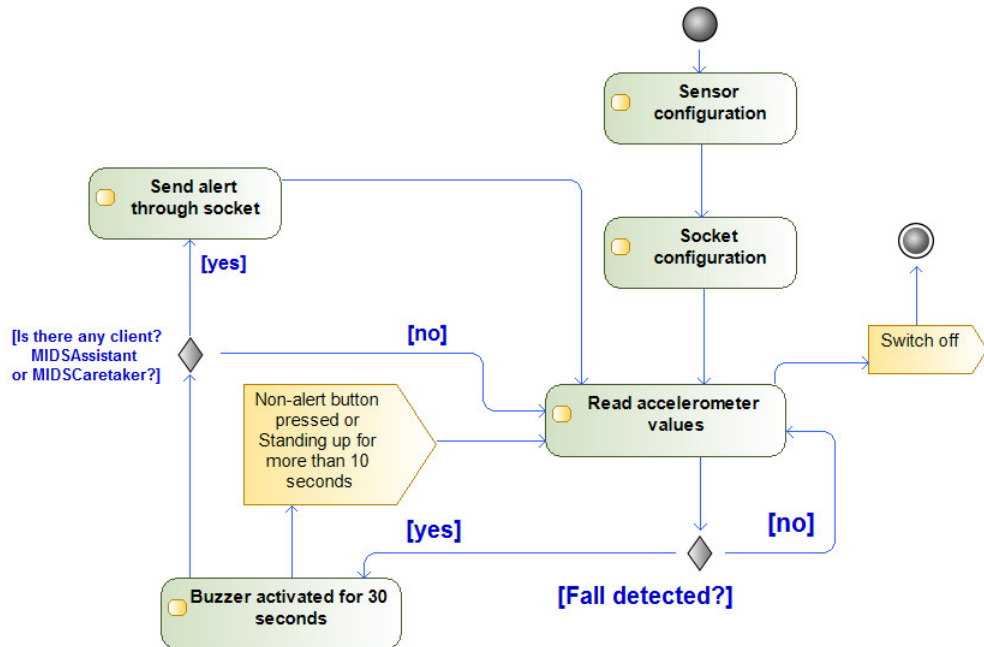


Figura 4.20: Diagrama de actividad del software construido para BeagleBone.

Siguiendo la figura 4.20, podemos reconocer que la aplicación es la que se encarga de la correcta asociación entre los distintos componentes del hardware, así como de establecer el socket que comunicará la placa con el smartphone que servirá como centro de respuesta de emergencia si se produce una caída.

Sin embargo, lo más importante es el algoritmo de detección de caídas propuesto, explicado en el punto 6.2.3.

Respuesta del dispositivo ante la detección de una caída

Tal y como se ha ido explicando, la parte hardware de este sistema cuenta con una placa, un acelerómetro, un botón y un zumbador.

El acelerómetro está continuamente registrando valores del movimiento del paciente. En el momento en el que se cumplen las condiciones impuestas por el algoritmo propuesto, la caída se ha producido y comienza el estado de alerta:

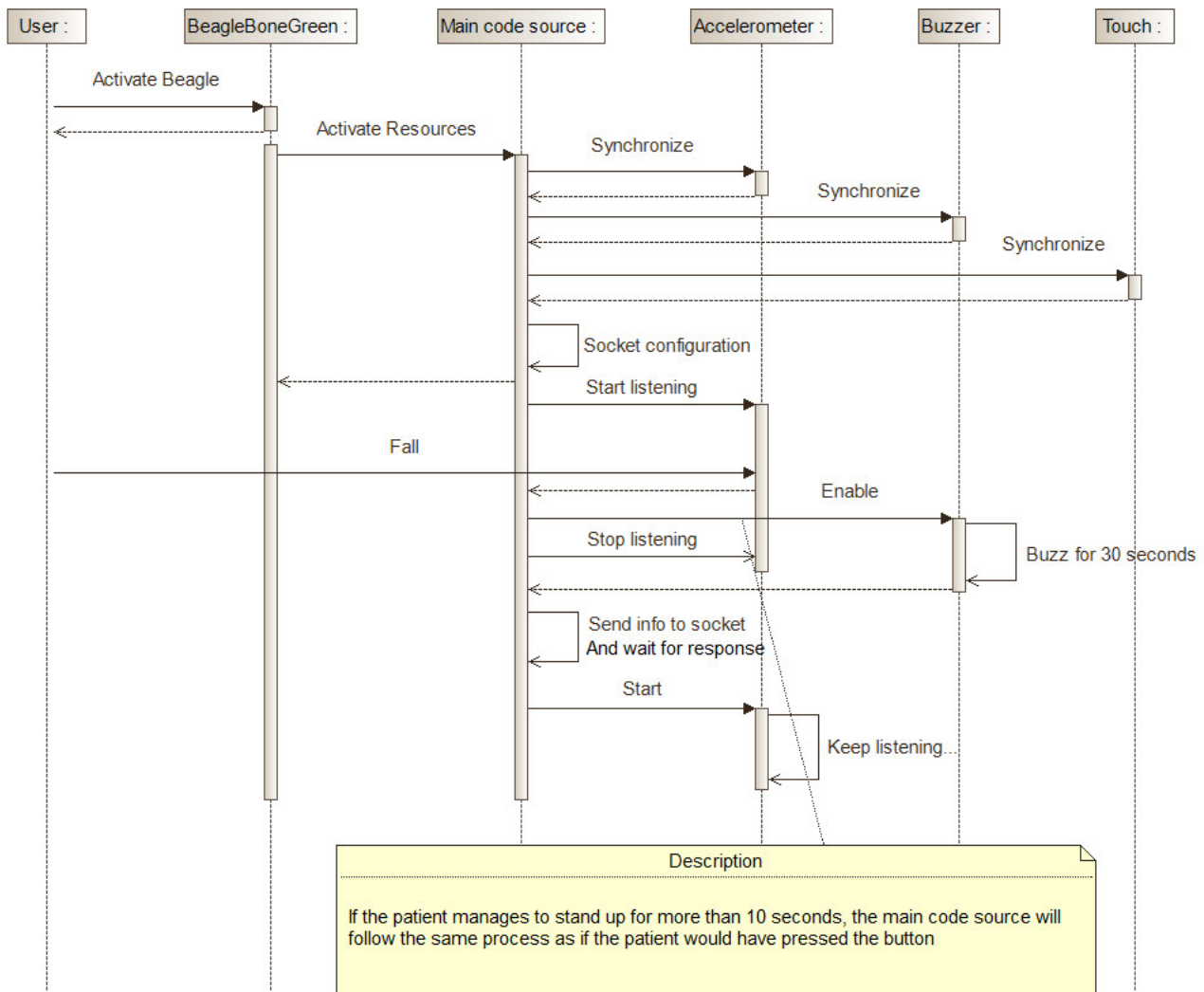


Figura 4.21: Diagrama de secuencia de la aplicación bodyfall. Pulsación del botón de no-alerta.

En el diagrama de la figura 4.21 se muestra cómo la aplicación BodyFall activa a través del código principal los diferentes dispositivos hardware montados en la placa BeagleBone. Si se detecta una caída, se activa el estado de alerta y el zumbador comienza a sonar.

Dicha alerta puede ser desactivada manualmente pulsando el botón de no-alerta o bien de manera automática si el paciente consigue ponerse en pie durante al menos 10 segundos.

4.3.2. Smartphone con la aplicación de alerta

4.3.2.1. Hardware

La aplicación está desarrollada para una API 19 o superior. No es necesario que disponga de un procesador potente ya que los únicos recursos requeridos por la aplicación son la conexión Wi-Fi y la realización de las llamadas.

4.3.2.2. Software

Descripción general de MIDS Assistant

MIDS Assistant es la aplicación que conecta un teléfono móvil con la placa BBG equipada con sensores (sistema MIDS). Se encarga de recibir una alerta del detector de caídas, y llamar a una serie de contactos añadidos por el usuario.

Es una aplicación pensada para que sea sencilla su utilización. Con solo apretar un botón, la conexión se establece y en unos pocos pasos es posible añadir los contactos a la agenda de llamadas, así como eliminar los mismos.

Arquitectura de MIDS Assistant

MIDS Assistant está construida sobre una API mínima 19, pudiendo ser utilizada por un 72,7% de los usuarios de Android.

Además del gran número de usuarios que puedan acceder a ella, al estar construida en esa API, es posible utilizarla dentro del living lab virtual PHAT.

Su diagrama de clases se incluye en la figura 4.22 y presenta las actividades y servicios detallados a continuación.

Actividades:

- **MainActivity:** Crea el servicio que permite que MIDSApp trabaje en segundo plano y permite acceder al menú de contactos. También informa, si se ha recibido una alerta, de si las llamadas de CallActivity han sido respondidas o no.
- **ContactsActivity:** Despliega los contactos añadidos (hasta un máximo de 6), incorpora la opción de borrar un contacto concreto y permite acceder al menú de creación de contactos.
- **AddContactActivity:** Un formulario con los campos necesarios para crear un nuevo contacto.

- **CallActivity:** Esta actividad es la más importante de la aplicación. Una vez recibida una alerta, CallActivity comienza a llamar de manera circular a la lista de contactos. Si una de las llamadas es respondida, cierra el bucle de llamadas. Es una forma de asegurarse de que el paciente ha sido atendido.

Servicios:

- **AlertService:** este servicio, ejecutado siempre en segundo plano tras pulsar el botón que sincroniza con el detector, es el encargado de realizar la conexión con el dispositivo detector, del cual recibe información sobre el estado del paciente. En caso de recibir el mensaje de “alerta por caída”, es el encargado de activar la actividad de llamadas.

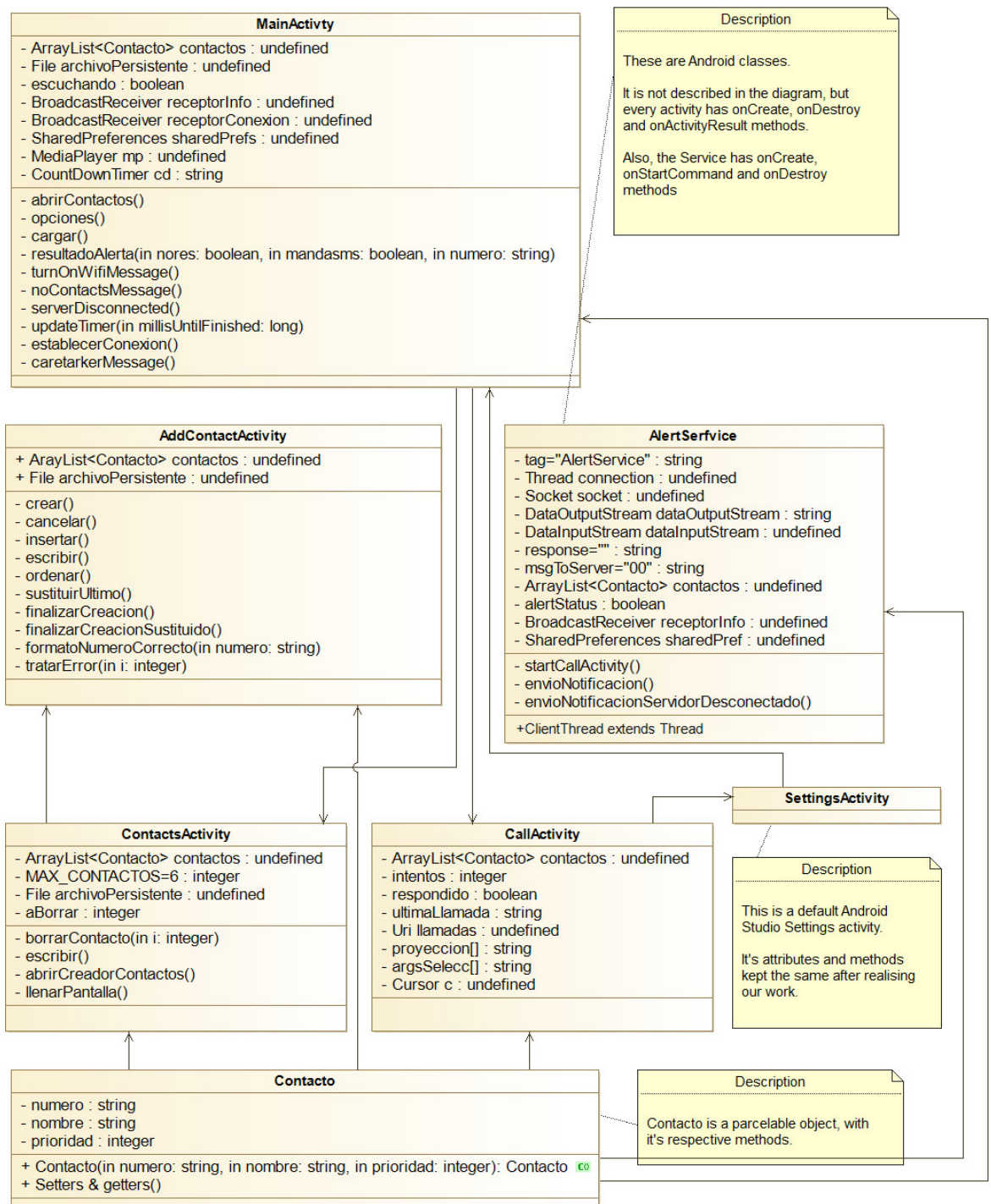


Figura 4.22: Diagrama de clases de la aplicación móvil MIDSAssistant.

Funcionamiento de MIDS Assistant

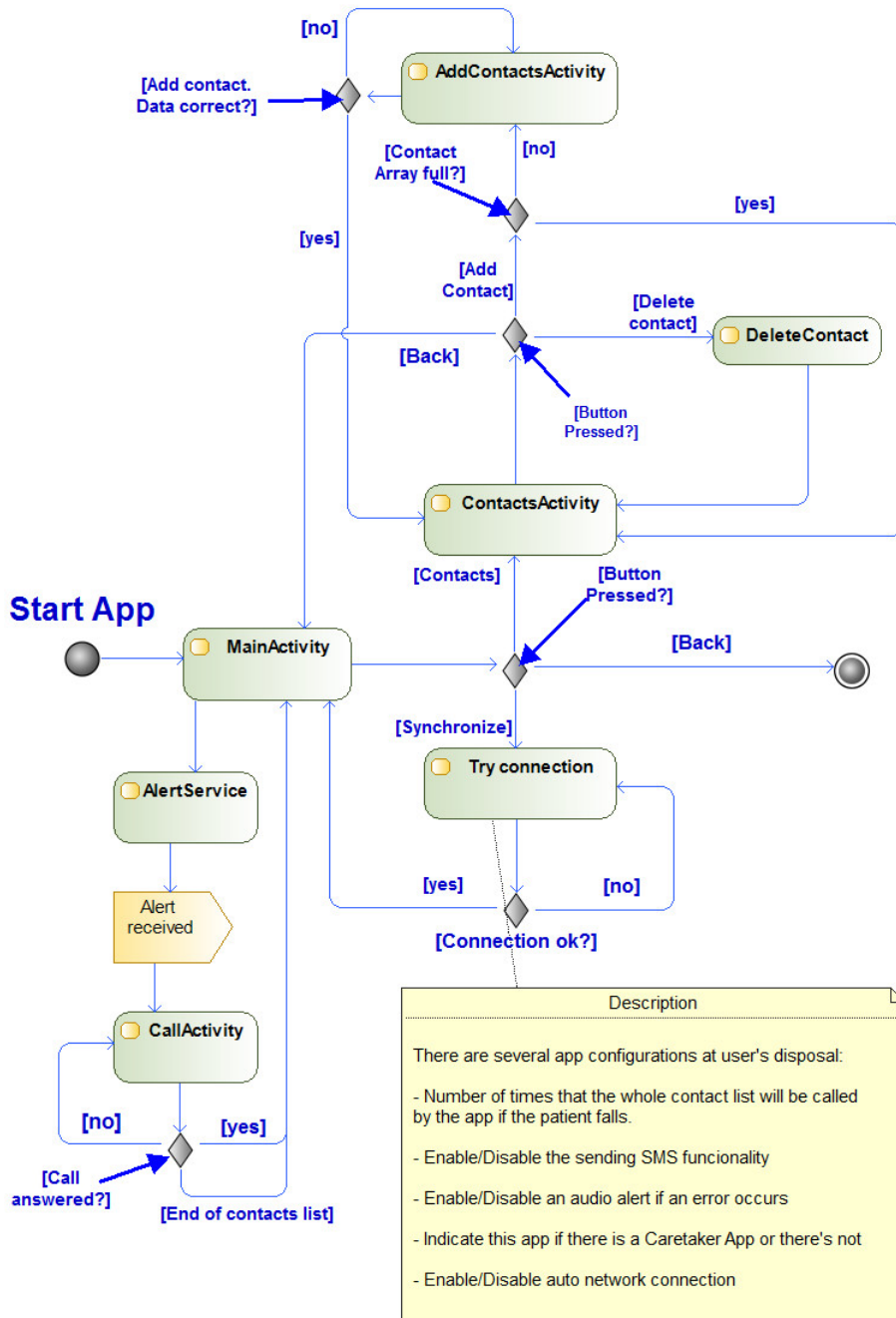


Figura 4.23: Diagrama de actividad de la aplicación móvil MIDSAssistant.

El diagrama de la figura 4.23 explica el funcionamiento general de nuestra aplicación. Al iniciarla, se lanzaría MainActivity. Esta actividad principal permitirá el acceso a creación y borrado de contactos, así como a establecer la conexión con el dispositivo detector. Una vez establecida esa conexión, si se detectase cualquier alerta, la app comenzaría a llamar y/o a mandar SMS. Se podría decir que esta aplicación tiene dos grandes apartados: gestión de contactos y respuesta de emergencia.

Cabe destacar que, tal y como indica la nota de la parte inferior izquierda de la imagen, la aplicación cuenta con unas opciones que permiten configurar los siguientes apartados a gusto del usuario:

- El número de veces que se llamará a la lista de contactos creada, si se produce una caída.
- Decidir si enviar o no un SMS si no se ha respondido ninguna llamada.
- Activar o desactivar una alerta sonora si se ha producido un error en la aplicación.
- Indicar si existe un cuidador con aplicación. Si está marcado sí, MID-SAssistant no realizará ninguna tarea. Si no hay cuidador, esta aplicación funcionará siguiendo el proceso normal.
- Activar o desactivar la el reintento de establecimiento de conexión a la red si se ha producido un problema y se ha desconectado. Esto ahorraría al usuario la necesidad de recordar pulsar el botón sincronizar si ha habido algún incidente en la conexión.

A continuación, se expondrán diagramas de secuencia mostrando las acciones concretas que lleva a cabo la aplicación:

Gestión de contactos

Como se indica en la el diagrama 4.24 tras pulsar en la actividad principal el botón contactos, y a continuación el botón añadir contacto en la siguiente ventana que aparezca, aparecerá un formulario. Este formulario cuenta con campos para nombre, número (de teléfono) y prioridad. Una vez relleno, pulsando el botón de aceptar creamos el nuevo contacto.

Este formulario controla que los datos introducidos tengan el formato adecuado. Soporta números de teléfono fijo de toda la península (9* *** ** **), y teléfonos móviles incluyendo los más recientes (6** ** ** ** ** o bien 7** ** ** ** **).

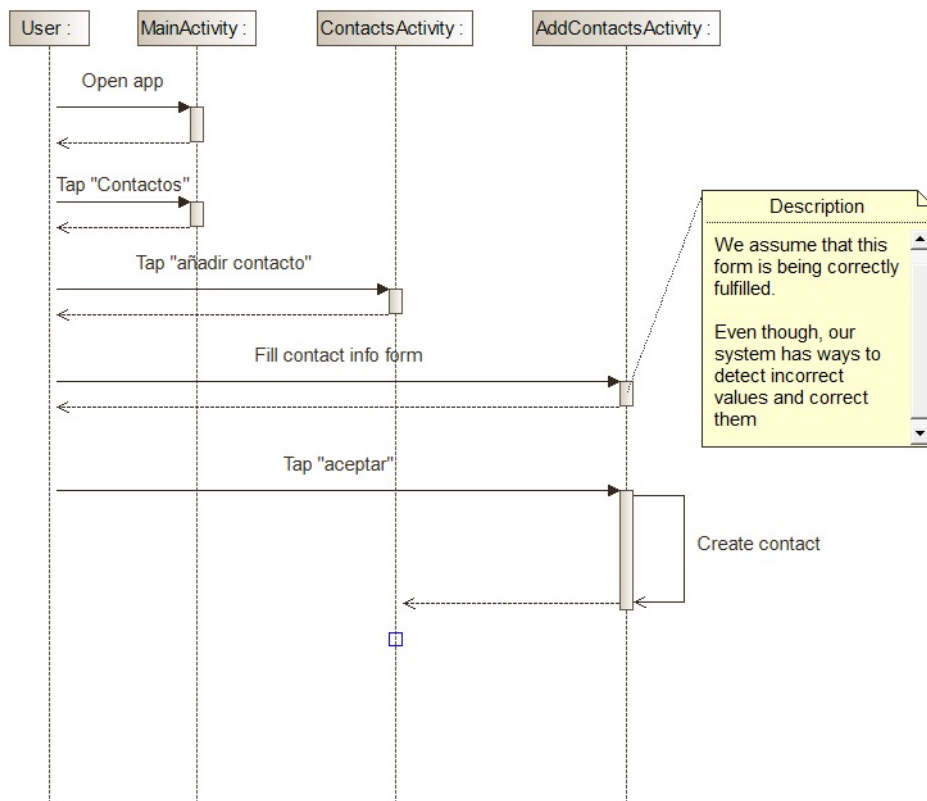


Figura 4.24: Diagrama de secuencia de la aplicación móvil MIDSAssistant. Añadir contacto.

Respecto a la prioridad, se busca que esté entre 1 y 10, siendo el número 1 el más prioritario y 10 el menos prioritario. Si al crear un nuevo contacto se le asigna un número de prioridad ya existente, el usuario puede decidir si sustituirlo degradando al antiguo contacto o bien buscar otro número de prioridad no ocupado.

El diagrama de la figura 4.25 explica cómo borrar un contacto. Al abrir la actividad Contactos, se despliega una lista con cada uno de los contactos registrados. Todos con un botón “borrar” a la derecha. Al pulsar en uno de esos botones y posteriormente confirmar, ese contacto quedará eliminado.

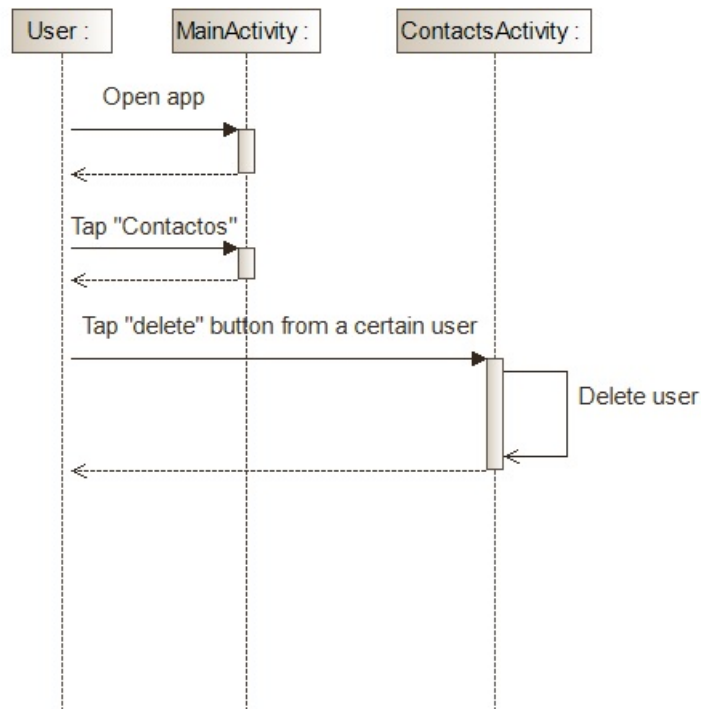


Figura 4.25: Diagrama de secuencia de la aplicación móvil MIDSAssistant. Borrar contacto.

Respuesta de emergencia

El diagrama de la figura 4.26 explica la reacción de la aplicación al recibir una alerta, procedente del dispositivo detector si tras producirse una caída no se ha pulsado el botón de no-alerta o no se ha detectado que el paciente se haya levantado. Tiene dos formas de reaccionar, en cascada: primero llama a todos los contactos registrados y si alguien responde, termina el proceso de respuesta ante la alerta enviando un SMS a esta persona informando de la caída. En el caso de que nadie responda, envía un SMS avisando de que la persona necesita asistencia al contacto más prioritario si esta opción está marcada en las opciones de la aplicación.

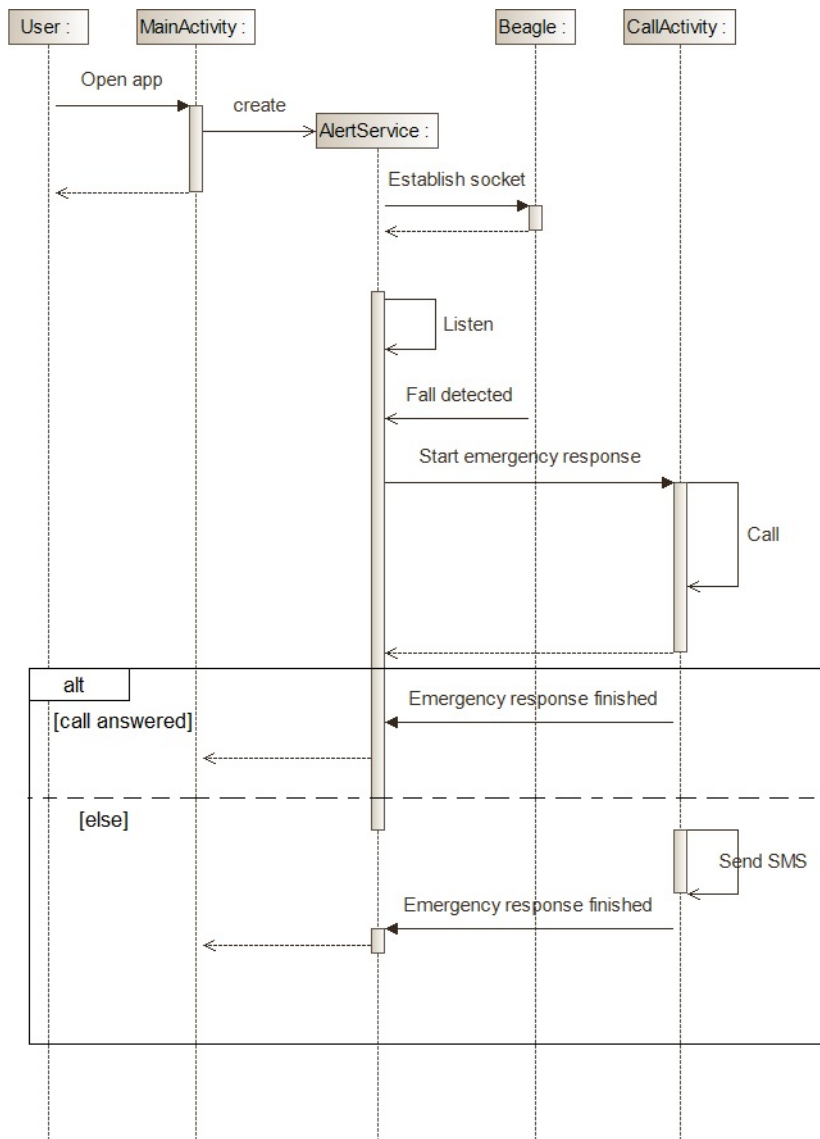


Figura 4.26: Diagrama de secuencia de la aplicación móvil MIDSAssistant. Respuesta ante una alerta.

Descripción general de MIDS Caretaker

MIDS Caretaker es una aplicación derivada de MIDS Assistant cuya función consiste en notificar de una posible caída a una persona encargada del cuidado del paciente.

El sistema puede funcionar correctamente con el uso exclusivo de MIDS Caretaker, o bien en combinación de ésta y MIDS Assistant.

Arquitectura de MIDS Caretaker

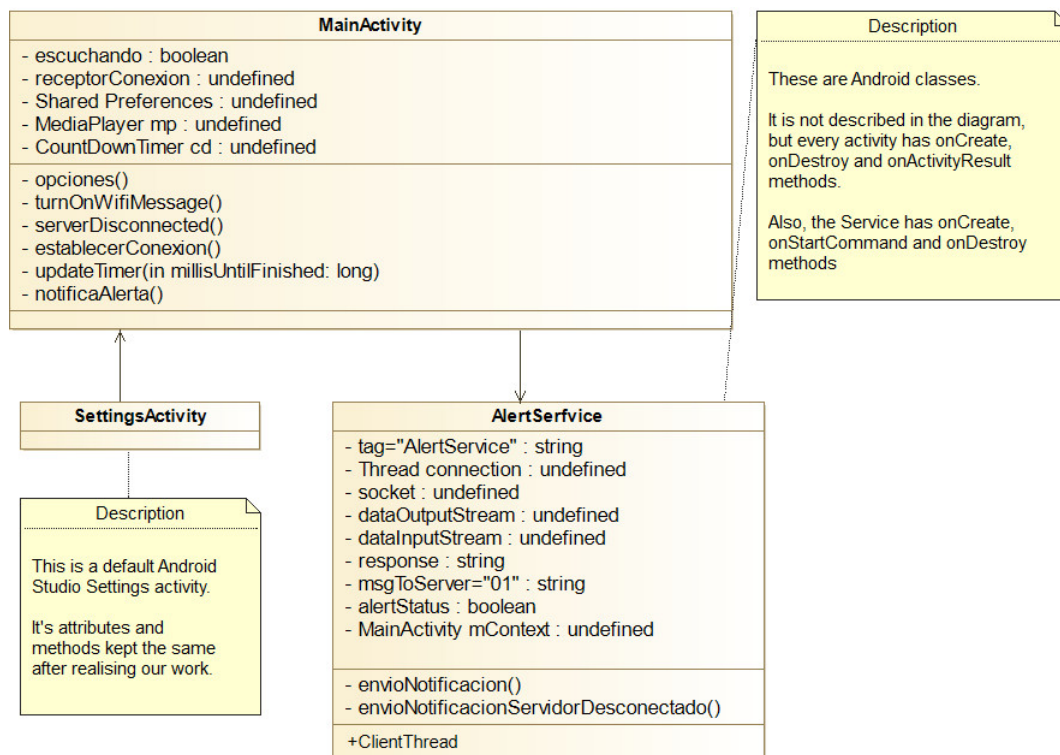


Figura 4.27: Diagrama de clases de la aplicación móvil MIDSCaretaker.

Se puede observar que la estructura es equivalente a la de MIDSAssistant, prescindiendo de la lista de contactos, y del código que realizaba las llamadas.

Funcionamiento de MIDS Caretaker

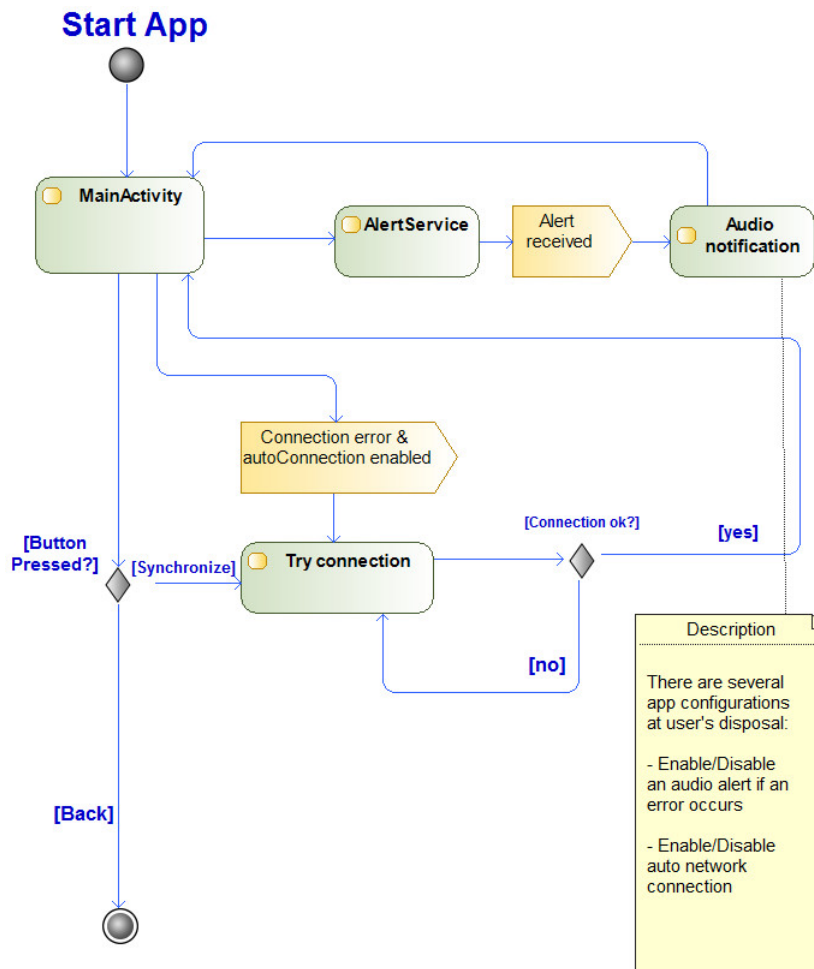


Figura 4.28: Diagrama de actividad de MIDSCaretaker.

El funcionamiento de esta aplicación es también similar al de MIDSAssistant. La diferencia radica en la respuesta ante la alerta. La única función de Caretaker es emitir un sonido y recibir notificaciones emergentes para alertar al cuidador sobre la caída del paciente.

Esta aplicación también alberga opciones, pero más limitadas que MIDSAssistant. Únicamente son necesarias:

- Activar o desactivar la alerta auditiva si se ha producido un error.
- Activar o desactivar la reconexión automática 20 segundos después de que se pierda la conexión con el dispositivo detector.

Capítulo 5

Método de desarrollo

El proceso de desarrollo de la aplicación consta de dos partes: la parte inicial de desarrollo y pruebas en un entorno simulado de la actividad diaria de un paciente y una segunda, en la que se prueba el sistema en el dispositivo real.

Se ha decidido hacer este proceso porque permite definir de manera precisa y sencilla un entorno virtual, sin ningún coste, en el que probar el sistema en estadios tempranos. De esta manera se consigue estudiar el funcionamiento del sistema antes de desplegar el sistema real.

Se hizo uso del simulador de actividad diaria AIDE, un software orientado hacia el desarrollo temprano y la creación rápida de prototipos de sistemas de Ambient Assisted Living Solutions (AAL). Esta herramienta, permitió crear escenarios completos en los que probar nuestro sistema, definiendo una situación de un paciente en su vivienda, realizando una serie de actividades de su vida diaria.

Su principal utilidad fue definir de forma rápida y sencilla los casos de uso, brindando la posibilidad de probar el sistema en un Virtual Living Lab, lo que reduce los costes de desarrollo de las pruebas. El software permitió además situar dispositivos móviles emulados con sistema operativo Android, que mediante sus sensores monitorizaron la actividad del paciente virtual. Debido a que el sistema final utiliza aplicaciones desarrolladas para Android, el simulador permitió probar los primeros diseños de estas aplicaciones, así como desarrollar una primera versión del algoritmo de detección.

Para el despliegue del sistema en real, se desplegaron todos los elementos hardware y software mencionados en la arquitectura, y se realizaron pruebas controladas en las cuales se monitorizan los valores de normalidad y situación de alerta por caída de una persona. Este proceso permitió ajustar los valores observados en la etapa en el simulador, adaptando nuestro sistema para el despliegue en real.

5.1. Simulador

Para la especificación de los casos de uso empleados en las primeras etapas de desarrollo del sistema se utilizó como base los ejemplos del tutorial de AIDE disponibles en su página web [28] y desarrollados por el grupo de investigación GRASIA de la Universidad Complutense de Madrid.

El ejemplo original de AIDE exponía un caso en el se seguía la siguiente secuencia de acciones: el paciente sufre una caída; se recogen los datos del acelerómetro del un dispositivo llevado por el paciente y según la información recopilada, una aplicación sencilla mostraba la posición del sujeto. Por último, el paciente pide ayuda a un acompañante.

Se crearon una serie de escenarios diferentes definiendo diferentes grados de severidad de los síntomas que provocan la caída. De esta manera se pudieron probar todos los casos de uso para los cuales el sistema presenta respuesta.

De igual manera, se integraron las dos aplicaciones construidas en sus primeras versiones para probar la respuesta del sistema en etapas tempranas del desarrollo.

5.1.1. Definición de casos de uso

Como bien se indica al comienzo de esta sección, el simulador permitió definir los casos de uso fácilmente. AIDE organiza sus simulaciones basándose en entidades: la casa (dividida en zonas concretas), los habitantes (con sus respectivos perfiles, secuencias de tareas, y efectos de enfermedad sobre tareas), y los dispositivos que reaccionan ante las actividades del paciente.

Esta serie de figuras que mostramos a continuación son parte del diagrama principal de un caso de uso en el que el paciente cae, queda consciente y se encuentra acompañado.

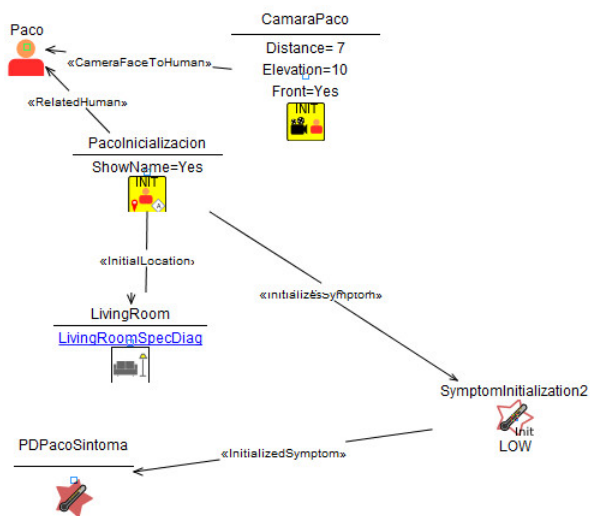


Figura 5.1: Definición del paciente en un caso de uso simulado.

La figura 5.1 muestra el modo el que indican los atributos y la localización inicial del paciente. En este caso, el paciente virtual llamado Paco se encuentra en el salón al comienzo de la simulación. Además, se puede observar que se ha definido que Paco padece un síntoma leve (PDPacoSintoma) que puede afectar a sus tareas .



Figura 5.2: Definición del acompañante en un caso de uso simulado.

La figura 5.2 muestra, del mismo modo que en la figura 5.1, la forma de definir el acompañante. En este caso únicamente se define la localización inicial.

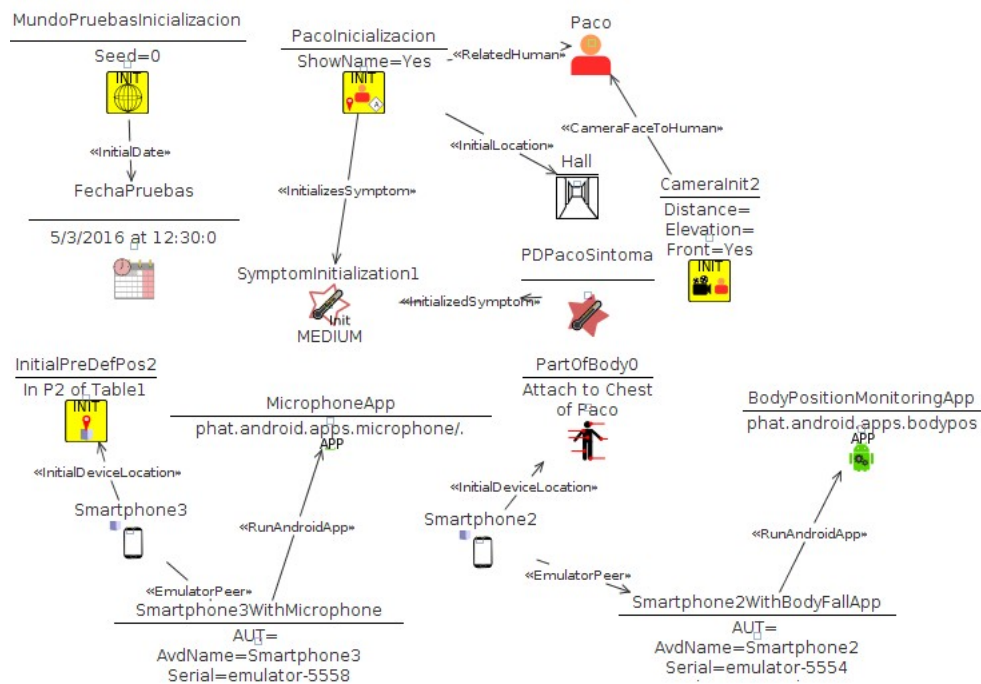


Figura 5.3: Definición de los dispositivos y aplicaciones integrados en la simulación.

En la figura 5.3 se indica el modo en el que se define la integración de los dispositivos Android emulados presentes en nuestro caso de uso. Como se observa hay implicados dos smartphone, cada uno de ellos corriendo una aplicación diferente. También se indica la localización en la vivienda de estos smartphone. Uno de ellos hará las veces de dispositivo detector mientras que el otro representa la aplicación MIDS Assistant.

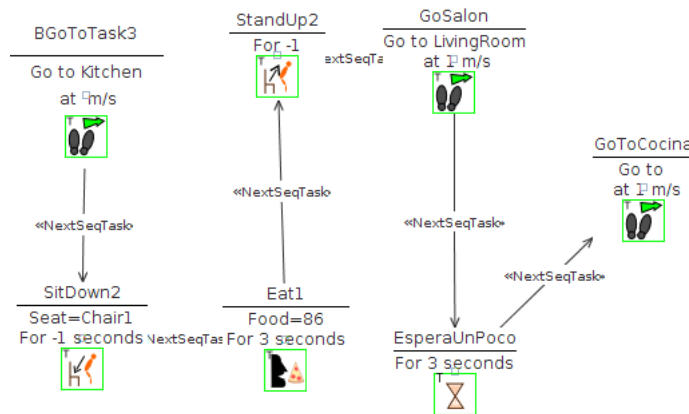


Figura 5.4: Definición de las tareas diarias del paciente simulado.

También es preciso definir el comportamiento simulado que tendrá el paciente. Tal y como se muestra en la figura 5.4 la secuencia de tareas consistente en ir a la cocina, sentarse, comer, levantarse, ir al salón y esperar, se ejecutará de manera circular.

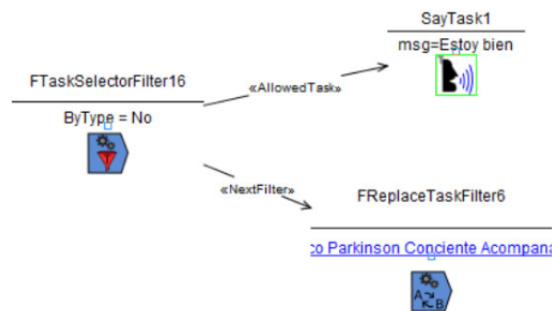


Figura 5.5: Definición en la simulación de filtros de enfermedad.

En caso de que el paciente se vea afectado por algún síntoma de una enfermedad, la tarea indicada como Allowed Task en la figura 5.5, será reemplazada por una nueva secuencia de tareas indicada en la figura 5.6. En este caso, el paciente caería, intentaría levantarse, pediría ayuda y esperaría esa ayuda.

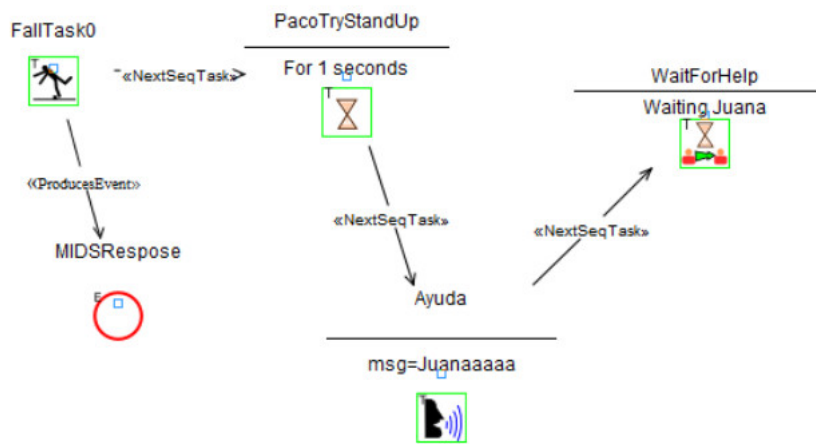


Figura 5.6: Definición de la secuencia de tareas realizadas a causa de la enfermedad.

Como podemos ver, son diagramas que permiten flexibilidad a la hora de establecer casos de uso y desplegar el sistema.

5.1.2. Caso de uso de ejemplo

Paco es un paciente simulado de 77 años que vive con su mujer Juana. Entre sus ADL se encuentran tareas como ir a la cocina, sentarse, comer o dirigirse al salón. Mientras camina hacia el salón, sufre una caída, quedando en el suelo. El sistema detectará la situación, activando el estado de alerta y la señal sonora. Juana escuchará este pitido y acudirá a asistirle.

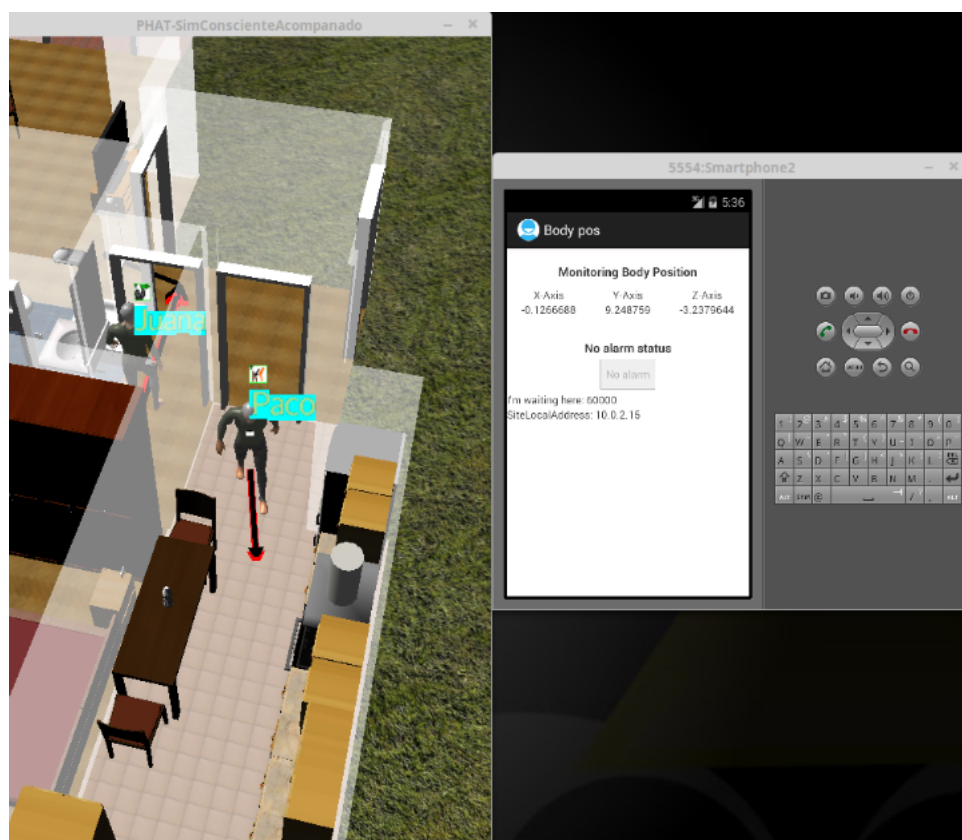


Figura 5.7: El paciente realiza sus ADL sin incidentes en el entorno simulado.

Se implementó una versión de prueba utilizando un smartphone integrado en la simulación que permitiera probar la detección, respuesta sonora y envío de la alerta antes del despliegue del dispositivo real, como se observa en las figuras 5.7, 5.9 y 5.8.

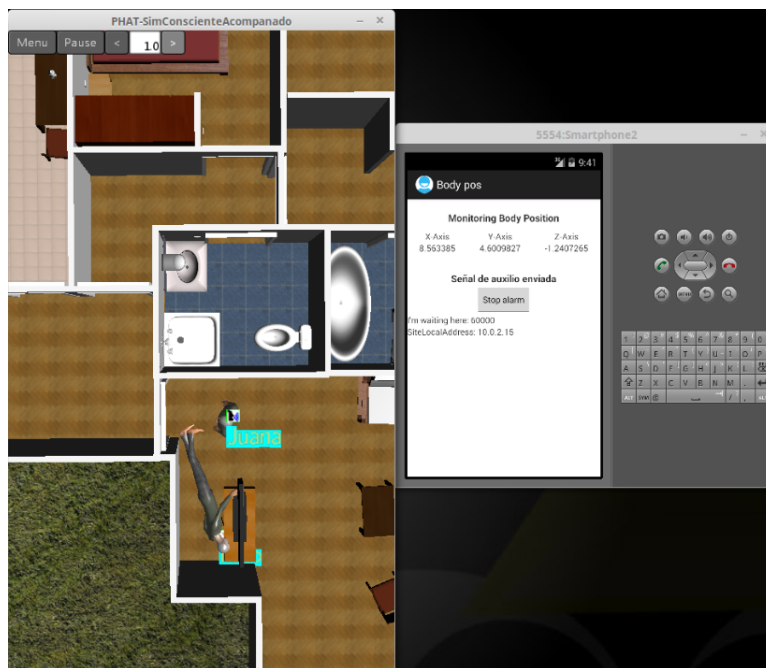


Figura 5.8: Reacción del sistema ante una caída en el entorno simulado.



Figura 5.9: Reacción del sistema ante una caída en el entorno simulado, interconexión de dispositivos.

5.2. Sistema real

Para el desarrollo del sistema, se monitorizaron los valores registrados por el acelerómetro ADXL345 de los movimientos diarios de un voluntario al que se informó de la finalidad de la recogida de los datos. El objetivo de la recogida y análisis de estos datos era profundizar en el estudio de la evolución de estos valores y tomar decisiones respecto al enfoque de resolución del problema.

En este proceso no se recogieron datos de caídas, por lo que no se vió comprometida en ningún momento la seguridad del voluntario. Por otra parte, también se informó de que en ningún momento se vincularía su identidad con los datos recogidos de manera que no se vería comprometida su privacidad.

Las actividades que se pidió al sujeto que realizase para las pruebas son las siguientes:

1. Caminar 10 metros.
2. Sentarse y levantarse de un sillón.
3. Sentarse y levantarse de una silla de la cocina.
4. Sentarse y levantarse de un taburete bajo.
5. Sentarse y levantarse de la cama.
6. Acostarse y levantarse de la cama.

Se realizaron de 5 repeticiones de cada actividad, que permitieron encontrar los rangos de normalidad de estas actividades, pudiendo establecer los valores medios.

Por otro lado, ya bajo las medidas de seguridad oportunas indicadas más adelante, se comenzaron a recoger los valores registrados durante caídas simuladas. En este caso, los sujetos de experimentación fueron los integrantes de este proyecto.

Se realizaron las siguientes simulaciones de caídas:

1. Caída hacia delante.
2. Caída hacia atrás.
3. Caída de lado hacia la derecha.
4. Caída de lado hacia la izquierda.

Para su realización, se empleó un prototipo diseñado por nosotros, de manera que fuera lo más sencillo posible y permitiera realizar las pruebas rápidamente. En concreto se hizo una caja de cartón para el dispositivo, en la cual se incluían tanto la placa Beaglebone como la batería portable y el Dongle Wifi.

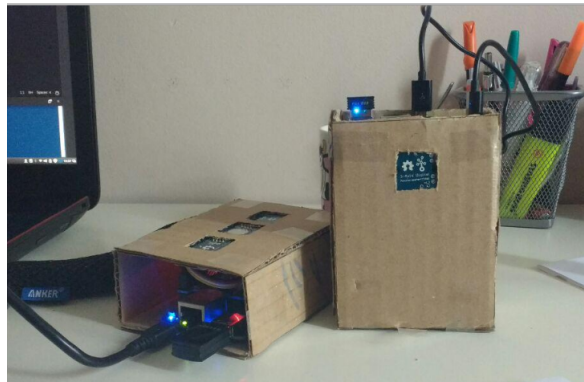


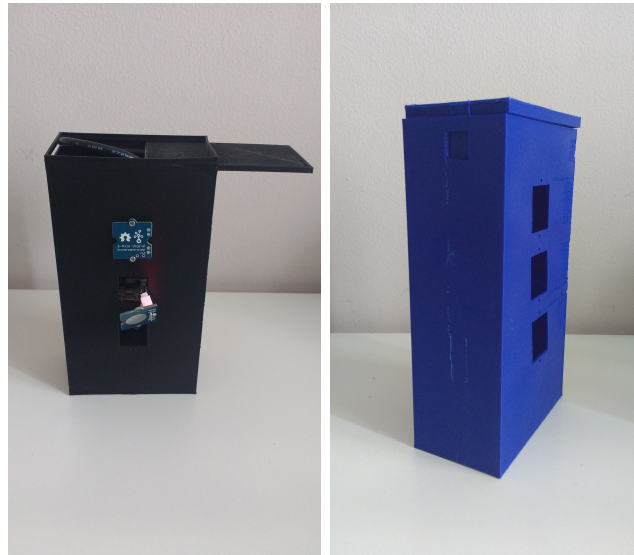
Figura 5.10: Prototipos empleados en la monitorización y las pruebas.

Para su sujeción, intentando que fuese lo más parecido al diseño final, se utilizó velcro para unir la caja a un cinturón, de manera que quedase bien sujeto a la cintura.



Figura 5.11: Sujeción del prototipo empleado en la monitorización y las pruebas.

Posteriormente, se realizaron varias iteraciones para desarrollar un prototipo impreso mediante una impresora 3D. La figura 5.12 muestran dos de las iteraciones realizadas antes de definir el modelo final.



(a) Primera iteración.

(b) Segunda iteración.

Figura 5.12: Prototipos para el sistema detector.

Las medidas de seguridad para la monitorización de las caídas fueron el uso de rodilleras y muñequeras para evitar posibles lesiones, así como realizar las caídas sobre una superficie acolchada, no directamente al suelo.



Figura 5.13: Medidas de seguridad para las caídas.

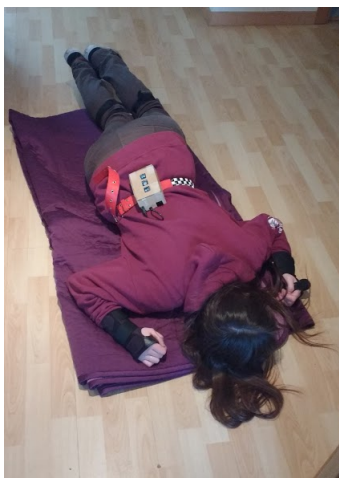


Figura 5.14: Ejemplo de caída simulada durante las pruebas.

Capítulo 6

Experimentación

6.1. Experimentación de ADL y caídas en simulado

El uso del entorno de simulación PHAT facilitó la tarea de acotar los intervalos de los valores de normalidad recogidos por el acelerómetro considerando distintos ADLs. Para ello, siguiendo el método de trabajo mencionado en la sección 5.1, implementó una aplicación Android que almacenaba los valores registrados en un fichero de texto, y se simulaban las distintas situaciones mencionadas en la sección 6.1.1. Posteriormente, un programa implementado en Java nos permitió representar de manera gráfica los valores, para su análisis de manera más rápida y sencilla.

6.1.1. Escenarios

6.1.1.1. Caminar

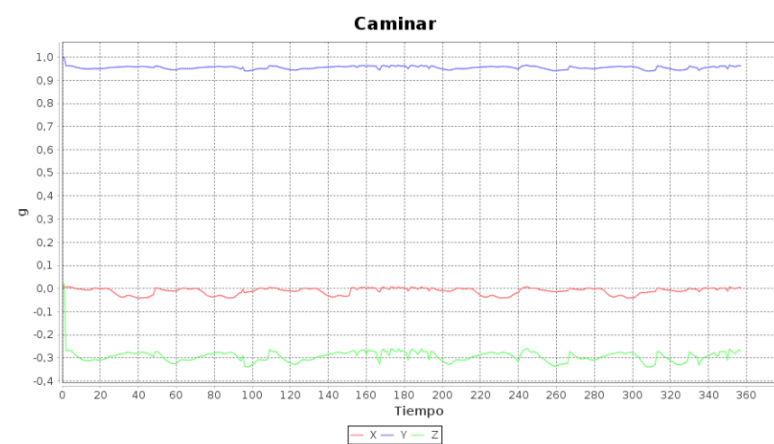


Figura 6.1: Valores del acelerómetro al caminar en el simulador.

Como podemos observar en la figura 6.1, la variación de la aceleración medida en los distintos ejes durante una simulación en la que Paco solo se desplazaba caminando por la casa fue la descrita en la gráfica anterior. No se observaron cambios bruscos en ninguno de los tres ejes. La variación máxima en esta situación fue en torno a los 0.1 - 0.2 g aunque posteriormente, tras la experimentación en real, se vio que la variación de la aceleración en real es considerablemente más brusca que en el entorno simulado.

6.1.1.2. Sentarse y levantarse

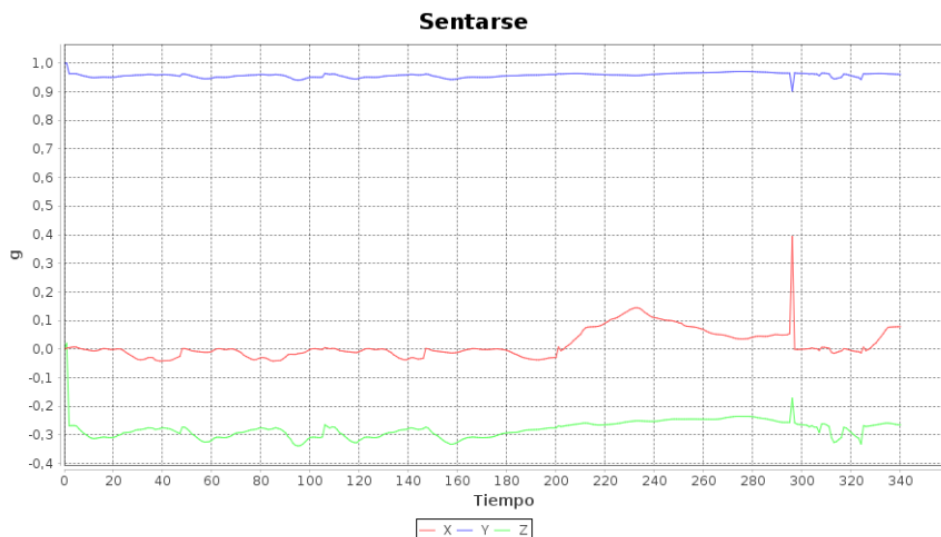


Figura 6.2: Valores del acelerómetro al sentarse y levantarse en el simulador.

En esta ocasión se utilizó para el registro de los valores una simulación en la que Paco se sentaba y levantaba de una silla de su cocina. Como era de esperar, en la figura 6.2 observamos que se registra una pequeña variación en el eje de la Y que se corresponde con el movimiento de descenso para acercarse a la silla. También se produce una pequeña variación en el eje de la Z y otra algo más brusca en el eje de la X, ambas correspondientes a una inclinación tanto frontal como lateral respectivamente para lograr el movimiento. Dichas variaciones no son relevantes en el caso de los ejes Z e Y, no superando los 0.2 g. En el caso de la X se registra una variación de la aceleración de 0.4 - 0.5 g.

6.1.1.3. Tumbarse y levantarse

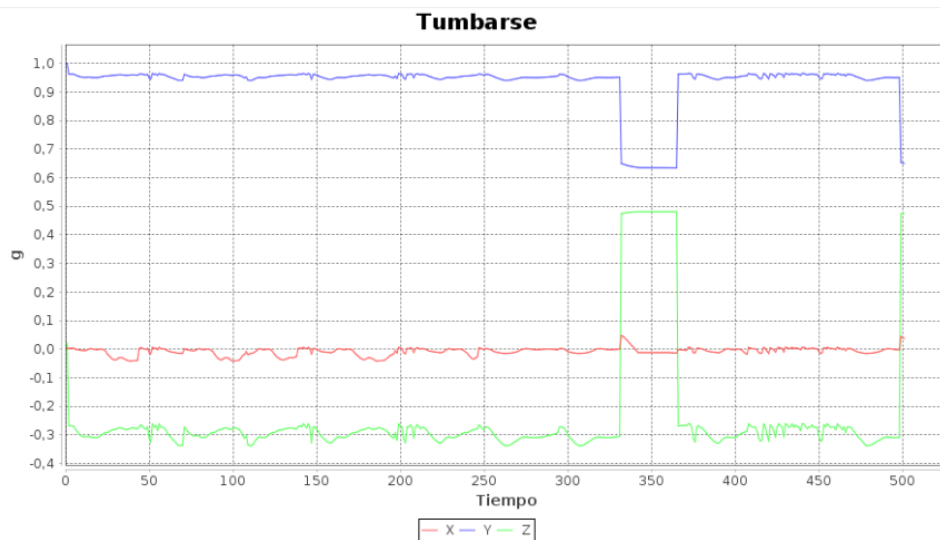


Figura 6.3: Valores del acelerómetro al tumbarse e incorporarse en el simulador.

Para el estudio de las variaciones sobre esta actividad, se utilizó una simulación en la que Paco se tumbaba y levantaba de su cama. Según muestra la figura 6.3, la variación en el eje X en esta ocasión no sobrepasa los valores de normalidad. En el eje de la Y se observa, análogamente a sentarse en una silla, una variación correspondiente al movimiento de descenso para tumbarse. Pasa de valer 1g a unos 0.6g. En el caso del eje Z, se produce el efecto contrario. En valores de normalidad, el valor de la aceleración sobre este eje se sitúa en torno a los -0.3g y al tumbarse pasa a valer unos 0.5g.

El efecto al levantarse es el contrario al anterior, se produce una disminución del valor sobre el eje Z y un aumento del valor registrado sobre el eje Y.

6.1.1.4. Caída hacia atrás

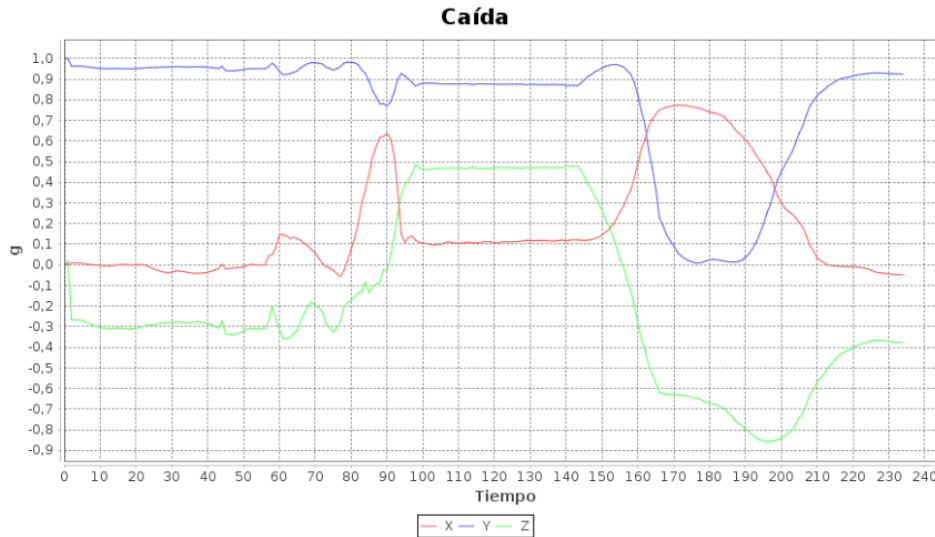


Figura 6.4: Valores del acelerómetro al sufrir una caída hacia atrás en el simulador.

En la simulación de la caída hacia atrás, en la que el sujeto queda tumbado de espaldas, la gráfica resultante del análisis de los valores del acelerómetro no responde a ninguno de los patrones vistos anteriormente sino que refleja grandes variaciones bruscas en los tres ejes. En este caso, y para determinar que la caída ha sido hacia atrás, es preciso resaltar la variación sobre el eje Z teniendo este eje una primera variación que va desde -0.3g a 0.5g y que se corresponde con la caída como tal. A continuación se produce una segunda variación sobre los tres ejes que se corresponde con el momento en el que el paciente se incorpora para levantarse. Al final de la simulación, y con el paciente ya incorporado, los valores de la aceleración retornan a la normalidad.

6.1.1.5. Caída frontal

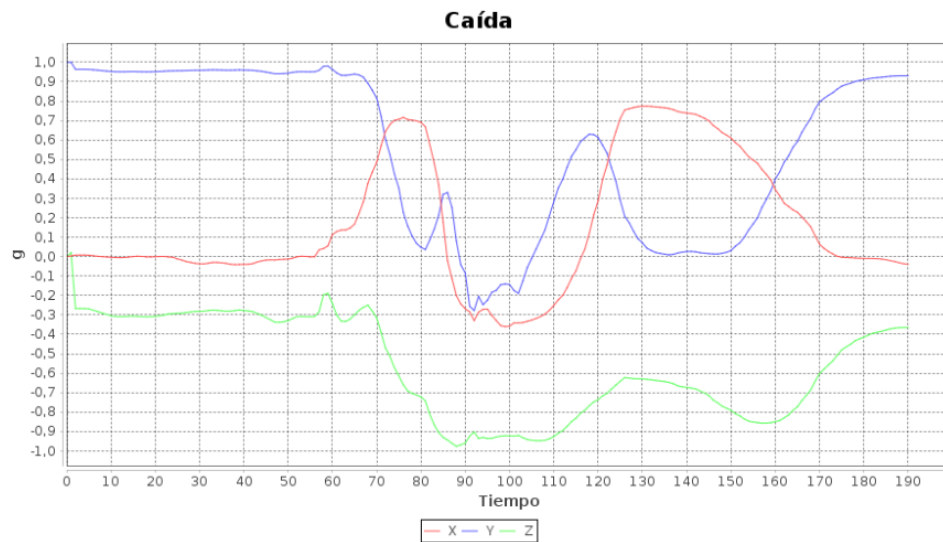


Figura 6.5: Valores del acelerómetro al sufrir una caída hacia delante en el simulador.

Este caso corresponde a una caída frontal en la que el sujeto se queda tumbado boca abajo. Al igual que en el caso anterior, se producen grandes variaciones de la aceleración sobre los tres ejes y , de nuevo, no se corresponde con ninguno de los patrones vistos.

Tras analizar varios tipos de caídas y comparar los resultados con el análisis de los ADLs, se puede concluir que existen grandes diferencias entre ellos.

6.1.2. Resultados y funcionamiento en el simulador

Tras el análisis de los valores en simulación, se han obtenido los rangos de normalidad descritos en la siguiente tabla:

Acción	Rango eje X	Rango eje Y	Rango eje Z
Caminar	[-0.087, 0.012]	[0.940, 0.990]	[-0.351, -0.270]
Sentarse y levantarse	[-0.065, 0.391]	[0.901, 0.999]	[-0.338, 0.020]
Tumbarse y levantarse	[-0.042, 0.056]	[0.632, 0.999]	[-0.339, 0.482]
Caída frontal	[-0.129, 0.536]	[-0.171, 0.999]	[-0.999, 0.999]
Caída hacia atrás	[-0.236, 0.624]	[-0.250, 0.999]	[0.525, 0.999]
Caída lateral derecha	[-0.042, 0.599]	[0.690, 0.999]	[0.783, 0.020]
Caída lateral izquierda	[-0.812, 0.171]	[0.080, 0.999]	[-0.450, 0.999]

Tabla 6.1: Rangos de valores en los tres ejes de las simulaciones realizadas.

El estudio del problema sobre la simulación así como el análisis de los resultados obtenidos, permitieron la definición de los rangos de normalidad de las actividades cotidianas de los usuarios.

A partir de estos se comenzó la experimentación sobre el sistema real y el desarrollo de una primera versión del algoritmo de detección el cual fue probado en primer lugar sobre la simulación y posteriormente sobre el sistema real.

6.2. Experimentación de ADL y caídas en real

Siguiendo el método de trabajo indicado en la sección 5.2, se llevaron a cabo las siguientes pruebas en los diferentes escenarios, para después representar gráficamente los valores recopilados y proceder a su análisis.

6.2.1. Escenarios

6.2.1.1. Caminar 10 metros

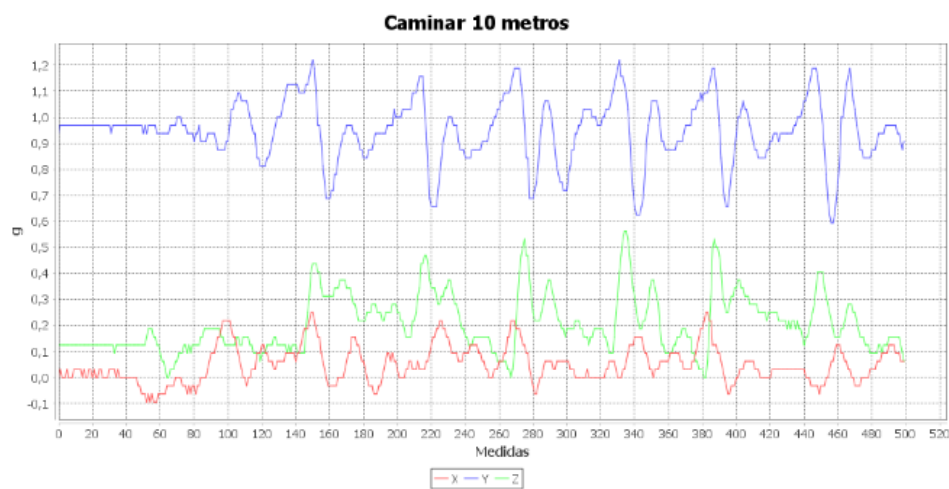


Figura 6.6: Valores ADXL345 al caminar 10 metros.

Como se muestra en el gráfico, al caminar los valores monitorizados del eje Y presentan valores alrededor de 1g, con variaciones de 0.4g provocados por los pasos. Los valores tanto del eje X como del eje Z se mantienen alrededor de 0g, con oscilaciones provocadas por la misma razón que las del eje Y.

6.2.1.2. Sentarse en un sillón

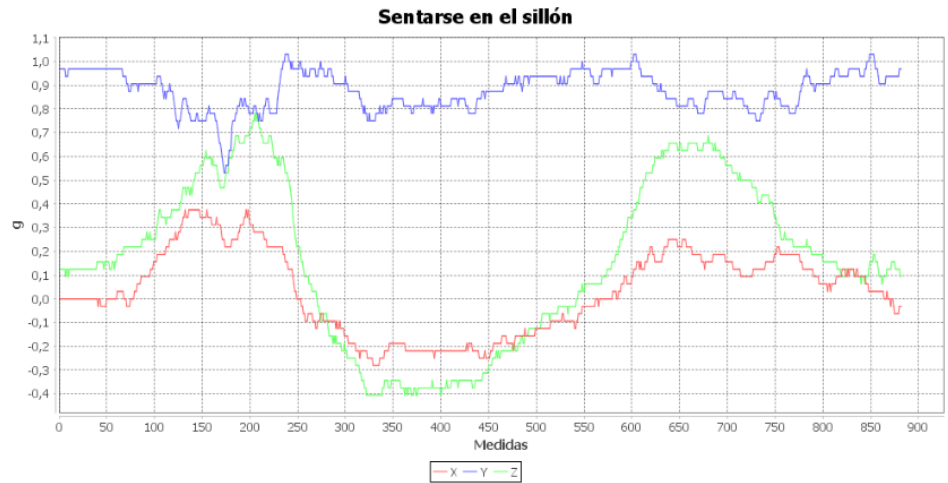


Figura 6.7: Valores ADXL345 al sentarse en un sillón.

Los valores al sentarse son similares en las pruebas realizadas en una silla de cocina y en un taburete bajo por lo que omitiremos el análisis, tomando el caso de sentarse en un sillón como ejemplo de esta acción. Analizando los valores encontramos que al sentarse se produce un pico en los ejes X y Z, tanto al sentarse como al levantarse, mientras que el eje Y presenta un valle en ese mismo instante.

6.2.1.3. Acostarse y levantarse de la cama

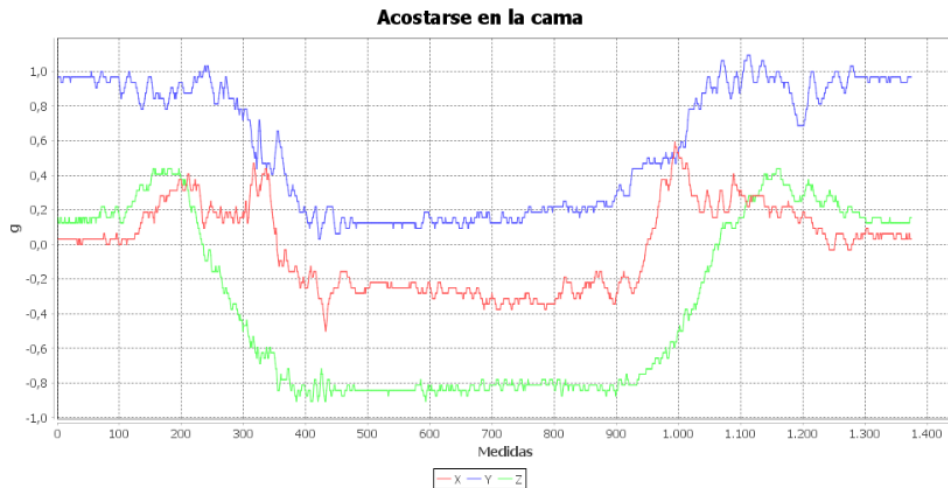


Figura 6.8: Valores ADXL345 al tumbarse y levantarse.

Los valores del eje Y descienden hasta estabilizarse al recostarse y vuelven a ascender al incorporarse, mientras que el eje Z presenta un pico, seguido por otro del eje X al tumbarse. Al levantarse, en orden inverso al anterior, se producen picos en ambos ejes, hasta alcanzar valores normales de una persona erguida.

6.2.1.4. Caídas

Como se observa en la figura, 6.9 los valores registrados por el ADXL345 durante la caída frontal son sustancialmente superiores a los de cualquiera de las ADL estudiadas anteriormente. Con la repetición del experimento, se han observado en ocasiones picos invertidos también muy pronunciados en el eje Y, mientras que en otras el eje Z presenta un pico muy similar y casi al mismo tiempo que el del eje X mostrado en la figura.

También es destacable la inversión en el ordenamiento de los ejes detectada posterior a la caída, resultante del cambio de posición del cuerpo y quedar en horizontal.

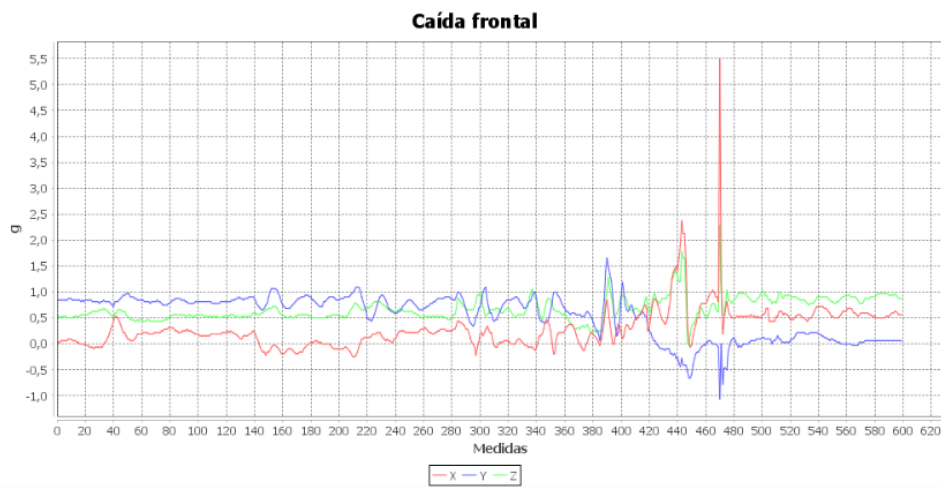


Figura 6.9: Valores ADXL345 en caída frontal.

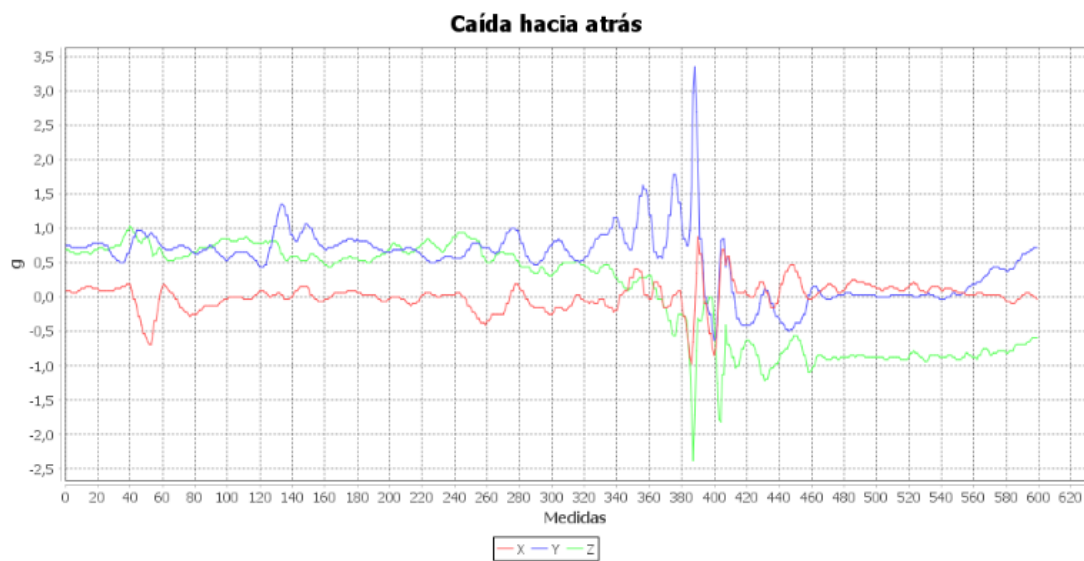


Figura 6.10: Valores ADXL345 en caída hacia atrás.

Las caídas hacia atrás son análogas a las frontales, en las que el pico invertido característico del eje Y durante la caída frontal presenta en este caso un pico normal, como se aprecia en la figura 6.10.

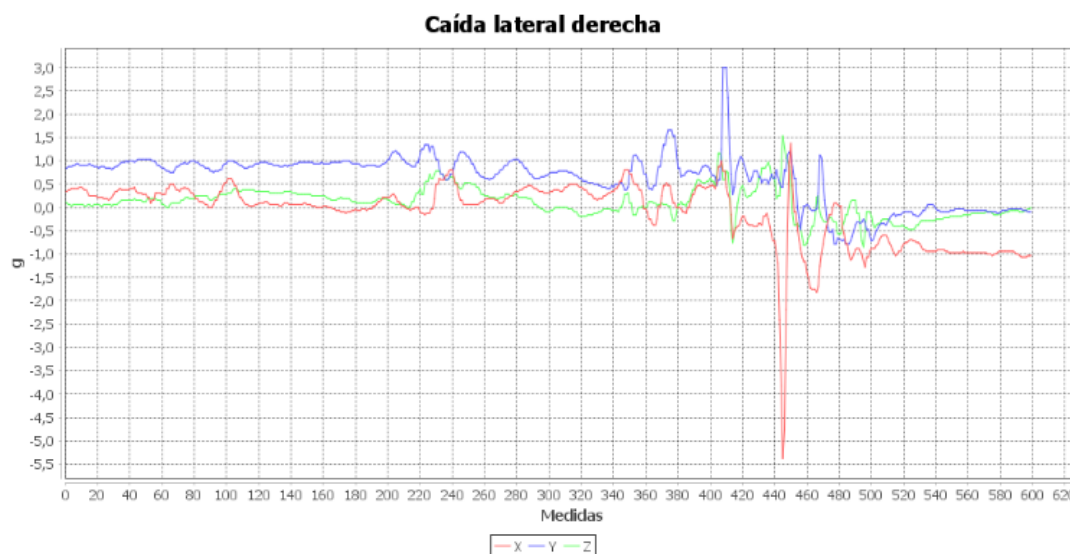


Figura 6.11: Valores ADXL345 en caída hacia la derecha.

En los experimentos de caídas laterales, como en de la figura 6.11 muestran picos invertidos muy grandes en el eje X en caso de caer hacia el lado derecho, mientras que el pico es normal en este eje al caer hacia la izquierda.

6.2.2. Resultados y funcionamiento en el despliegue real

Tras este análisis, se han obtenido los siguientes rangos para cada una de las actividades, resumidos en la siguiente tabla:

	Rango eje X	Rango eje Y	Rango eje Z
Caminar	[-0'125, 0'344]	[0'500, 1'344]	[-0'125, 0'562]
Sentarse	[-0'437, 0'469]	[0'469, 1'125]	[-0'469, 0'969]
Tumbarse	[-0'531, 0'625]	[0, 1'0944]	[-1'062, 0'656]
Caída frontal	[-0'937, 6'656]	[-6'125, 3'156]	[-0'625, 5'094]
Caída hacia atrás	[-2'437, 2'125]	[-1'906, 6'094]	[-3'625, 1'156]
Caída lateral derecha	[-5'375, 2'187]	[-1'25, 3'094]	[-1'625, 3'594]
Caída lateral izquierda	[-1'094, 3'875]	[-2'125, 2'875]	[-2'062, 2'375]

Tabla 6.2: Rangos de valores en los tres ejes de los experimentos realizados en entorno real.

Por otra parte, se analizó también la variación máxima entre valores consecutivos en cada actividad.

	Máxima variación X	Máxima variación Y	Máxima variación Z
Caminar	0'125	0'21875	0'21875
Sentarse	0'15625	0'09375	0'0625
Tumbarse	0'21875	0'125	0'15625
Caída frontal	6'53125	4'59375	3'1875
Caída hacia atrás	1'875	2'78125	1'9375
Caída lateral derecha	2'5625	1'59375	3'4375
Caída lateral izquierda	1'5625	1'125	2'125

Tabla 6.3: Máximas variaciones en valores consecutivos durante los experimentos realizados en entorno real.

6.2.3. Algoritmo de detección propuesto

A la luz de los resultados obtenidos, la estrategia de detección de caídas ha sido detectar las caídas como variaciones de los valores normales de la aceleración durante las ADL.

Tras la detección de una situación susceptible de ser una caída, como será el registro de valores del acelerómetro fuera de los rangos de normalidad, se complementará con la obtención de variaciones muy grandes entre valores consecutivos.

Si se dan estas dos circunstancias, capaces de ser identificadas gracias a la monitorización experimental mediante el sensor, se comprobará la posición final del paciente. En caso de encontrarse en una posición horizontal, se procederá a activar el sistema de alerta por caídas.

En este momento, se activará el buzzer, produciendo la alerta sonora a posibles acompañantes del paciente presentes en la vivienda.

Desde entonces, se ha establecido un intervalo de un minuto en el cual todavía no se alerta a las aplicaciones MIDSSAssistant y/o MIDSCaretaker, en el cual se puede desactivar el sistema de alerta en caso de que realmente no se haya producido una caída y se trate de un falso positivo, o la caída no tenga un nivel de severidad que implique proceder a esta notificación.

De manera complementaria, se monitoriza la actividad del paciente, de manera que si consigue erguirse durante un intervalo estimado en 10 segundos, se considera que la situación de alerta ha sido solventada y se desactiva automáticamente el estado de alerta.

Los valores de los umbrales establecidos para el algoritmo son los siguientes:

	X	Y	Z
Rango de normalidad	(-0'6, 1)	(-0'5, 2'5)	(1'5, Infinito)
Variación máxima	0'5	0'5	0'5

Tabla 6.4: Tabla de valores establecidos para el algoritmo.

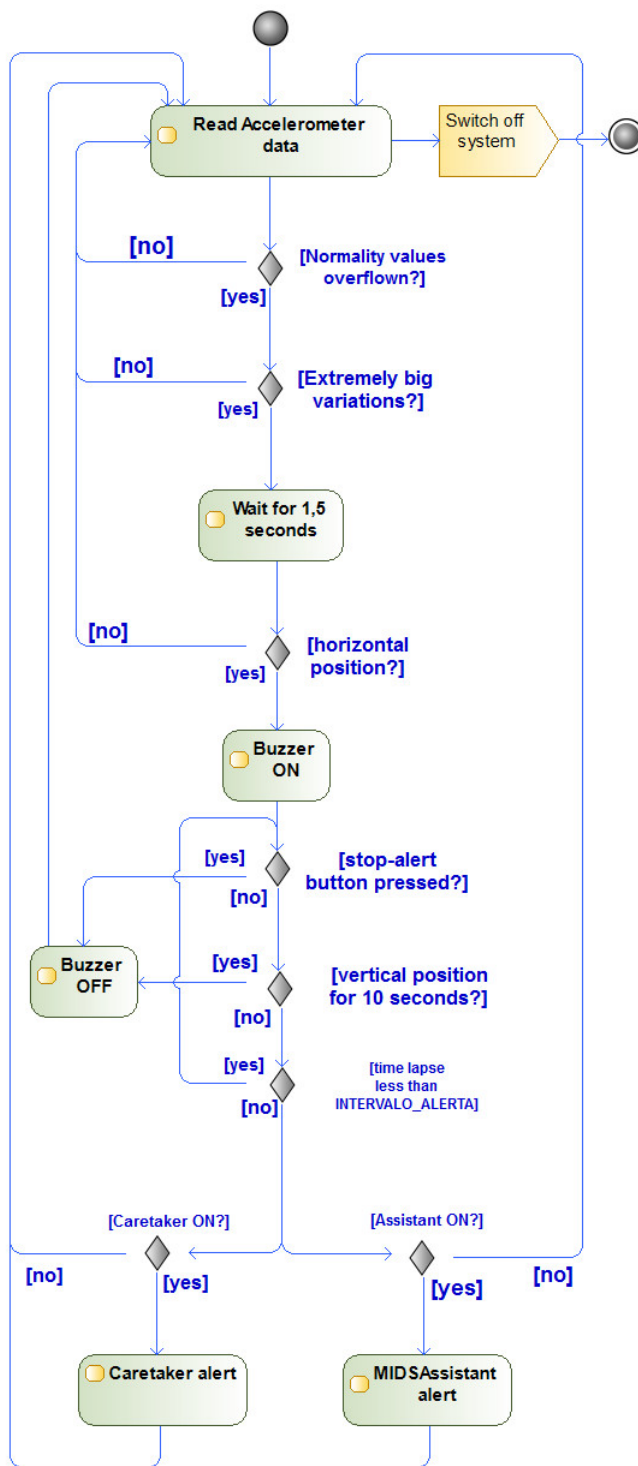


Figura 6.12: Diagrama de flujo del algoritmo propuesto.

6.3. Pruebas del sistema

6.3.1. Detección de caídas

Este algoritmo se probó inicialmente repitiendo las ADL mencionadas anteriormente, para confirmar que no se activa el sistema de alerta en ninguna situación inadecuada, eliminando así los máximos falsos positivos posibles. Posteriormente, se repitieron las pruebas de caída simuladas, clasificadas en los cuatro grandes grupos según la posición final y orientación final del cuerpo tras la caída. Esto permitió ajustar los umbrales para obtener el mayor porcentaje de efectividad del sistema posible.

Los resultados durante la monitorización de ADL se muestran en la tabla 6.5.

Acción	Experi- mentos	Detecciones correctas	Porcentaje de acierto
Caminar 10 metros	5	5	100 %
Sentarse y levantarse del sillón	10	10	100 %
Sentarse y levantarse de la silla de cocina	5	5	100 %
Sentarse y levantarse del inodoro	5	5	100 %
Sentarse y levantarse de un taburete	10	10	100 %
Sentarse y levantarse de la cama	10	10	100 %
Tumbarse y levantarse de la cama	10	10	100 %

Tabla 6.5: Tabla de resultados de las pruebas del sistema en ADL.

Los resultados de las pruebas en caídas simuladas se adjuntan en la tabla 6.6.

Acción	Experi- mentos	Detecciones correctas	Porcentaje de acierto
Caída frontal	21	21	100 %
Caída hacia atrás	21	18	85 %
Caída lateral derecha	23	20	86.95 %
Caída lateral izquierda	21	19	90 %

Tabla 6.6: Tabla de resultados de las pruebas del sistema en caídas.

Durante las pruebas se detectaron un total de 2 falsos positivos al levantarse del suelo de manera brusca. Finalmente, obtuvimos los porcentajes de acierto en la detección de los distintos tipos de caídas mostrados en la tabla anterior, con un porcentaje total de acierto aproximado del 90.78 %.

6.3.2. Respuesta del sistema completo ante una caída

Se han reproducido una serie de casos para probar el funcionamiento del sistema. Estos permitieron probar los casos de uso definidos en la sección 4.1, comprobando además las distintas configuraciones posibles del sistema MIDS. En las siguientes tablas se resume la respuesta global del sistema obtenida en cada uno de ellos así como las carencias detectadas en el transcurso de los mismos.

Actores implicados	Paciente y acompañante.
Escenario	El paciente sufre una caída mientras camina por su vivienda. Lleva el dispositivo detector encendido.
Aplicaciones instaladas	Ninguna.
Respuesta del sistema	<ol style="list-style-type: none">1. El dispositivo detecta la caída.2. Se activa la alerta sonora.3. El acompañante escucha la alerta y acude en su ayuda.4. No sufre una caída con consecuencias graves, por lo que el acompañante desactiva la alerta pulsando el botón y asiste al paciente.
Fallos detectados	Carencia del sistema: problema en este modo de funcionamiento si el acompañante no escucha la alerta sonora.

Tabla 6.7: Paciente acompañado con únicamente el detector.

Actores implicados	Paciente solo en su vivienda.
Escenario	El paciente sufre una caída mientras camina por su vivienda. Lleva el dispositivo detector encendido y la aplicación está sincronizada con el dispositivo.
Aplicaciones sincronizadas	MIDS Assistant con dos contactos añadidos.
Respuesta del sistema	<ol style="list-style-type: none"> 1. El dispositivo detecta la caída. 2. Se activa la alerta sonora pero no hay nadie más en la vivienda. 3. Tras un periodo de tiempo establecido, se envía la alerta a la aplicación MIDS Assistant la cual comienza a llamar a la lista de contactos. 4. En este caso, el primero de los contactos responde y MIDS Assistant le envía un mensaje SMS informando de la situación de alerta.
Fallos detectados	En este caso la alerta se recibe correctamente y no se detecta ningún fallo. Esta situación resulta ser la más crítica ya que no hay nadie en la vivienda y es muy importante que no se pierda la conexión.

Tabla 6.8: Paciente acompañado con la aplicación MIDS Assistant sincronizada.

Actores implicados	Paciente y acompañante.
Escenario	El paciente sufre una caída mientras camina por la terraza de su vivienda. El acompañante se encuentra en otra habitación, alejada de la terraza.
Aplicaciones sincronizadas	MIDS Caretaker
Respuesta del sistema	<ol style="list-style-type: none"> 1. El dispositivo detecta la caída. 2. Se activa la alerta sonora pero en este caso el acompañante no la escucha debido al ruido que hay en la terraza. 3. El dispositivo envía una alerta a MIDS Caretaker. 4. El acompañante recibe en su teléfono la notificación y acude en ayuda del paciente.
Fallos detectados	En este caso la alerta sonora no cumplió su función pero gracias a MIDS Caretaker, el cuidador pudo acudir en ayuda del paciente. Esta situación podría ser crítica en el caso en que la aplicación MIDS Caretaker se desconectara.

Tabla 6.9: Paciente acompañado con la aplicación MIDS Caretaker sincronizada.

Actores implicados	Paciente y acompañante.
Escenario	El paciente sufre una caída mientras se levanta del sofá y queda sentado.
Aplicaciones sincronizadas	MIDS Caretaker y MIDS Assistant con la opción de cuidador habilitada.
Respuesta del sistema	1. El dispositivo no es capaz de detectar la caída.
Fallos detectados	El algoritmo de detección no contempla los casos en lo que el paciente no quede en posición horizontal. Se propone la implementación de un algoritmo más sofisticado que contemple este tipo de caídas.

Tabla 6.10: Paciente acompañado con las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker sincronizadas, sin detectar la caída.

Actores implicados	Paciente y acompañante.
Escenario	El paciente se encuentra en su vivienda y sufre una caída. El cuidador se encuentra en la vivienda en otra habitación.
Aplicaciones sincronizadas	MIDS Caretaker y MIDS Assistant con la opción de cuidador habilitada.
Respuesta del sistema	<ol style="list-style-type: none"> 1. El dispositivo detecta la caída. 2. Se activa la alerta sonora. 3. El cuidador no escucha la alerta por lo que no acude en ayuda del paciente. 4. Tras un periodo de tiempo establecido, el dispositivo envía la alerta tanto a MIDS Assistant como a MIDS Caretaker. 5. MIDS Caretaker informará de la caída al cuidador con una notificación. MIDS Assistant, en cambio, no procederá a realizar ninguna llamada ya que la opción “Dispongo de un cuidador” está habilitada. 6. El cuidador lee la notificación y acude en ayuda del paciente.
Fallos detectados	En el caso en que el cuidador no escuche la notificación de MIDS Caretaker, nadie acudirá en ayuda del paciente. Es necesario asegurarse de que el cuidador escuchará la notificación antes de habilitar la opción de cuidador.

Tabla 6.11: Paciente acompañado con las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker sincronizadas, detectando la caída.

Actores implicados	Paciente solo en su vivienda.
Escenario	El paciente se encuentra en su vivienda y sufre una caída. El cuidador se encuentra en la vivienda en otra habitación.
Aplicaciones sincronizadas	Ninguna.
Respuesta del sistema	<ol style="list-style-type: none"> 1. El dispositivo detecta la caída. 2. Se activa la alerta sonora. 3. No hay acompañantes en la vivienda por lo que nadie escucha la alerta sonora. 4. No sufre una caída con consecuencias graves, por lo que el paciente consigue levantarse solo por lo que se desactiva automáticamente el estado de alerta.
Fallos detectados	Ninguno.

Tabla 6.12: Paciente únicamente con el dispositivo detector, consigue levantarse tras la caída.

Capítulo 7

Conclusiones y trabajo futuro

El proyecto comenzó con una investigación acerca de los sistemas detectores existentes, encontrando los aspectos positivos así como sus carencias. Esto permitió establecer una serie de requisitos a tener en cuenta a la hora de desarrollar el sistema.

El objetivo principal del proyecto consistía en la implementación de un sistema detector de caídas sencillo y portátil, desarrollando un algoritmo a partir de los datos recopilados tanto en un entorno simulado como en pruebas realizadas en un entorno real. Este objetivo se ha cumplido para las caídas más comunes entre la población de edad avanzada, como son las caídas producidas durante la marcha en las que el paciente queda en el suelo, ya que son las que suelen tener peores consecuencias.

Por otra parte, se utilizó un entorno de simulación para la monitorización de las actividades de un paciente virtual, lo cual se utilizó en la valoración de distintas estrategias para la resolución del problema de la detección de caídas. Asimismo este entorno permitió realizar primeras aproximaciones de lo que posteriormente sería el algoritmo final.

El sistema detector inicial se complementó con el desarrollo de dos aplicaciones Android, encargadas de recibir la alerta desde el dispositivo detector y proceder al aviso a familiares o cuidadores.

Inicialmente se implementó únicamente la aplicación MIDSAssistant, orientada a residir en el teléfono móvil del propio paciente, pero se decidió desarrollar una segunda aplicación paralela, MIDS Caretaker, que permite que el paciente pueda prescindir de tener instalada MIDSAssistant en su teléfono personal y, por tanto, la persona que tenga instalada esta segunda aplicación recibirá de manera directa las alertas del sistema.

Además, se incorporó la funcionalidad de detectar cuando el paciente consigue incorporarse tras la caída, de manera que no hay necesidad de pulsar el botón de no-alerta para devolver el sistema a su estado de normalidad.

Finalmente, se realizaron un total de 86 caídas controladas para probar la respuesta ante la detección de caída del sistema real, obteniendo un porcentaje de aciertos del 90.78 %, con un índice de acierto del 100 % en las caídas frontales y algo menor en las caídas hacia atrás (alrededor del 85 %).

7.1. Trabajo futuro

En caídas en las que el paciente no se queda completamente tumbado en el suelo o no son lo suficientemente bruscas, el sistema podría no detectar la ocurrencia de las mismas. Por este motivo, uno de los trabajos más prioritarios consistiría en, mediante la integración de más acelerómetros en el sistema u otros sensores pertinentes, conseguir aumentar los tipos de caída detectados.

Otra solución para este problema sería la introducción de un botón de activación de la alerta accesible para el paciente. De esta manera, sería el propio paciente el que podría decidir la necesidad del envío de la alerta en caso de fallo del sistema.

Actualmente, el sistema precisa que los elementos se encuentren en la misma red Wi-Fi para su correcto funcionamiento. Por ello, proponemos como trabajo futuro cambiar este tipo de conexión por una sincronización vía Bluetooth, de manera que permita al paciente salir de su vivienda con el dispositivo detector, siempre y cuando tenga instalada en su teléfono móvil la aplicación MIDSAssistant.

Por otra parte, cuando se produce una caída, la aplicación MIDSAssistant procede a llamar a los contactos agregados a la agenda del paciente. Una posible mejora del sistema sería investigar la integración en el sistema de notificaciones de una grabación automática, enviada cuando el contacto respondiera la llamada, de manera que se notifique verbalmente del suceso, en lugar de hacerlo mediante mensaje SMS.

Finalmente, aunque actualmente MIDS sea portable, nuestro objetivo es que sea un sistema cómodo y prácticamente invisible. Por ello tenemos planteado como trabajo futuro reducir las dimensiones de los componentes hardware a un tamaño considerablemente menor. En sintonía con la comodidad es necesario ampliar la autonomía para que el paciente no tenga que preocuparse constantemente de recargar la batería.

Capítulo 8

Conclusions and future work

The project started with a research about existing fall detection systems, finding positive aspects and lacks. This allowed us to establish our system's requirements.

The project's main goal was based on an implementation of a simple and portable fall detection system, developing an algorithm based on the data retrieved from a simulated environment as well as a real one. This goal has been accomplished for the most common falls among the elderly, just like the ones produced while they are walking, and that make the patient lay on the ground. These are the falls that commonly have the worst consequences.

On the other hand, a virtual living lab was used for a virtual patient ADL monitoring. This was used to decide a strategy to solve the fall detection problem. Besides, this environment allowed us to realize the first approaches to the algorithm final version.

The initial system created was complemented with the development of two Android applications, responsible for receiving the fall alert sent by the detector device and to warn the patient's relatives or caretakers.

Initially only the MIDSAssistant application was implemented, focused on residing on the patient's personal smartphone. Later, second parallel application was developed, taking as name MIDSCaretaker. This application allows not to necessarily have MIDSAssistant installed the patient's smartphone. MIDSCaretaker's owner will get directly the system alerts.

A stand-up-detection functionality was added, so it is not needed to press the non-alert button to get the system normality status.

Finally, the system was tested on 86 different controlled falls to try its effi-

ciency, obtaining a success rate of 90.78%, having better ratings in frontal falls than backwards falls.

8.1. Future work

The system may not detect falls that end with the patient not having a full horizontal position, or falls that are not abrupt enough. Because of this, one of the priorities of our work could consist on improving the number of fall types detected through the integration of multiple accelerometers into the system or other pertinent sensors.

Another way to solve this problem could consist in introducing an alert activation button, handy for the patient. In this way the patient itself will be able to decide when to send an alert.

Nowadays, the system needs that its components are connected in the same network through Wi-Fi for its proper functioning. This is why we propose as future work replacing this kind of connection with a synchronization via Bluetooth, in order to allow the patient go outdoors carrying the detector device, as long as he has MIDSAssistant installed in its smartphone.

On the other hand, when a fall occurs, MIDSAssistant starts calling the registered contacts. A possible system improvement would be researching an integration of voice recordings into the notification system. This recording would be sent when the contact picks up the phone, notifying the person who answers verbally instead of sending an SMS.

Finally, even though if MIDS is actually portable, our goal is creating a comfortable and almost invisible system. That's why we have planned as future work considerably reducing the hardware components' dimensions and to increase the battery life.

Capítulo 9

Anexos

9.1. MIDS Assistant: Manual de usuario



9.1.1. Instalación

¡Bienvenido a MIDSAssistant! Este breve manual te explicará los pasos a seguir para configurar la aplicación en tu teléfono móvil para que estés protegido (tú o alguno de tus seres queridos) en un santiamén.

Lo primero es lo primero. Necesitamos descargar la aplicación desde Google Play, o bien desde nuestra web www.midsassistant.com.

Si ha elegido la primera opción, la app se instalará automáticamente. En caso contrario, debe ejecutar el archivo .apk descargado. Si es necesario, debe dar permisos para instalar aplicaciones de fuentes desconocidas. ¡Tranquilo! Somos de fiar.

Una vez instalada, abra la aplicación y aparecerá ante usted esta ventana:

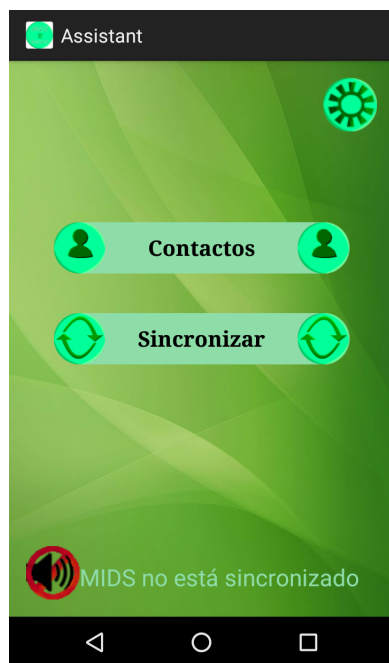
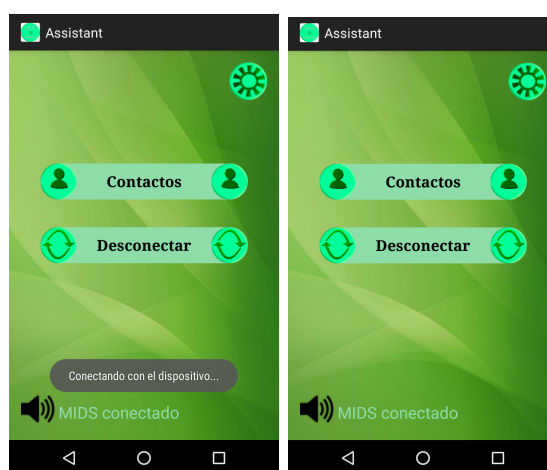


Figura 9.1: Pantalla principal de MIDS Assistant.

9.1.2. Conexión con MIDS

Como pueden observar, en el menú principal hay tres grandes botones: Uno arriba a la derecha, que accede al menú de opciones, y dos centrales. En este apartado, haremos referencia al botón Sincronizar. Este es el que conecta la Aplicación que está usted manejando con el aparato detector de caídas.

Al pulsar Sincronizar, aparecerá un pequeño aviso notificando de que se está intentando establecer la conexión, como muestra la figura de la izquierda. Si se logra establecer la conexión, la pantalla principal pasará a ser la de la derecha.

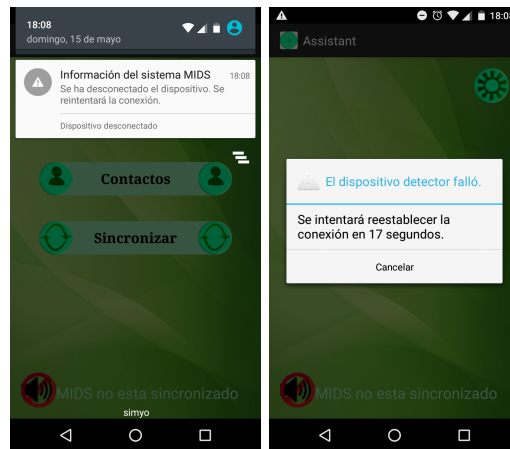


(a) Estableciendo conexión. (b) Conexión establecida.

Figura 9.2: Sincronización de MIDS Assistant con el dispositivo detector.

Ahora su móvil está listo para reaccionar si usted sufre una caída, avisando a sus contactos.

Como añadido, MIDSAssistant posee la característica (si usted como usuario decide activarla) de reconectarse con el dispositivo detector automáticamente si por algún error ajeno a usted la aplicación se desconectase. Las pantallas que vería serían estas:



(a) Notificación recibida al desconectarse. (b) Reconexión en 20 segundos.

Figura 9.3: Reconexiones en MIDS Assistant.

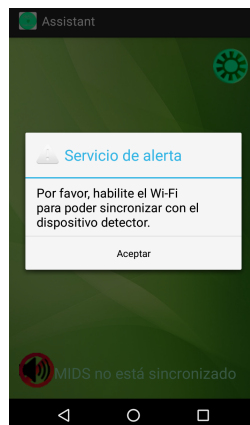


Figura 9.4: Aviso recibido por MIDS Assistant cuando no está habilitado el Wi-Fi.

Tal y como puede observar, la propia aplicación se reconectará automáticamente en un tiempo determinado sin que usted se tenga que preocupar por nada.

El único requisito fundamental para que haya una correcta conexión con el aparato detector de caídas es que tanto el móvil como el dispositivo estén conectados a la misma red. Para su comodidad, MIDSAssistant le informará si está conectado a la red:

9.1.3. Creación de contactos

Pasemos al segundo botón de los centrales, Contactos. Al pulsar este botón, entrarás en este menú:

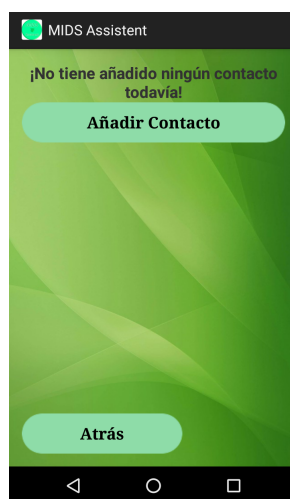


Figura 9.5: Pantalla contactos en MIDS Assistant.

Esta pantalla le permite acceder a la lista de contactos que tiene usted creada. Originalmente, estará vacía. Se irá llenando a medida que agregue usted nuevos contactos. Esto nos lleva a la siguiente función: Añadir un nuevo contacto.

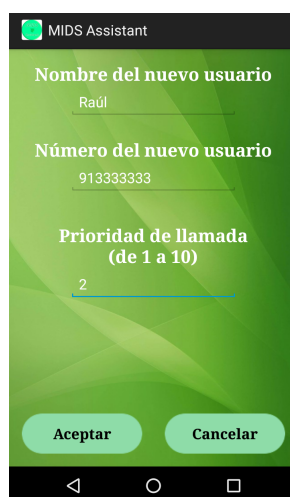
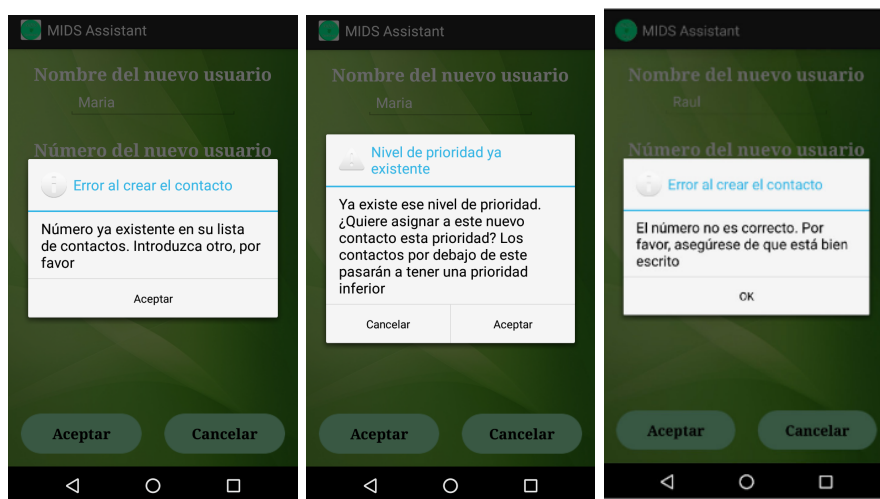


Figura 9.6: Pantalla de añadir contactos en MIDS Assistant.

Aunque parezca autoexplicativo, para su comodidad describiremos cada uno de los apartados de este sencillo formulario:

- **Nombre del nuevo usuario:** Aquí iría el nombre del contacto que desea usted añadir.
- **Número del nuevo usuario:** En este campo se introduciría el teléfono del contacto. La aplicación admite fijos y móviles.
- **Prioridad de llamada (de 1 a 10):** Este es el valor que ordena su lista de contactos. Si se sufre una caída llamará a los contactos agregados en ese orden siendo 1 la mayor prioridad y 10 la menor.

Pueden surgirle una serie de problemas a la hora de introducir los datos:



(a) Contacto repetido. (b) Prioridad ya existente. (c) Número incorrecto.

Figura 9.7: Mensajes de error en MIDS Assistant añadiendo contactos

En la pantalla de la izquierda comprobamos que el usuario ha introducido un número ya existente en la lista de contactos. Es una mera formalidad para evitar errores al tratar la respuesta de emergencia de MIDSAssistant.

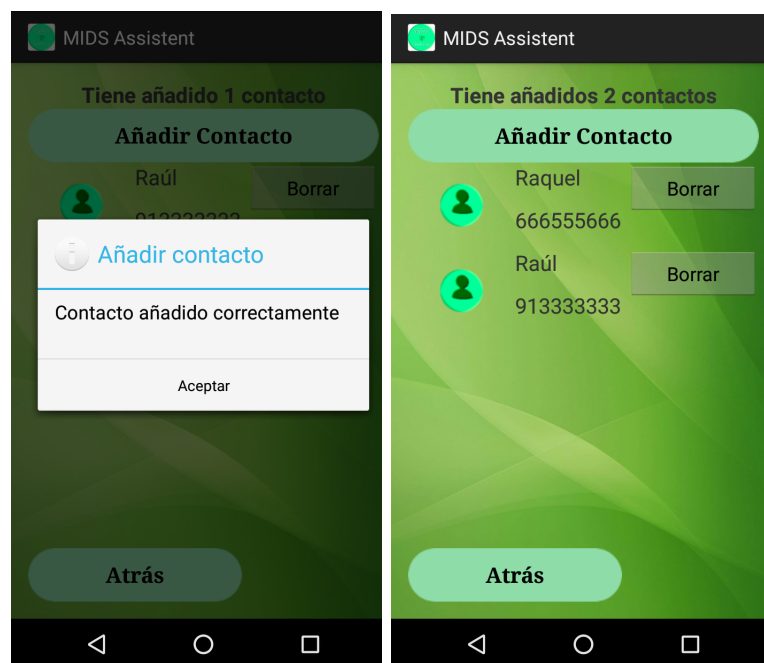
En la pantalla del centro, nos explican que la prioridad asignada ya existe. Puede usted decidir si elegir otro nivel de prioridad para ese nuevo contacto o reordenar la lista ya creada.

En la pantalla de la derecha, podemos ver que no se ha introducido correctamente el número de teléfono. Puede que le haya faltado una cifra o haya

escrito de más. Los formatos soportados son:

- 6** ** ** ** ->móvil
- 7** ** ** ** ->móvil (nuevo)
- 9* *** ** ** ->Teléfono fijo

Si se han introducido correctamente los datos y pulsa aceptar, un nuevo contacto habrá sido creado satisfactoriamente y podrá ver las siguientes pantallas:



(a) Mensaje de confirmación al añadir un contacto.

(b) Lista de contactos

Figura 9.8: Añadiendo contactos en MIDS Assistant.

9.1.4. Opciones

En esta sección explicaremos lo referente a los aspectos configurables de la aplicación. Este es el menú al que se accede tras pulsar en el botón del Engranaje y una vez dentro, pulsando general:

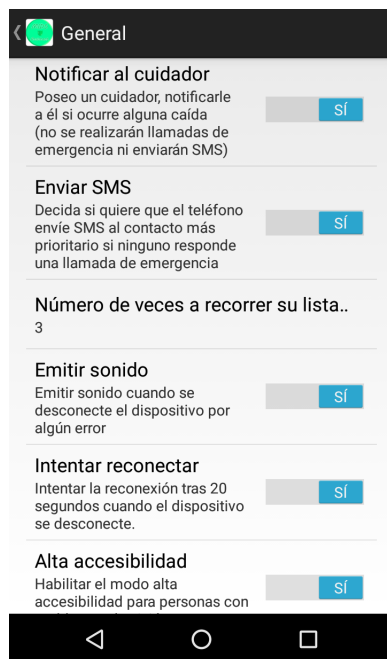


Figura 9.9: Lista de opciones disponibles en MIDS Assistant.

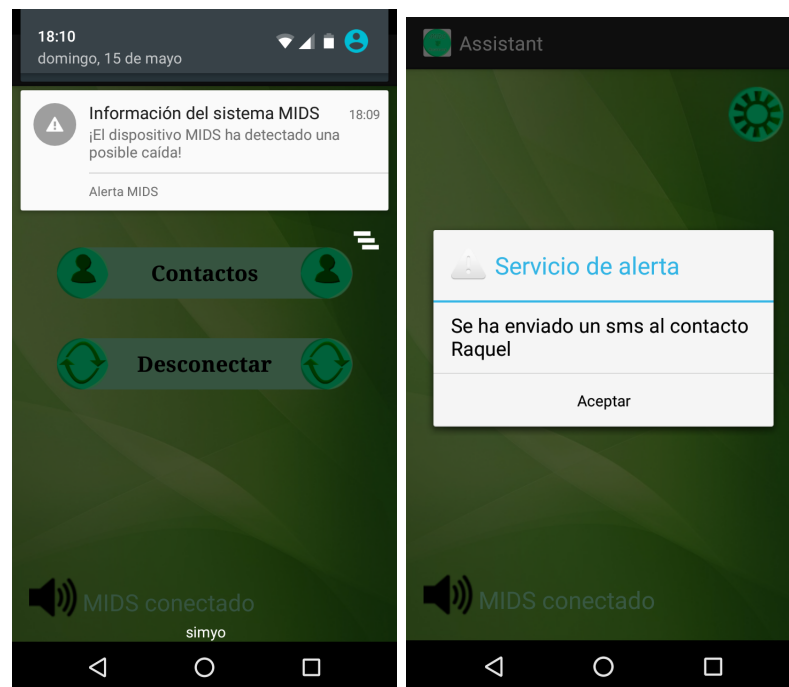
Este menú de opciones le permitirá configurar diferentes aspectos:

- **Notificar al cuidador:** existe una aplicación paralela a MIDSAssistant llamada MIDSCaretaker (hablaremos sobre ella en la sección 6). Esta opción indica a nuestra aplicación cómo debe reaccionar ante una alerta de caída. Si está marcado sí, será MIDSCaretaker quien recibirá las alertas y se encargará de ejecutar correctamente la respuesta de emergencia. Si está marcado no, MIDSAssistant funcionará tal y como explicaremos en la sección 5.
- **Enviar SMS:** tal y como viene explicado en la imagen anterior, esta opción habilita o deshabilita el envío de un SMS a su contacto más prioritario si nadie ha respondido a las llamadas de aviso realizadas en la respuesta de emergencia de MIDSAssistant.
- **Número de veces a recorrer su lista de contactos:** esta opción establece cuántas veces se llamará a cada uno de sus contactos si se activa la respuesta de emergencia. Pueden fijarse ser de 1 a 3 veces.
- **Emitir sonido:** esta opción permite, si está activada, que el teléfono emita un sonido avisando de que se ha producido un error de conexión del sistema.

- **Intentar reconectar:** esta opción habilita la reconexión automática del sistema tras 20 segundos si, por cualquier causa, hubiese un error.
- **Alta accesibilidad:** Habilita una interfaz adaptada a personas muy mayores o con problemas de visibilidad, tal y como se indica en la sección Accesibilidad.

9.1.5. Respuesta de emergencia

En la penúltima sección del manual explicaremos cómo su aplicación reacciona ante un aviso de caída:



(a) Notificación recibida al producirse una caída. (b) Mensaje recibido al enviarse un SMS

Figura 9.10: Respuesta de emergencia en MIDS Assistant.

En la pantalla de la izquierda comprobamos cómo su smartphone recibe una notificación en el momento en el que el dispositivo detector de caídas envía una alerta. Entonces, comenzará la respuesta de emergencia.

MIDSAssistant comenzará a llamar a cada uno de los contactos que haya registrado previamente. Pueden darse dos situaciones:

- **Una de las llamadas ha sido contestada:** en este caso, para asegurar que su contacto quede informado correctamente sobre la situación, se enviará un SMS.
- **Ninguna de las llamadas ha sido respondida:** en este caso, si la opción está habilitada, se enviará un SMS a su contacto más prioritario, para intentar que se produzca la más inmediata respuesta.

9.1.6. Accesibilidad

Las personas a las que van destinadas estas aplicaciones son un público muy especial. Por ello, hemos decidido habilitar una opción para los ancianos de mayor edad o con problemas de visión que vayan a utilizar nuestro sistema, intentando diseñar una interfaz más adecuada, con elementos más grandes y colores que contrasten.

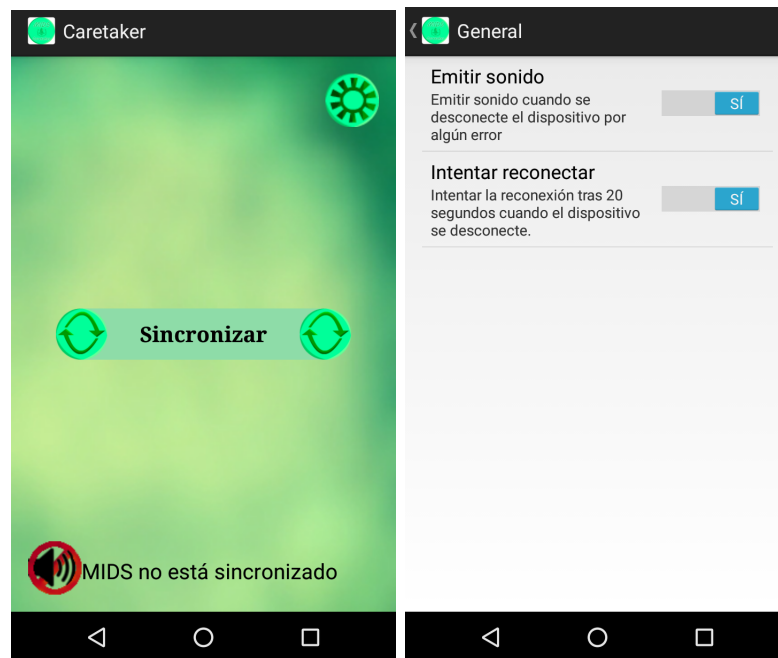


(a) Pantalla principal. (b) Lista de contactos. (c) Añadir contactos.

Figura 9.11: Aplicación MIDS Assistant en modo Alta accesibilidad.

9.1.7. MIDS Caretaker

Llegamos al final del manual. MIDSCaretaker es una aplicación paralela a MIDSApp, con un comportamiento similar. Esta aplicación está ideada para gente que tenga una persona a su cuidado de manera regular. Una vez instalado MIDSCaretaker en el smartphone de la persona que se encargue de usted, en lugar de realizar llamadas y/o enviar un SMS, emite un aviso sonoro para que acuda en su ayuda de manera inmediata.



(a) Pantalla principal.

(b) Lista de opciones.

Figura 9.12: Aplicación MIDS Caretaker

Estos son pantallazos de ejemplo de esta aplicación. Como se puede comprobar, son prácticamente iguales a los de MIDSAssistant. En este caso, sin el menú de contactos ni las opciones respectivas a su respuesta de emergencia.

¡Y hasta aquí el manual de usuario de nuestras aplicaciones! Esperamos que haya sido de ayuda.

9.2. Conexión de los dispositivos hardware

GPIO: General Purpose Input/Output

BBG dispone de 46 pines en cada una de sus dos cabeceras, que pueden ser usados como puertos GPIO, de manera que pueden configurarse para conectar numerosos dispositivos de entrada/salida y controlarlos de manera sencilla.

Esto puede resultar muy útil, pero en nuestro diseño hemos decidido por simplicidad usar los puertos UART existentes en la placa y en la capa de expansión, configurándose como puertos GPIO.

Esto es sencillo, editando el archivo `/boot/uEnv.txt`, y comentando la línea:

I2C: Inter-Integrated circuit

I2C es un protocolo en serie que se utiliza para conectar dispositivos de baja velocidad como microcontroladores, memorias EEPROM, conversores Digital/Analógico o Analógico/Digital, interfaces de entrada y salida y otros periféricos similares en sistemas embebidos. Fue inventado por Philips y ahora es utilizado por casi todos los principales fabricantes de circuitos integrados. Está configurado para ser utilizado como un bus maestro-esclavo.

Se puede configurar para el uso de uno o varios maestros siempre y cuando se tenga en cuenta en la sincronización inicial. Cada maestro tiene su propio reloj. Utiliza dos líneas bidireccionales para la comunicación:

- SCL : “Serial Clock” para la propagación de la señal del reloj.
- SDA: “Serial Data” para la transmisión de los datos a través del bus.

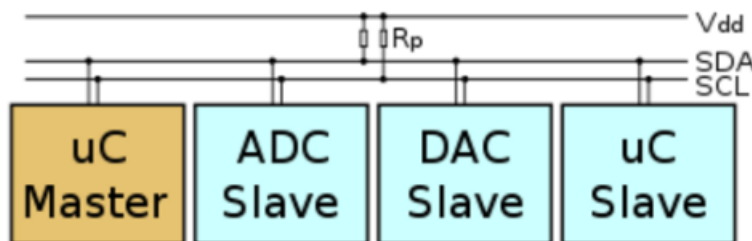


Figura 9.13: SDA y SCL.

Cada dispositivo I2C esclavo necesita una dirección que viene proporcionada por el fabricante y que será utilizada por el maestro para identificar la

procedencia de los datos. Consta de 7 bits , del bit 1 al 7, y debe ser única en el bus. El bit 0 se utiliza para señalar si se debe leer o escribir sobre el dispositivo, es decir, si el bit de dirección 0 guarda el valor 1, entonces el maestro leerá del dispositivo esclavo. La dirección puede ser de 10 bits si la especificación lo permite. Algunos dispositivos tienen su dirección fija y en otras ocasiones es modificable.

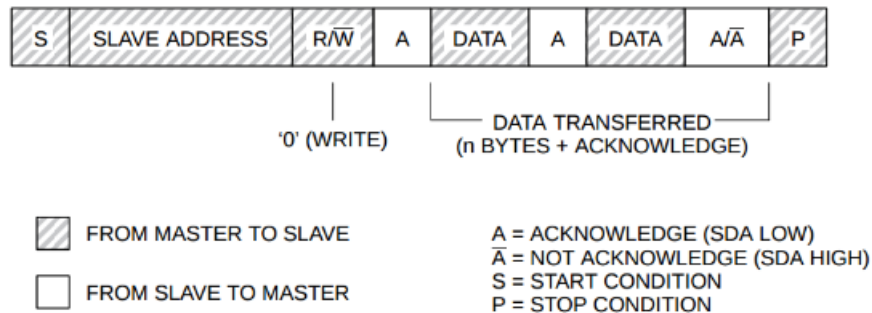


Figura 9.14: Master-Slave.

La dirección usada por el acelerómetro ADXL345 es la 0x53 .Pero , ¿qué sucedería si necesitáramos conectar dos dispositivos idénticos a un mismo bus I2C?

En un primer momento se estudió la posibilidad de integrar dos acelerómetros en este proyecto. Se descartó esta opción debido a la imposibilidad de distinguir si los datos proceden de un acelerómetro u otro sin utilizar algún mecanismo, dispositivo o modificación hardware. Por otra parte es necesario tener muy en cuenta la frecuencia de muestreo ya que una caída podría pasar desapercibida si no hay suficiente velocidad en la recogida de los datos.

En un primer momento, las especificaciones de I2C determinaron que la frecuencia máxima del reloj era de 100 kHz. Esta se aumentó posteriormente hasta los 400 kHz en un modo que se denominó “Fast Mode”. Existen además otros dos modos que incrementan la frecuencia hasta 3,4 MHz y 5 MHz, estos son el “High Speed Mode” y el “Ultra-Fast Mode” respectivamente. Las elevadas frecuencias hacen que sea sencillo conectar un gran número de dispositivos esclavos y no perder información relevante de ninguno de ellos. En el problema concreto de la detección de las caídas este aspecto es realmente relevante y hace que I2C sea la opción más correcta para la conexión del acelerómetro.

Bibliografía

- [1] P. W. Stephen R. Lord, John A. Ward and K. J. Anstey, “Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 42, pp. 1110–1117, Octubre 1994.
- [2] Tunstall, “Passive infrared sensor (pir).” <http://www.tunstallhealthcare.com.au/solutions/pir>.
- [3] G. M. y Dimitrios Makris, “Fall detection system using kinect’s infrared sensors,” *Journal of Real-Time Image Processing*, vol. 9, pp. 635–646, Marzo 2012.
- [4] G. D. y M. A. Belshaw M., Taati B., “Intelligent vision-based fall detection system: Preliminary results from a real-world deployment,” Junio 2011. University of Toronto - Toronto Rehabilitation Institute.
- [5] N. editor, “New device vigi’fall will make growing older safer thanks to eu funding,” *Horizon 2020*, Noviembre 2013.
- [6] F. G. M. J. G. y J. Alberto Olivares Vicente, Gonzalo Olivares Ruiz, “Wagyromag: Red inalámbrica de sensores inerciales para el registro y procesamiento de movimientos corporales.” Universidad de Granada, jun 2014.
- [7] B. D. R. y K. A. B. Vemula Shirisha, “An enhanced fall detection system for elderly person monitoring using consumer home networks,” *International Journal of Advanced Research Foundation*, vol. 3, feb 2016.
- [8] Sense4Care, “Angel4 fall detection.” www.sense4care.com/en/.
- [9] M. J. T. Núñez, *Aplicación para la detección de caídas*. PhD thesis, E.T.S de Ingeniería Informática. Universidad de Valladolid, 2009.
- [10] M. R. y S. W. Thomas Degen, Heinz Jaeckel, “Speedy: A fall detector in a wrist watch,” *Wearable Computers, Seventh IEEE International Symposium*, 2003.

- [11] J. Ning, “Detecting human falls with a 3-axis digital accelerometer,” tech. rep., Analog Devices, Julio 2009.
- [12] J. Osterweil, “Method and apparatus for body position monitor and fall detection using radar.” <https://patents.google.com/patent/US7567200B1>, 07 2009.
- [13] L. G. y. A. U. Michelle A. Clifford, Rodrigo L. Borrás, “System and method for fall detection.” <https://patents.google.com/patent/US7191089B2>, 03 2007.
- [14] M. M. e. I. E. A. Guillaume Pérolle, P.Fraisse, “Detector automático de caídas y monitorización de actividad para personas mayores,” *Revista española de geriatría y gerontología*, vol. 41, pp. 33–41, 2006.
- [15] OMS, “Caídas,” *Centro de prensa de la OMS*, Octubre 2012. 344.
- [16] A. B. E. G. A. C. S. R. y. E. F. A. Teresa Villar San Pio, M^a Pilar Mesa Lampre, *Tratado de geriatría para residentes*, ch. Alteraciones de la marcha, inestabilidad y caídas. Madrid, 2006.
- [17] S. Yoshida, “A global report on falls prevention epidemiology of falls,” *Centro de prensa de la OMS*, 2007.
- [18] S. N. L. y. J. C. M.Yu, A. Rhuma, “A posture recognition-based fall detection system for monitoring an elderly person in a smart home environment,” *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, vol. 16, pp. 1274–1286, Agosto 2012.
- [19] A. Nishikawa, “Notas del desarrollo del monitorizador de personas dependientes,” 2010.
- [20] Arduino, “Arduino yún.” www.arduino.cc/en/main/arduinoboardyun.
- [21] SocialCompare. <http://socialcompare.com>.
- [22] SeeedStudio, “Beaglebone green.” ["beagleboard.org/green"](http://beagleboard.org/green).
- [23] SeeedStudio, “Beaglebone greenseed wiki: Beaglebone green.” www.seeedstudio.com/wiki/beaglebone_green.
- [24] D. Molloy, *Exploring BeagleBone: Tools and Techniques for Building with Embedded Linux*. Wiley, Diciembre 2014.
- [25] A. H. y Aravind Prakash, *Android for the BeagleBone Black*. Packt Publishing, Febrero 2015.
- [26] R. P. Foundation. www.raspberrypi.org.

- [27] Adafruit, “Raspberry pi zero.” adafruit.com/products/2885.
- [28] G. de investigación GRASIA. <http://grasia.fdi.ucm.es/aide/tutorial/index.html>.

Capítulo 10

Glosario

PHAT:Physical Human Activity Tester.

AIDE: Ambient Intelligence Development Environment.

PIR: Passive Infrared Sensor.

BBG: Beaglebone Green.

ADL: Activities of Daily Living.

Wagyromag: Wireless Accelerometer, Gyroscope and Magnetometer.

WSN: Wireless Sensor Network.

GSM: Global System for Mobile communications.

MEMS: Micro-Electromechanical System.

GPS: Global Positioning System.

FATE: Fall Detector For Elderly.

OEPM: Oficina Española de Patentes y Marcas.

I2C: Inter-Integrated Circuit.

UART: Universal Asynchronous Receiver-Transmitter.

HDMI: High-Definition Multimedia Interface.

GPIO: General Purpose Input/Output.

EEPROM: Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory.

IoT: Internet of Things.

SPI: Serial Peripheral Interface.

PWM: Pulse-Width Modulation.

TWI: Two Wire Interface.

MIDS: Mobility Issue Detector System.

ADC: Analog-to-Digital Conversion.

SCL: Serial Clock.

SDA: Serial Data.

AMI: Advanced Metering Infrastructure.

SoC: System on Chip.

Capítulo 11

Aportaciones

Este proyecto se ha dividido en tres grandes bloques. Por un lado la memoria, en la que cada uno ha colaborado en la redacción de distintos apartados, o bien ha apoyado a otros compañeros en la revisión y corrección de los mismos. En segundo lugar, la aplicación Bodyfall desplegada sobre la BeagleBone y, por último, las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker.

11.1. Aportaciones de Raquel

En relación a la memoria, mis aportaciones han consistido en lo siguiente:

- Participación en la redacción del resumen tanto en inglés como en castellano junto con Beatriz y Raúl.
- Redacción del apartado de los tipos de detectores de caídas así como de realizar el estudio de las ventajas e inconvenientes de cada uno de dichos tipos de detectores y elaborar varias tablas con los resultados obtenidos.
- Recopilar información de los dispositivos Wagyromag y Sistema de red GSM y la redacción de los correspondientes apartados de la memoria.
- Investigación y redacción de los dispositivos Angel4, Speedy y Wiimote junto con mi compañera Beatriz.
- Elaboración de la tablas de ventajas e inconvenientes de todos los dispositivos estudiados, tanto los míos propios como los de mis compañeros.
- A partir de los datos recogidos tras el estudio de los dispositivos anteriores, Beatriz y yo decidimos y pusimos por escrito los requisitos que debía de tener nuestro sistema.

- Redacción del punto de microordenadores para prototipado rápido, el cual justifica nuestra decisión de utilizar BeagleBone para este proyecto.
- Colaboración con Beatriz en la escritura de la introducción del diseño del sistema.
- Participación en la identificación y redacción de los casos de usos junto con mis dos compañeros.
- Descripción del hardware utilizado para el dispositivo detector. Explicación del motivo del uso de Debian en el sistema.
- Redacción junto a Beatriz de la introducción del apartado método de desarrollo.
- Redacción completa de la parte del método de desarrollo en simulado.
- Redacción del punto completo de la experimentación en simulado recogiendo los datos registrados en la monitorización de ADL y caídas así como el análisis completo de los mismo incluyendo varias tablas explicativas.
- Tablas de los rangos de normalidad y de las variaciones máximas de aceleración en las ADL sobre el simulador.
- Apartado de pruebas del sistema y de respuesta completa del sistema así como la documentación de las mismas en colaboración con Beatriz.
- Redacción de las conclusiones y del trabajo futuro junto a Beatriz y posterior traducción del mismo junto con Raúl y Beatriz.
- Colaboración con Beatriz en la elaboración de la bibliografía del trabajo completo así como en el glosario.
- Corrección de las explicaciones de los diagramas del sistema.
- Redacción del anexo: Conexión de los dispositivos hardware, el cual explica los protocolos de conexión utilizados principalmente en el sistema.

Mis aportaciones en la aplicación Bodyfall y en simulación han sido las siguientes:

- En un primer momento se pensó que podría ser posible el desarrollo de la aplicación Bodyfall sobre un entorno Android. Las encargadas del estudio de la integración de Android sobre BBG fuimos Beatriz y yo. Finalmente decidimos utilizar Debian debido a la incompatibilidad de los sensores grove con Android.

- Elección junto con Beatriz de los sensores que utilizamos para el despliegue físico del sistema.
- Preparación de los dispositivos para las conexiones Wifi necesarias a la hora de desplegar el sistema.
- Investigación, junto con Beatriz, de las clases en C++ necesarias para poder integrar los protocolos de comunicación I2C y GPIO apoyándonos en el libro Exploring the BeagleBone Black de Derek Molloy.
- Entre los tres definimos los casos de uso probados en el simulador, con las diferentes situaciones que se podían dar para nuestros usuarios.
- Implementación junto con Beatriz, de la conectividad entre los dispositivos, así como en el envío y tratamiento de los datos.
- Pruebas del sistema en el entorno simulado junto con Beatriz y recolección de los valores de normalidad de los ADL. Monitorización de ADL y de caídas simuladas que nos permitieron detectar los valores característicos de las caídas.
- Realización de la segunda y tercera versión del prototipo para impresión 3D de la caja así como participación en el primero.
- Creación, junto con Beatriz, e introducción en el sistema de un demonio de Linux que arranque la aplicación al iniciarse y que controle en tiempo real si continúa ejecutándose relanzándola si fuera necesario.
- Implementación de la aplicación Bodyfall completa junto con Beatriz.
- Mejora de la primera propuesta del algoritmo de detección junto con Beatriz.
- Implementación, junto con Beatriz, de la funcionalidad extra de detección del estado levantado del paciente tras una caída.
- Colaboración en la implementación de la funcionalidad del descarte de situaciones de alerta y respuesta sonora, sobre todo en la fase final. Todo ello junto con Beatriz.

Finalmente, mis aportaciones en las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker fueron:

- Implementación, junto con Beatriz y Raúl, de la realización de llamadas y la detección de la respuesta o no por parte de los contactos añadidos a la aplicación.
- Implementación, junto con Beatriz, de la funcionalidad para el envío de SMS a los contactos pertinentes.

- Colaboración en la implementación de los hilos que soportan la conectividad entre las aplicaciones y el dispositivo detector.
- Implementación, junto con Beatriz, de las notificaciones que emergen cuando la aplicación recibe una alerta.
- Implementación, junto con Beatriz, de la aplicación completa MIDS Caretaker.

En general todos hemos colaborado en mayor o menor medida en todos los grandes bloques del proyecto y , entre los tres, hemos solucionado los problemas y conflictos que iban surgiendo hasta conseguir hacer real una primera idea que parecía muy lejana. El trabajo duro de los tres sirvió no solo para conseguir terminar un trabajo fin de grado sino que también nos sirvió para aprender a desarrollar un proyecto desde cero y a lidiar con los conflictos que se iban planteando a lo largo del mismo.

11.2. Aportaciones de Raúl

Para mejor entendimiento del apartado, se dividirán las aportaciones en dos partes, contribuciones a la memoria y contribuciones al sistema:

MEMORIA:

Con respecto al apartado del estado del arte, fui el responsable de encontrar información sobre dispositivos basados en detectores de infrarrojos, basados en cámaras y patentes.

Hubo que imponer rigurosidad en la búsqueda de información respecto a los dispositivos de infrarrojos y los de cámaras. Al ser dispositivos comerciales o investigaciones privadas, o bien proporcionaban datos escasos o bien era necesario pagar para acceder a ellos.

Sin embargo, para las patentes utilicé google patents y el buscador de la OEPM y se hallaron datos fiables y completos.

Fui el encargado de la creación de los diagramas representados en la memoria. Se realizaron:

- Diagrama de despliegue.
- Diagramas de secuencia del sistema general, parte hardware y parte software.
- Diagramas de clase de la parte hardware y de la parte software.
- Diagramas de actividad del sistema general, de la parte hardware, de la parte software y del algoritmo.
- Diagramas base de la definición del entorno virtual, completados y corregidos por mis compañeras.

Siguiendo en el aspecto gráfico, también fui el encargado de crear el boceto general del sistema. Se realizaron 4 versiones hasta conseguir la definitiva. En adición, fui el responsable del diseño y creación de los logotipos de ambas aplicaciones.

Llegando al apartado de escritura, redacté las definiciones de los diagramas listados anteriormente, y me ocupé de escribir al completo el apartado de arquitectura y diseño de las aplicaciones.

Para concluir, escribí el manual de usuario, tratando de darle un enfoque cercano, lo más parecido posible a un manual convencional.

Como trabajo común con mis compañeras fue:

- Revisiones de la memoria al completo, buscando erratas, incorrecciones o cualquier error.
- Escritura del resumen tanto en castellano como en inglés.
- Creación de los casos de uso.

SISTEMA:

Fui, principalmente, responsable del ámbito software del sistema. Es decir, la aplicación android. Diseñé y creé la base de la aplicación. Con esto me refiero al sistema de creación y registro de contactos, y a un principio de la respuesta de emergencia.

Pensé que al ser como máximo 10 contactos, sería correcto hacer persistente la información utilizando un archivo de texto binario propio de la aplicación.

Trabajando con mis dos compañeras, fuimos capaces de refinar el sistema de llamadas automático de MIDSAssistant.

Y mano a mano con Beatriz, creamos el servicio encargado de conectarse con el dispositivo detector de caídas y recibir alertas.

Construí las opciones base de la aplicación: decidir cuántas veces se recorría la lista de contactos al realizar las llamadas automáticas y decidir si se enviaba un SMS o no como parte de la respuesta de emergencia.

Más tarde serían refinadas y completadas por mis compañeras.

Fui responsable de la creación de las interfaces de usuario. Creé con ayuda de mi compañera Beatriz tres versiones:

- La primera, sencilla y funcional. Fondo blanco y botones grises. Pensado como base para desarrollar la funcionalidad.
- La segunda, más estética, pero no llegó a cuajar del todo.
- La tercera y final, mostrada actualmente en la aplicación, manteniendo el esquema de colores de la anterior, con un fondo de pantalla más adecuado.

Más adelante se decidió crear una interfaz de alta accesibilidad, de la cual creé una base muy simple, completada y corregida con gran acierto por Beatriz.

Para terminar con las aportaciones, creo que cabe decir que tanto yo como mis compañeras hemos estado constantemente presentes en la creación de todo, y aunque sea mucho mayor el peso marcado en las aportaciones de cada uno, todos hemos contribuido un poco a todo.

Gracias a mis dos compañeras por tanto.

11.3. Aportaciones de Beatriz

Respecto a la elaboración de esta memoria, mi contribución consiste en los siguientes puntos:

- Elaboración junto a mis compañeros de los resúmenes en los dos idiomas.
- Búsqueda de la información y redacción del capítulo de Introducción, revisado por mis dos compañeros.
- Recopilación de artículos y estadísticas sobre el problema de la detección de caídas, mostrados en la sección con este mismo nombre, haciendo una investigación sobre los motivos y consecuencias de las caídas en las personas de edad avanzada.
- Redacción y análisis de los sistemas detectores de caídas Vigifall, Angel4, Speedy y Wiimote, estos últimos en conjunto con mi compañera Raquel.
- Responsable de la investigación y redacción de la sección Algoritmos, que recoge los enfoques más comunes a la hora de diseñar algoritmos de detección usando acelerómetros, incluyendo una propuesta.
- Identificación y redacción de los requisitos del sistema junto con mi compañera Raquel, encargandome específicamente de la elaboración de la tabla que contrasta la presencia de estos requisitos en todos los sistemas investigados.
- Escritura de la introducción del diseño del sistema, en el que se explica a rasgos generales el funcionamiento del sistema ante la detección de una caída.
- En conjunto con mis dos compañeros, elaboración de los casos de uso del sistema.
- Especificación del método de desarrollo seguido junto con Raquel, y de manera exclusiva elaboración del apartado que explica el modo de trabajo seguido para los experimentos y pruebas realizados en el despliegue real, así como redacción y representación gráfica de los resultados obtenidos de ello, especificado en el apartado Experimentación en real.
- Redacción del apartado conclusiones y trabajo futuro junto con Raquel, así como traducción del mismo al inglés con mis dos compañeros.
- Elaboración del glosario, con la colaboración de Raquel.

- Paso a L^AT_EX de la memoria completa y corrección de los diagramas que explican la arquitectura del sistema.

Mis contribuciones a la implementación de la aplicación Bodyfall integrada en BBG encargada de la detección de las caídas son las siguientes:

- Al comienzo del proyecto, Raquel y yo estudiamos la posible integración del sistema operativo Android en BBG, lo cual habría hecho posible desarrollar el sistema detector de igual manera en el entorno simulado así como en el despliegue físico final. Cabe destacar que esta idea se desestimó por la dificultad (si no incompatibilidad) de la integración de los elementos hardware empleados en el sistema sobre Android.
- Participación en la elección de los componentes hardware que harían posible la detección y respuesta ante las caídas.
- Implementación junto a Raquel de las clases C++ que permitieran la comunicación con los sensores y actuadores por I2C y GPIO, basándonos en el libro Exploring Beaglebone de Derek Molloy[24].
- Definición en conjunto con mis compañeros de los casos de uso probados en el simulador, con las diferentes situaciones que se podían dar para nuestros pacientes virtuales, permitiendo realizar una primera investigación sobre las caídas en un entorno simulado.
- Primera implementación de la interconexión de los dispositivos en el entorno simulado, con una aplicación que monitorizase las actividades haciendo las veces de dispositivo detector y otra que recibiese las alertas, gracias a la interconexión de los dos emuladores vía socket.
- Desarrollo del código que permite la conectividad entre los dispositivos presentes en el sistema, permitiendo el envío y tratamiento de datos.
- Realización de las pruebas en simulado junto a Raquel, para familiarizarnos con los valores de normalidad en ADL.
- Realización de los prototipos en cartón de la caja usados en la recopilación de datos y la realización de las pruebas físicas del sistema.
- Monitorización los valores de normalidad de las ADLs con la colaboración de la persona voluntaria, haciendo el análisis de los rangos de las mismas y las variaciones máximas detalladas, contrastando con los datos recopilados de las caídas controladas en las cuales yo fui el sujeto de estudio.

- Elaboración de la primera propuesta del algoritmo de detección, el cual se probó mediante las caídas controladas realizadas por Raquel y por mi.
- Realización de la primera versión del prototipo para impresión en 3D de la caja, así como participación en el segundo y tercer prototipo.
- Creación junto a Raquel de un demonio de Linux que arrancase nuestro programa, relanzando en caso de ser necesario.
- Grabación del vídeo para la presentación que muestra en el entorno el despliegue seguido para el sistema físico final.
- Junto con mi compañera Raquel, testeo de la respuesta completa del sistema en los diferentes casos de usos definidos y con todas las configuraciones posibles del sistema, así como redacción de la documentación sobre las mismas.
- Implementación junto a Raquel de la funcionalidad extra de detección del estado levantado tras una caída.
- Implementación de la respuesta sonora, así como el descarte de situaciones de alerta mediante el botón.

Finalmente, estas fueron mis aportaciones respecto al desarrollo de las aplicaciones MIDS Assistant y MIDS Caretaker:

- Implementación de la realización de llamadas y la detección de la respuesta por parte de los contactos junto a mis dos compañeros.
- Implementación de los hilos que soportan la conectividad entre las aplicaciones y el dispositivo detector, así como la reconexión automática en caso de pérdida de comunicación con el dispositivo.
- Implementación de las notificaciones emergentes con Raquel, así como el envío de mensajes SMS a los contactos pertinentes ante la detección de una alerta por caída.
- Implementación junto a Raúl del servicio ejecutado en segundo plano sobre el que se reciben las posibles alertas recibidas, así como la opción “alta accesibilidad” para el modo con botones más grandes y colores contrastados, pensado para personas con problemas de visión.
- Implementación completa de la aplicación MIDS Caretaker, complementaria a MIDS Assistant, junto a mi compañera Raquel.

Indicar que el trabajo realizado en este proyecto ha sido conjunto en la mayoría de los casos, por lo que la distinción entre lo que hizo uno y otro es bastante complicada.

