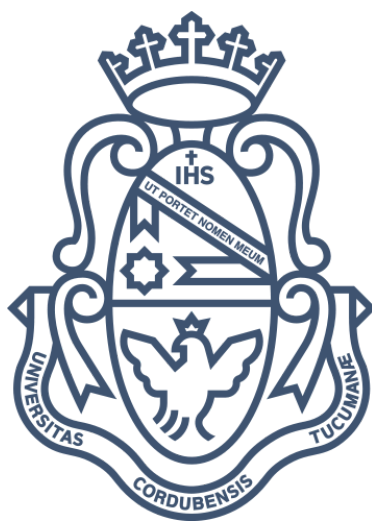


Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales
Facultad de Ciencias Médicas
Ingeniería Biomédica

Prototipo de sistema de detección de caídas y aviso a contactos de emergencia para adultos mayores



Alumno:

Beretta, Pedro

Matrícula: 41962570

Asesores:

Beltramone, Diego Antonio

Rivarola, Marcela Fabiana

Vitale Flores, Javier



Córdoba, octubre de 2023

Índice

1 Agradecimientos	8
2 Resumen	9
2.1 Palabras Clave	9
3 Abstract	10
3.1 Keywords	10
4 Introducción	11
4.1 Presentación de la problemática	11
4.2 Motivación	12
5 Objetivos	13
5.1 Objetivos generales	13
5.2 Objetivos específicos	13
6 Marco Teórico	14
6.1 Las caídas, conceptos generales	14
6.1.1 Factores de riesgo	14
6.1.1.1 Factores intrínsecos	14
6.1.1.2 Factores extrínsecos	15
6.1.2 Consecuencias	16
6.1.3 Definición de caída	17
6.1.4 Física, etapas y variables de las caídas	17
6.1.4.1 Etapas de una caída	18
6.1.4.2 Variables de una caída	18
6.2 Tecnologías para la detección de caídas	19
6.2.1 Monitorización ambiental	19
6.2.1.1 Sistemas basados en cámaras	19
6.2.1.2 Sistemas basados en infrarrojos	19
6.2.1.3 Sistema basado en Kinect	19
6.2.2 Monitorización personal	19
6.2.2.1 Sistemas basados en acelerómetros	20
6.2.2.1.1 Acelerómetros mecánicos	21
6.2.2.1.2 Acelerómetros piezoeléctricos	21
6.2.2.1.3 Acelerómetros piezorresistivos	22
6.2.2.1.4 Acelerómetros capacitivos	22
6.2.2.1.5 Acelerómetros Térmicos	23
6.2.2.1.6 Acelerómetros microelectromecánicos (MEMS)	24
6.2.2.2 Sistemas basados en acelerómetros y giroscopios	24
6.2.2.2.1 Giroscopios MEMS	24
6.2.3 Algoritmos para la detección de caídas mediante el uso de acelerómetros	25
6.2.3.1 Detección del pico de aceleración	25
6.2.3.2 Detección de la colisión	25
6.3 Microcontroladores	25
6.3.1 Protocolos de comunicación serial	26

6.3.1.1 I ² C	26
6.3.1.2 SPI	27
6.4 Redes inalámbricas	28
6.4.1 Redes inalámbricas de área personal (WPAN)	29
6.4.1.1 Bluetooth	29
6.4.2 Redes inalámbricas de área local (WLAN)	29
6.4.2.1 Wi-Fi	29
6.4.3 Redes inalámbricas de área amplia (WWAN)	30
6.4.3.1 Red de telefonía móvil	30
6.4.3.1.1 GSM	30
6.4.3.1.2 SMS	30
7 Propuestas	32
7.1 Antecedentes de sistemas de detección de caídas	32
7.1.1 Speedy: un detector de caídas en un reloj de muñeca	32
7.1.2 Sistema de detección de caída en personas de la tercera edad para uso en centros geriátricos	32
7.1.3 Dispositivo IOT detector de caídas para las personas de la tercera edad	33
7.1.4 Diseño, construcción e implementación de un prototipo para detección y notificación de caídas en adultos mayores	33
7.1.5 Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros	34
7.1.6 Opciones comerciales	34
7.2 Estudio de los escenarios	37
7.3 Estudio de la necesidad	38
7.4 Posibles implementaciones	41
8 Materiales y Métodos	43
8.1 Elección del sensor	43
8.2 Comunicación dispositivo/ aplicación/ contacto de emergencia	44
8.3 Elección del microcontrolador	45
8.4 Primeras mediciones	47
8.4.1 Frecuencia de muestreo	49
8.4.2 Mediciones AVD y caídas	49
8.5 Ubicación del dispositivo	55
8.6 Algoritmo	55
8.6.1 Constantes de tiempo	55
8.6.2 Umbrales	55
8.6.3 Algoritmo de detección	56
8.6.4 Código para detección automática y activación manual	58
8.7 Alimentación	59
8.8 Aplicación Detectar Caídas	60
9 Implementación	64
9.1 Fabricación y realización	64

9.1.1 Componentes y conexiones	64
9.1.2 Carcasa	67
9.2 Pruebas / validaciones	70
9.2.1 Pruebas de caídas	70
9.2.2 Pruebas de AVD	71
9.2.3 Pruebas de alcance Bluetooth	72
9.2.4 Pruebas de ubicación	72
9.2.5 Pruebas de uso cotidiano	72
9.2.5 Pruebas de duración batería	73
10 Resultados	74
10.1 Resultados de pruebas de caídas	74
10.2 Resultados en AVD	77
10.3 Resultados de alcance Bluetooth	81
10.4 Resultados de pruebas de ubicación	81
10.5 Resultados de pruebas uso cotidiano	81
10.6 Resultados de pruebas de duración de batería	81
11 Discusiones	82
12 Conclusiones y trabajos futuros	83
12.1 Conclusiones	83
12.2 Limitaciones y trabajos futuros	84
13 Bibliografía y Referencias	84
14 Anexos	89
14.1 Anexo I: encuesta	89
14.2 Anexo II: consentimiento informado para la realización de las mediciones AVD	89
14.3 Anexo III: código arduino para el dispositivo	90
14.4 Anexo IV: código de la aplicación Detectar Caídas	90
14.5 Anexo V: archivos STL con el diseño de la carcasa	90
14.6 Anexo VI: consentimiento informado para la realización de las pruebas AVD	90
14.7 Anexo VII: consentimiento informado para la realización de las pruebas de caídas	91
14.8 Anexo VIII: análisis de costos del proyecto	93

Índice de figuras

Figura 1: esquema de acelerómetro mecánico.	22
Figura 2: esquema de acelerómetro piezoeléctrico.	23
Figura 3: esquema de acelerómetro piezorresistivo.	23
Figura 4: esquema de acelerómetro capacitivo.	24
Figura 5: esquema de acelerómetro térmico.	25
Figura 6: esquema de giroscopio MEMS.	26
Figura 7: esquema de conexiones en protocolo I ² C.	29
Figura 8: esquema de conexiones en protocolo SPI.	29
Figura 9: alcance de redes inalámbricas.	30
Figura 10: Speedy.	34
Figura 11: Dispositivo IOT detector de caídas para las personas de la tercera edad.	35
Figura 12: Diseño, construcción e implementación de un prototipo para detección y notificación de caídas en adultos mayores.	35
Figura 13: Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros.	36
Figura 14: Apple Watch Series 4.	37
Figura 15: botón de emergencia Qbit.	38
Figura 16: SureSafe Go.	38
Figura 17: población encuestada.	40
Figura 18: patologías presentes en la población encuestada.	40
Figura 19: consecuencias de las caídas sufridas por la población encuestada.	41
Figura 20: porcentaje de presencia de patologías según edades.	42
Figura 21: porcentaje de ocurrencia de caídas según edades.	42
Figura 22: porcentaje de aparición de consecuencias producto de las caídas según edades.	42
Figura 23: características deseables de un dispositivo detector de caídas.	43
Figura 24: posibles configuraciones del sistema.	44
Figura 25: esquemas de posibles ubicaciones del dispositivo.	44
Figura 26: esquema del funcionamiento general del sistema elegido.	46
Figura 27: esquema del sistema completo.	47
Figura 28: pinout de la placa NODEMCU ESP32S.	49
Figura 29: interfaz de aplicación Bluetooth Serial Monitor recibiendo datos del dispositivo.	50
Figura 30: registros con el MPU orientado con el eje X en vertical (columna 2). La columna 1 corresponde a la magnitud del vector suma.	51
Figura 31: registros con el MPU orientado con el eje Y en vertical (columna 3). La columna 1 corresponde a la magnitud del vector suma.	51
Figura 32: registros con el MPU orientado con el eje Z en vertical (columna 4). La columna 1 corresponde a la magnitud del vector suma.	51
Figura 33: orientación del MPU6050 respecto del cuerpo del usuario.	53
Figura 34: ejes del MPU6050.	53
Figura 35: aceleraciones al sentarse (Voluntario 1), sensor en la cadera.	54
Figura 36: aceleraciones al sentarse (Voluntario 4), sensor en la cadera.	55

Figura 37: aceleraciones al caer hacia atrás.	55
Figura 38: orientación del MPU6050 luego de la caída. A la izquierda la persona queda de costado, el eje X tiende a 1g. A la derecha la persona queda de espaldas al piso, el eje Z tiende a 1g.	56
Figura 39: aceleraciones al caer lentamente hacia atrás.	57
Figura 40: aceleraciones al caminar y caer lentamente hacia el costado izquierdo.	58
Figura 41: caída hacia adelante en 2 etapas.	60
Figura 42: diagrama de flujo del algoritmo para detectar caídas.	61
Figura 43: diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo.	62
Figura 44: módulo cargador TP4056.	63
Figura 45: interfaz de la aplicación Detectar Caídas	65
Figura 46: notificación del servicio en primer plano de la aplicación Detectar Caídas.	65
Figura 47: SMS enviados por la aplicación notificando la ocurrencia de una caída.	66
Figura 48: diagrama de flujos de la aplicación Detectar Caídas.	66
Figura 49: esquemático de la conexión de componentes.	68
Figura 50: detalle de la conexión entre el ESP32 y el MPU6050.	68
Figura 51: detalle de las conexiones para la alimentación.	69
Figura 52: detalle de la conexión del pulsador, el LED y el buzzer.	70
Figura 53: implementación física de las conexiones.	70
Figura 54: primer circuito para mediciones implementado en una protoboard.	71
Figura 55: primer prototipo ubicado en muñeca.	71
Figura 56: primer prototipo ubicado en cintura.	72
Figura 57: bosquejo del prototipo final.	72
Figura 58: prototipo final.	73
Figura 59: prototipo final.	74
Figura 60: prototipo final ubicado en la persona.	74

Índice de tablas

Tabla 1: comparativa de redes inalámbricas.	34
Tabla 2: comparación de módulos acelerómetros comerciales.	46
Tabla 3: ponderación de características de los acelerómetros.	46
Tabla 4: comparación de características de microcontroladores.	48
Tabla 5: ponderación de características de los microcontroladores.	49
Tabla 6: voluntarios para mediciones de AVD.	53
Tabla 7: constantes de tiempo.	60
Tabla 8: umbrales de aceleración.	60
Tabla 9: voluntarios para pruebas de caídas.	76
Tabla 10: voluntarios para pruebas de AVD.	78
Tabla 11: resultados para voluntario 1.	79
Tabla 12: resultados para voluntario 2.	79
Tabla 13: resultados para voluntario 3.	79
Tabla 14: resultados para voluntario 4.	80
Tabla 15: resultados para voluntario 5.	80
Tabla 16: resultados para voluntario 6.	80
Tabla 17: resultados para voluntario 7.	81
Tabla 18: resultados para voluntario 8.	81
Tabla 19: resultados totales para la detección de caídas.	82
Tabla 20: resultados para voluntario 1.	82
Tabla 21: resultados para voluntario 2.	83
Tabla 22: resultados para voluntario 3.	83
Tabla 23: resultados para voluntario 4.	84
Tabla 24: resultados para voluntario 5.	84
Tabla 25: resultados para voluntario 6.	84
Tabla 26: resultados totales para AVD.	85
Tabla 27: costos de materiales del proyecto.	98
Tabla 28: costos totales del proyecto.	99

1 Agradecimientos

Mucho para agradecer en esta etapa, gente que estuvo desde el principio y gente que se fue cruzando en el camino y que, de alguna forma u otra, terminaron trayéndome acá.

A mi familia, gracias por inculcarme las ganas de asumir desafíos y responsabilidades, de dar lo mejor de mí por lo que vale la pena. Por confiar, apoyar y alentar.

A mis compañeros y amigos, pilar fundamental en los momentos de festejo y también en los de duda, en los que nos apoyamos sin saber para dónde íbamos, pero sabiendo que íbamos juntos.

A los estudiantes y voluntarios que, con la mejor actitud, aportaron no sólo en las pruebas sino también con sus ideas y sugerencias.

A los asesores de este proyecto, por su paciencia y dedicación desinteresada, por brindar todas las herramientas necesarias para llegar al objetivo, y a todos los profesores que acompañaron en estos años de carrera.

2 Resumen

Las caídas son causa frecuente de lesiones graves en personas de edad avanzada. Este grupo etario está especialmente afectado por factores como la disminución de los reflejos, la aparición de trastornos o variaciones de la marcha, pudiendo ser producto de patologías neurológicas, como la enfermedad de Parkinson, Alzheimer, demencias, o variaciones en el sistema osteomioarticular como artrosis, artritis, osteoporosis etc. Alrededor del 30% de los adultos mayores sufre caídas una vez al año y un 10% tiene consecuencias graves en el estado de salud de la persona. La demora en la atención a las caídas está directamente relacionada con el agravamiento de las consecuencias físicas que la caída produce, por lo que resulta fundamental que el tiempo de respuesta por parte de un servicio de emergencias sea el menor posible. Frecuentemente la persona que sufre una caída se encuentra sola en el momento del accidente y no tiene forma de comunicarse con algún contacto de emergencias para solicitar ayuda.

Actualmente en el mercado argentino no se encuentran opciones comerciales que cumplan la función específica de detectar caídas y comunicar automáticamente el evento. El proyecto que se expone en este informe consistió en el desarrollo de un dispositivo portátil que detecta la ocurrencia de una caída, y se asocia a una aplicación que permite seleccionar contactos de emergencia para que sean notificados si ocurre un evento.

El prototipo tiene un formato rectangular con un clip que se agarra del pantalón y queda ubicado en la cadera, con unas medidas de 5,8 x 7,3 x 3cm, y utiliza un algoritmo de detección de caídas basado en las lecturas de un módulo acelerómetro MPU-6050 en conjunto con una placa de desarrollo NODEMCU ESP32 que lleva a cabo el procesamiento de la información y la transmisión de los datos. Cuando el dispositivo detecta que ha ocurrido una caída, se envía una señal por Bluetooth al celular del usuario. La señal es recibida por la aplicación desarrollada específicamente para el proyecto que permite seleccionar contactos de emergencia. Cuando recibe la señal, la aplicación envía un mensaje de texto SMS a los contactos seleccionados indicando que ha sucedido una caída y la ubicación donde ha ocurrido.

En la etapa de evaluación del funcionamiento se realizaron pruebas de caídas y de actividades de la vida diaria, para comprobar la capacidad del sistema de activarse solo frente a caídas. Los resultados obtenidos arrojaron que el sistema detectó las caídas con un 94,6% de efectividad para un total de 240 caídas simuladas, y pudo discriminar las actividades de la vida diaria en un 98,3% de los casos, detectando falsos positivos mayormente cuando los sujetos de prueba se acostaban de golpe. La aplicación probó ser intuitiva y sencilla, y la conexión Bluetooth estable para poder utilizar el dispositivo en el hogar sin desconexiones inesperadas.

En conclusión, el prototipo demostró ser una solución adecuada para los casos de caídas en los que la persona no puede dar aviso por sus propios medios a sus contactos de emergencia. Se espera que el prototipo se pueda seguir desarrollando para incorporar características como un diseño más compacto, resistencia al agua y una mejor duración de batería para poder cubrir un espectro más amplio de situaciones, y que en definitiva el usuario pueda confiar en su funcionamiento y desenvolverse sin temor a caer en sus actividades sociales y de la vida cotidiana.

2.1 Palabras Clave

Caída - adultos mayores - acelerómetro - algoritmo - aplicación Android - comunicación - Bluetooth - contactos de emergencia

3 Abstract

Falls are a common cause of serious injuries in elderly people. This age group is especially affected by factors such as decreased reflexes, the appearance of gait disorders or variations, which may be the product of neurological pathologies, such as Parkinson's disease, Alzheimer's, dementia, or variations in the osteomyoarticular system such as osteoarthritis, arthritis, osteoporosis etc. Around 30% of older adults suffer falls once a year and 10% have serious consequences on the person's health. The delay in attention to falls is directly related to the worsening of the physical consequences that the fall produces, which is why it is essential that the response time by an emergency service is as short as possible. Frequently, the person who suffers a fall is alone at the time of the accident and has no way of contacting an emergency contact to request help.

Currently in the Argentine market there are no commercial options that fulfill the specific function of detecting falls and automatically communicating the event. The project presented in the following report consisted on the development of a portable device that detects the occurrence of a fall, and is associated with an application that allows selected emergency contacts to be notified of the event.

The prototype has a rectangular format with a clip that attaches to the pants and is located on the hip, with measurements of 5.8 x 7.3 x 3cm. It uses a fall detection algorithm based on the readings of an MPU6050 accelerometer module in conjunction with an ESP32 to process and transmit the data. When the device detects that a fall has occurred, it sends a signal via Bluetooth to the user's cell phone. The signal is received by the application developed specifically for the project that allows emergency contacts to be selected and. If the Bluetooth signal is received, it sends an SMS text message to the selected contacts indicating that a fall has occurred, and where it has occurred.

In the performance evaluation stage, fall tests and activities of daily living tests were carried out to verify the activation of the system only in the event of falls. The results obtained showed that the system detected falls with 94.6% effectiveness for a total of 240 simulated falls, and was able to discriminate activities of daily living in 98.3% of cases, detecting false positives mostly when test subjects went to bed suddenly. The application proved to be intuitive and simple, and the Bluetooth connection was stable so that the device could be used at home without unexpected disconnections.

In conclusion, the prototype proved to be an adequate solution for cases of falls in which the person cannot notify their emergency contacts on their own. It is expected that the prototype can continue to be developed to incorporate features such as a more compact design, water resistance and better battery life to cover a broader spectrum of situations, and that ultimately the user can trust its operation and get along with their social activities and daily life without fear of falling.

3.1 Keywords

Fall - elderly - accelerometer - algorithm - Android app - communication - Bluetooth - Emergency Contacts

4 Introducción

4.1 Presentación de la problemática

En todo el mundo, las personas viven más tiempo que antes. Hoy la mayor parte de la población tiene una esperanza de vida igual o superior a los 60 años. Todos los países del mundo están experimentando un incremento tanto de la cantidad como de la proporción de personas mayores en la población [1].

Se estima que en 2030, una de cada seis personas en el mundo tendrá 60 años o más. En ese momento, el grupo de población de 60 años o más habrá subido de aproximadamente 1000 millones de personas estimadas en 2020 a 1400 millones [1].

Según la última información censal disponible (año 2010), la proporción de las personas mayores que viven solas en Argentina alcanza al 18,8%. Todo indica que este tipo de hogares unipersonales crecerá en el futuro. Además, la incidencia de los hogares unipersonales es considerablemente más elevada en el grupo de personas con edades más avanzadas, siendo de un 15,7% de quienes tienen entre 60 y 74 años contra el 25,7% de quienes tienen 75 años y más [2].

Las caídas representan uno de los problemas más importantes dentro de la patología geriátrica, generando uno de los llamados “grandes síndromes geriátricos”. Además, se constituyen en uno de los más graves problemas epidemiológicos que afectan a las personas mayores [3].

Aproximadamente el 30% de estas personas, sean independientes y/o auto válidas sufren una caída una vez al año. Este porcentaje, asciende hasta el 35% en los mayores de 75 años y a un 50% en los mayores de 80 años [3].

Los factores de riesgo pueden ser intrínsecos de la persona, su estado de salud, sus actividades, o también pueden ser ambientales externos, como la disposición de las superficies del hogar, el calzado, etc. Además, aproximadamente dos terceras partes de las personas mayores que se caen tienen altas probabilidades de sufrir una nueva caída en los siguientes seis meses. Es decir que la caída es un factor de riesgo per se [3].

La mayoría de las caídas producen algún tipo de lesión sobre tejidos blandos como pueden ser cortes y contusiones, no obstante, solamente entre el 1 y el 3% de las mismas producen fracturas [3]. El 10% de las personas mayores que se caen sufren lesiones serias, que pueden requerir un cuidado individual de su familia por un largo tiempo [4], y entre 1 y 3% padecen una fractura de cadera [3]. La mortalidad por caídas se incrementa exponencialmente con el aumento de la edad en ambos sexos por encima de los 75 años [3].

Ya sea porque el golpe produjo lesiones que le impiden a la persona levantarse, o porque ha habido una pérdida de conciencia, hay casos en los que la persona no puede solicitar ayuda cuando se ha caído, permaneciendo largos periodos de tiempo en el suelo hasta que pueda ser atendida.

Las consecuencias físicas de una caída se ven agravadas con el tiempo de permanencia en el suelo, ya que el contacto con este puede producir infecciones, ulceraciones, hipotermia, entre otras. Además, las consecuencias psicológicas producto de la experiencia traumática de

permanecer en el suelo incapaz de solicitar ayuda son también mayores, llevando a que la persona abandone actividades sociales o recreativas por miedo a volver a sufrir una caída.

Reducir el tiempo de respuesta de la ayuda resulta fundamental para reducir las posibilidades de lesión, enfermedad o incluso mortalidad. Resulta fundamental entonces contar con un sistema que permita alertar a un contacto o servicio de emergencia que funcione automáticamente cuando ocurre una caída, de modo que la ayuda llegue rápidamente y se puedan mitigar las consecuencias físicas y la persona se sienta más segura realizando sus actividades sabiendo que en caso de necesidad será atendida rápidamente.

Este trabajo se centra en el desarrollo de un dispositivo portátil que, mediante la comunicación con una aplicación móvil, envía un mensaje de alerta a contactos de emergencia cuando detecta un evento de caída. La comunicación automática permitirá reducir el tiempo de respuesta de la ayuda ante el evento de una caída, y de esta forma el usuario tendrá una mayor sensación de seguridad y libertad para realizar sus actividades al saberse fácilmente comunicado.

Hay antecedentes de trabajos referidos a este tema, pero en su mayoría están en etapa de prototipo y presentan limitaciones en cuanto a certeza en la detección, comodidad, personalización de la comunicación o intuitividad de uso. En cuanto a opciones comerciales se encuentran smartwatches que poseen esta funcionalidad, pero que presentan un costo excesivo y una dificultad de uso elevada.

Con este prototipo se pretende lograr una alternativa sencilla y cómoda, que sea precisa y confiable en la detección de caídas, intuitiva en su uso y que sea una opción de bajo costo respecto a los productos comerciales actuales.

4.2 Motivación

En el ámbito familiar de quien suscribe, ocurrieron eventos relacionados a caídas de personas mayores que, por encontrarse solas y lejos de sus teléfonos, fueron socorridas tras un tiempo prolongado, en algunos casos de varias horas. En todos los casos los afectados manifestaron inseguridad o miedo de que volviera a ocurrir, incluso mucho tiempo después de haberse recuperado físicamente, e hicieron hincapié en la imposibilidad de contactar con algún familiar para avisar que habían sufrido la caída. Esto motivó la búsqueda de alternativas que permitan garantizar la comunicación inmediata en estas situaciones de emergencia, y se encontró que en el mercado existen muy pocas opciones comerciales que cumplan esta función. A partir de allí surgió la idea de crear una solución económica y sencilla, y llevó a la idea de este proyecto.

5 Objetivos

5.1 Objetivos generales

Diseñar un prototipo de dispositivo para detectar caídas de personas mayores y comunicar el evento a contactos de emergencia del usuario.

5.2 Objetivos específicos

- Analizar la problemática de las caídas en personas mayores, sus causas y consecuencias.
- Generar un algoritmo que permita diferenciar efectivamente las caídas de las actividades de la vida diaria.
- Desarrollar una aplicación móvil que facilite la comunicación efectiva entre el dispositivo y los contactos de emergencia.
- Lograr un diseño de dispositivo portátil, cómodo y discreto.
- Profundizar los conocimientos en electrónica y programación.

6 Marco Teórico

6.1 Las caídas, conceptos generales

6.1.1 Factores de riesgo

Para iniciar la marcha es necesario partir de una estabilidad mecánica en la bipedestación y, para que se lleve adelante, es necesario que se encuentren integrados el sistema musculoesquelético y los reflejos posturales (a partir de estímulos visuales, vestibulares y propioceptivos) asociados a un control integrado del Sistema Nervioso Central (SNC). En el adulto mayor, todos estos componentes pueden estar afectados en diferentes grados, incrementando el riesgo de caída. Uno de los cambios que frecuentemente se producen en los adultos mayores es la aparición de trastornos en la marcha y del equilibrio. El 20% de los mayores de 65 años presenta algún trastorno de la deambulación entre los que se incluye la lentitud en la velocidad de la marcha, y la frecuencia de este trastorno aumenta con la edad de la persona. Los ancianos también presentan alteraciones del equilibrio, cuyas causas son multifactoriales, como la sarcopenia expresada por la pérdida de fuerza muscular, el aumento de la masa grasa y el menor rendimiento físico [4].

Son frecuentes también los cambios osteoarticulares manifestados en una reducción de la excursión articular, que pueden estar asociados a dolor que limita aún más la movilidad, y también colaboran las fallas en la propiocepción, las alteraciones vestibulares y de la visión [4].

Es posible clasificar los factores de riesgo para sufrir una caída en 2 grandes grupos: factores intrínsecos -propios de la persona- y extrínsecos -ajenos a ella-, que se combinan aumentando el riesgo de una caída.

6.1.1.1 Factores intrínsecos

Los factores intrínsecos son los inherentes al adulto mayor y sus comorbilidades.

Asociados con la edad

Se refieren a los cambios asociados con el envejecimiento, por ejemplo los factores visuales, como las patologías que provocan visión monocular, diplopía, o que alteran el campo visual. También están las patologías vestibulares que originan problemas desde un vértigo agudo y en los casos leves sensación de inestabilidad por hipofunción. Los factores propioceptivos se vinculan a la disminución de la palestesia que permite la ubicación en el espacio [4]. La sarcopenia es la pérdida de masa muscular que se da de forma gradual a partir de los 30 años, y se acelera a partir de los 60, lo cual se traduce en una menor fuerza y rendimiento físico [5].

Hábitos de vida

Hábitos que favorecen una disminución del rendimiento físico de la persona. Ejemplos de estos son:

- Una alimentación inadecuada y/o desequilibrada que favorece las hipovitaminosis y el bajo aporte proteico.

- El sedentarismo y la escasa exposición al sol contribuyen a la atrofia muscular fisiológica (pérdida de tejido muscular por no usar los músculos lo suficiente) [6], que lleva a la pérdida de fuerza, resistencia y potencia muscular.
- Los cambios bruscos de peso, ya que favorecen el desarrollo de sarcopenia.
- El consumo excesivo de alcohol y el tabaquismo favorecen el desarrollo de trastornos circulatorios periféricos y propioceptivos que incrementan el riesgo de caídas sumado a su efecto negativo sobre la masa ósea [4].

Comorbilidades

Las enfermedades crónicas que se adquieren con los años, tanto per se o por sus tratamientos, pueden asociarse con las caídas. Entre ellas se destacan las patologías cardiovasculares, que incrementan el riesgo de caídas por hipoflujo cerebral, sumado a alteraciones de barorreceptores. Las patologías articulares, que producen dolor, inestabilidad articular y adopción de posiciones articulares viciosas favorecen las caídas, como consecuencia del trastorno de la marcha que ocasionan [4]. La pérdida de densidad ósea producto de afecciones como osteoporosis, problemas de tiroides o trastornos intestinales que reducen la absorción de vitamina D y de calcio, puede ser motivo de fracturas espontáneas de cadera al apoyar la pierna y girar [7], produciendo una caída.

Trastornos cognitivos o psíquicos

La demencia y/o la depresión son patologías frecuentes en los ancianos. La marcha requiere la preservación de las funciones cognitivas y un estado anímico adecuado para ser llevada a cabo en forma correcta, pues implica tareas de planificación y control que se ven alteradas en estas situaciones.

Neurológicos

Ciertas enfermedades neurológicas de origen central provocan alteraciones en la marcha secundarias a alteraciones del tono muscular, plejías o paresias. En las enfermedades neurológicas periféricas la disfunción en la marcha es secundaria a la alteración de la sensibilidad profunda y/o superficial. Se considera población de riesgo a los pacientes que padecen las secuelas de los accidentes vasculocerebrales, la enfermedad de Parkinson, el Alzheimer, la hidrocefalia normotensiva, la epilepsia, las neuropatías periféricas inducidas por diabetes mellitus, o el alcohol [4]. 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, las 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 [8].

Urológicos

Se asume que la incontinencia urinaria y/o nocturia se relacionan a un mayor riesgo de caídas debido a los despertares múltiples y la necesidad recurrente del uso del baño que provocaría apremio en la marcha y mayor predisposición a conductas inadecuadas que aumentan el riesgo de caer, por ejemplo deambular a oscuras y sin calzado [4].

6.1.1.2 Factores extrínsecos

Los factores extrínsecos son tan importantes como los intrínsecos. Comprenden todos los factores relacionados con el individuo y su medio ambiente doméstico y público [4].

Individuales

Relacionados con vestimenta y fármacos, como por ejemplo el uso de zapatos sin sujeción firme. Se demostró que aquellos pacientes que consumen más de 4 medicamentos tienen mayor riesgo de caer, al haber una mayor interacción medicamentosa que favorece la aparición de efectos adversos indeseables (mareos, somnolencia, hipotensión ortostática, sedación, etc.) Además, el uso de miorrelajantes disminuye la alerta y el tiempo de respuesta [4].

Factores ambientales

Estos factores son de fácil corrección pero requieren una adecuada educación y políticas socioculturales con intervención del Estado.

- A nivel doméstico, los pisos irregulares, resbaladizos, con desniveles, presencia de alfombras o cables u otros elementos no fijos. Escaleras sin pasamanos, con peldaños irregulares, Iluminación insuficiente o irregular, ausencia de barras en la ducha, etc.
- Los factores Fuera del hogar son de resolución pública y más difíciles corregir, pero se deben contemplar y advertir a los adultos mayores acerca de su importancia para la prevención de las caídas. Las llamadas barreras geográficas como calles con mala iluminación, aceras estrechas, con desniveles y obstáculos, veredas mal conservadas, semáforos de breve duración, espacios públicos sin áreas adecuadas de descanso, etc [4].

6.1.2 Consecuencias

Las consecuencias de las caídas pueden ser de tipo físicas, sociales, económicas y psicológicas.

Físicas

Incluyen contusiones, heridas, desgarros, fracturas, traumatismos encefálicos, torácicos y abdominales. Hasta los 75 años, las fracturas más frecuentes se producen en las extremidades superiores (al colocar las manos). Por encima de esa edad son más frecuentes en los miembros inferiores por pérdida del reflejo de apoyo [4].

Socioeconómicas

Los pacientes que sufren caídas realizan más consultas al médico, al servicio de emergencias, aumentan el ingreso en hospitales o instituciones geriátricas. Los costos indirectos se refieren a un aumento en la necesidad de cuidados y en los gastos sociosanitarios [4].

Psicológicas

Finalmente aparecen consecuencias psicológicas producto del miedo a volver a caer. El miedo determina la pérdida progresiva de movilidad, pérdida de autonomía, mayor dependencia, ansiedad y depresión. En cuanto a lo social, la persona puede rechazar el participar de actividades sociales, físicas y recreativas, volviéndose paulatinamente más sedentaria. Por otra parte, la familia puede ejercer un papel negativo, sobreprotegiendo al individuo [4].

Consecuencias del tiempo de permanencia en el suelo

Las consecuencias físicas pueden verse agravadas por un extenso tiempo de permanencia en el suelo luego de la caída. Aún si la caída no ha producido una lesión grave en sí, aparecen otros riesgos producto de la permanencia en el suelo, como deshidratación, hipotermia, ahogamiento, ulceración, o infecciones producto del contacto con el suelo [9]. Según el estudio Emergency Medical Service Response Times and Fatal Fall Injuries Among US Older Adults: Analysis of the 2015 – 2020 National Trauma Data Bank [10], el mayor tiempo de respuesta se asocia con una mayor probabilidad de contraer heridas mortales.

El desarrollo propuesto en este trabajo se enfoca en mitigar las consecuencias físicas producto del tiempo de permanencia en el suelo, ergo también las consecuencias psicológicas producto de la experiencia traumática de no recibir ayuda con rapidez. En primer lugar, si la persona no puede pedir auxilio ni llamar por teléfono, una lesión no tan grave puede convertirse en un problema serio e incluso fatal [9]. Es por esto que el tiempo de respuesta frente al evento cobra mucha relevancia, más aún en casos en los que la persona pierde la conciencia al caer. Se busca entonces que el prototipo desarrollado ayude a reducir el tiempo de respuesta mediante el aviso inmediato a los contactos de emergencia, y promover también una mayor confianza para el usuario, que podrá movilizarse con más tranquilidad y realizar más actividades sabiéndose rápidamente atendido en caso de emergencia.

6.1.3 Definición de caída

Para poder implementar un sistema de detección de caídas, es importante conocer precisamente a qué se refiere cuando se habla de caída, para poder diferenciar este evento de otras actividades de la vida diaria (en adelante AVD).

A pesar de no haber un consenso sobre la definición, se tomará lo expresado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2007: “la consecuencia de cualquier acontecimiento que precipita al individuo al suelo en contra de su voluntad”. Por su parte el Diccionario Médico Segens especifica las caídas como: “descenso precipitado desde cierta altura (o desde una posición alta a una más baja) generalmente acompañada de lesiones”. Otros diccionarios médicos como el Miller-Keane y el Mosby presentan definiciones más cortas que involucran el efecto de la gravedad [11]. Un artículo del National Council of Aging hace la diferenciación entre una caída suave y una caída fuerte. Una caída suave sucede, por ejemplo, cuando se empieza a sentir debilidad y las piernas ceden, produciendo una caída. Estas caídas pueden resultar en una fractura, pero es más probable que produzcan una dislocación o distensión/rotura en articulaciones. Una caída fuerte es algo más repentino, por ejemplo caminando y tropezando hacia adelante [12].

Es importante aclarar que en este trabajo se refiere a caídas que ocurren realizando AVD, es decir, movimientos que ocurren en la vida cotidiana del individuo, excluyendo actividades deportivas, actividades en altura, etc.

6.1.4 Física, etapas y variables de las caídas

Desde una perspectiva física, las caídas están marcadas por las diferencias en aceleración que experimenta el sujeto durante el evento

Matemáticamente, la aceleración expresa la tasa de cambio de velocidad por unidad de tiempo.

$$a(t) = \frac{dv}{dt}$$

Frecuentemente la aceleración se expresa en g, siendo 1g el equivalente a la fuerza de gravedad que actúa sobre el sujeto:

$$1g = 9,81 \frac{m}{s^2}$$

En estado de reposo, el cuerpo está afectado por la aceleración de la gravedad, que en conjunto con la masa del sujeto resultan en lo que se conoce como la fuerza peso, que nos mantiene en el piso. Cuando se produce una caída, se pierde la base de apoyo y la fuerza peso actúa sin una normal que la contrarreste, produciendo la precipitación acelerada hacia el piso. Eventualmente el sujeto impacta contra el suelo u otra superficie. En este impacto se produce una desaceleración muy brusca, ya que se pasa de la velocidad adquirida en la precipitación a 0 en un intervalo muy corto de tiempo.

La bibliografía identifica etapas y variables asociadas a las caídas. Las etapas incluyen: caída libre, impacto, reposo y posición horizontal.

6.1.4.1 Etapas de una caída

1. Caída Libre: se le denomina 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 el 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 tendiendo a un valor más cercano a los 0 g [13].
2. Impacto: Luego 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 [13].
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. Durante este evento no se observan cambios de aceleración [13].
4. Posición Horizontal: Tras una caída, el cuerpo queda en una posición diferente a la inicial. Esto se puede inferir en base a la lectura de la aceleración registrada en los 3 ejes, donde se tiene una aceleración vertical similar a la inicial pero los otros ejes indican un cambio de posición. Se detecta la posición horizontal, verificando que la componente del acelerómetro sobre el Eje Vertical sea aproximadamente igual a 0 g [13] [14].

6.1.4.2 Variables de una caída

Las variables que podemos identificar son:

- a. Tiempo de caída: es la duración total del evento de caída desde el momento en el que se pierde el control de la locomoción hasta que el individuo ha hecho contacto con el suelo. Este valor oscila entre 1 y 2 segundos [11].
- b. Aceleración de la caída: es la aceleración adicional producto de la caída, es decir, toda la aceleración diferente a la aceleración de la gravedad. Dependiendo de la forma en la que se desarrolle (por ejemplo, si el trayecto se ve interrumpido por un objeto) esta aceleración será muy variable o relativamente constante [11].
- c. Rotación de caída: corresponde al cambio en la orientación del centro de masa del individuo con respecto a la posición inmediatamente anterior al evento de caída [11].

d. Dirección de caída: corresponde al sentido del desplazamiento durante la caída (adelante, atrás, izquierda o derecha) y puede o no estar acompañado de rotación [11].

e. Posición de aterrizaje: corresponde a la postura final y a la ubicación de las extremidades al momento de hacer contacto con el suelo. Esta característica está íntimamente relacionada con la rotación y la dirección de la caída [11].

6.2 Tecnologías para la detección de caídas

La detección de caídas es un campo explorado tanto en el ámbito institucional/hospitalario, como en el particular/privado. Aparecen muchas alternativas para realizar la detección, a continuación se mencionan los grupos y tecnologías más importantes y usuales, haciendo hincapié en la tecnología finalmente seleccionada para la realización de este trabajo. Se puede clasificar las tecnologías en monitorización ambiental y monitorización personal.

6.2.1 Monitorización ambiental

La monitorización ambiental consiste en la instalación de sensores en el entorno de la persona para detectar una caída. Mediante algoritmos y diferentes lógicas se analiza la información recopilada por los sensores, para detectar un comportamiento inusual y, por lo tanto, una posible caída. Estos sistemas requieren una gran infraestructura (muchos sensores y un cableado complicado) y un buen sistema de análisis. A menudo resultan bastante caros [15]. Algunos ejemplos de tecnologías de monitorización ambiental son:

6.2.1.1 Sistemas basados en cámaras

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 [8].

6.2.1.2 Sistemas basados en infrarrojos

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 detectar si la persona ha sufrido una caída o se encuentra realizando su vida normal [8].

6.2.1.3 Sistema basado en Kinect

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", diseñaron una forma de recoger la figura del paciente. Esta figura es utilizada para realizar los cálculos necesarios y poder estimar si se ha producido una caída o no [8].

6.2.2 Monitorización personal

La monitorización personal incluye pequeños aparatos llevados por los usuarios, capaces de detectar la caída cuando ocurre y de provocar una alarma inmediata. Para la detección se utilizan sensores inerciales, de inclinación y acelerómetros junto con algoritmos

de control adecuados en un microcontrolador para determinar parámetros como choque, posición, rotación, etc [\[15\]](#).

Para estudiar con más detalle el funcionamiento de estos sistemas, es necesario definir algunas características de los sensores.

- a. Resolución: Es la variación mínima de la entrada que puede detectar un sensor y que producirá un cambio en la señal de salida [\[11\]](#).
- b. Resolución del Conversor Analógico/Digital: algunos sensores incorporan un ADC (por su sigla en inglés Analog to Digital Converter) que procesa señales analógicas convirtiéndolas en señales digitales [\[16\]](#). Su resolución está dada por el número de bits que indica la cantidad de niveles de tensión en los que se divide la entrada analógica. Por ejemplo, con n bit, habrá 2^n niveles [\[17\]](#).
- c. Sensibilidad: Es la relación entre la variación de la magnitud de salida (voltaje) respecto a la magnitud de entrada [\[11\]](#).
- d. Respuesta en frecuencia: Mide la capacidad del sensor para seguir las variaciones de la señal de entrada a medida que aumenta la frecuencia. Generalmente los sensores convencionales presentan una respuesta del tipo filtro pasabajos [\[11\]](#).
- e. Ruido: Es una señal aleatoria no deseada que se observa a la salida [\[11\]](#).
- f. Precisión: Corresponde al máximo error de medición esperado, es decir, es la diferencia entre el valor medido y el valor teórico esperado [\[11\]](#).
- g. Repetibilidad: Indica la variación más alta registrada al hacer la misma medición (misma magnitud de entrada) varias veces en condiciones idénticas (mismo sensor, mismas condiciones ambientales) [\[11\]](#).
- h. Linealidad: Un sensor es considerado lineal si la relación entre la señal de entrada y la de salida es una constante fija (Por ejemplo, por cada grado de giro la señal de salida aumentará 1mV) [\[11\]](#).
- i. Estabilidad: Es la variación de la medición del sensor producto de factores externos como condiciones ambientales o cambios en la alimentación [\[11\]](#).
- j. Offset: Es la cantidad de error o corrimiento presente en el sensor y se determina midiendo la salida del sensor en la posición 0. Estos errores pueden corregirse calibrando el dispositivo [\[11\]](#).
- k. Rango de temperatura: Es determinado por la temperatura máxima y mínima a la que puede exponerse el acelerómetro sin que afecte sus características ni funciones [\[11\]](#).

6.2.2.1 Sistemas basados en acelerómetros

Los acelerómetros registran el valor de la aceleración, medida en g o directamente en m/s^2 , proporcionando una señal eléctrica para esta variación física [\[8\]](#). Según los ejes en los que miden se clasifican en direccionales que miden aceleración en un eje; ortogonales, capaces de medir la aceleración en hasta 3 ejes (x, y, z) [\[11\]](#).

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 y la sensibilidad de 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 [8].

Se pueden clasificar según la tecnología que utilizan para el sensor o según la cantidad de ejes que pueden medir. Según la tecnología se encuentran dos tipos principales de acelerómetros: mecánicos o piezoeléctricos [8].

6.2.2.1.1 Acelerómetros mecánicos

Emplean una masa inerte y resortes elásticos. Los cambios se miden con galgas extensométricas (Figura 1). La aceleración produce una deformación de la galga que se traduce en una variación proporcional en la corriente detectada por un puente de Whetstone [16].

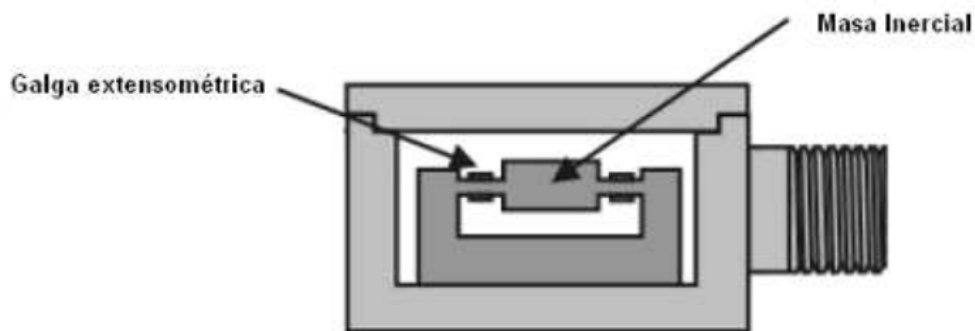


Figura 1: esquema de acelerómetro mecánico.

6.2.2.1.2 Acelerómetros piezoeléctricos

El funcionamiento de este tipo de acelerómetros se basa en las propiedades de los cristales piezoeléctricos. Estos cristales cuando son sometidos a alguna fuerza producen una corriente eléctrica, a causa de la variación de su estructura cristalina.

De este modo, poniendo un cristal de este tipo entre la carcasa y una masa inercial (Figura 2) se produce una corriente cuando ocurre una aceleración ya que la masa ejerce una fuerza sobre el cristal. Midiendo esta corriente se puede calcular la aceleración [16].

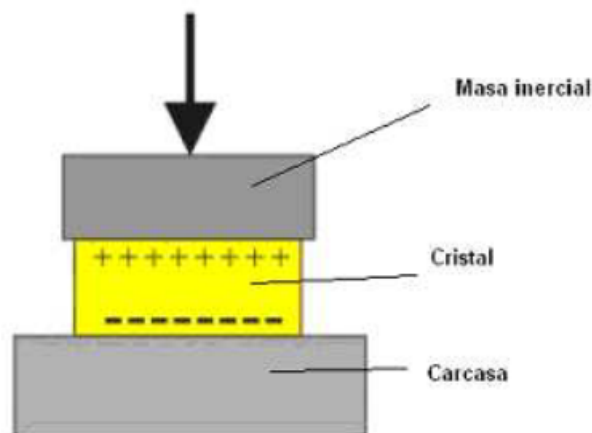


Figura 2: esquema de acelerómetro piezoeléctrico.

6.2.2.1.3 Acelerómetros piezorresistivos

Un acelerómetro piezorresistivo a diferencia de uno piezoeléctrico utiliza un sustrato en vez de un cristal piezoeléctrico (Figura 3), en esta tecnología las fuerzas que ejerce la masa sobre el sustrato varían su resistencia, que forma parte de un circuito que mediante un puente de Whetstone mide la intensidad de la corriente. La ventaja de esta tecnología respecto a la piezoeléctrica es que pueden medir aceleraciones hasta cero Hz de frecuencia [16].

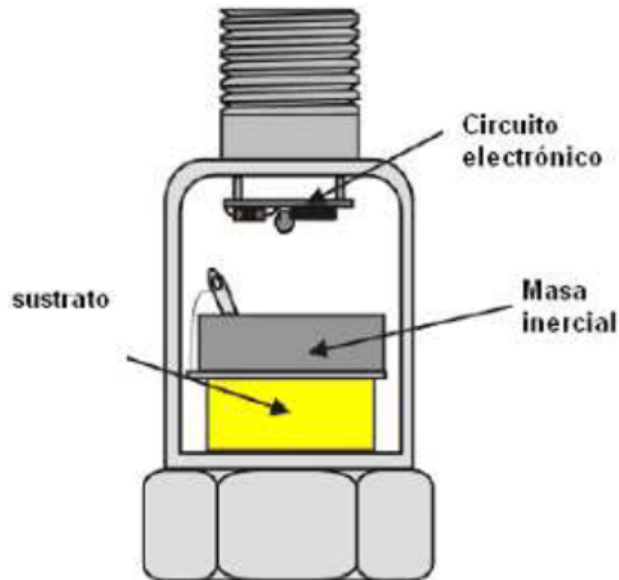


Figura 3: esquema de acelerómetro piezorresistivo.

6.2.2.1.4 Acelerómetros capacitivos

Modifican la posición relativa de las placas de un microcondensador cuando está sometido a aceleración. El movimiento paralelo de una de las placas del condensador hace variar su capacidad. Los acelerómetros capacitivos basan su funcionamiento en la variación de la capacidad entre dos ó más conductores entre los que se encuentra un dieléctrico, en respuesta a la variación de la aceleración [16].

Cuando se observa el sensor micromecanizado parece una "H". Los brazos de la "H" están fijos al sustrato. Los otros elementos están libres para moverse, lo forman una serie de filamentos finos, con una masa central, cada uno actúa como una placa de un condensador variable, de placas paralelas (Figura 4). La aceleración o desaceleración ejerce una fuerza a la masa central. Al moverse libremente, la masa desplaza las minúsculas placas del condensador, provocando un cambio de capacidad. Este cambio de capacidad es detectado y procesado para obtener un voltaje de salida, directamente proporcional a la aceleración. El dispositivo realmente trabaja en un lazo de control electrónico de fuerza/balanceo. Este lazo de control evita el movimiento de la masa en aceleración, por la aplicación de una fuerza igual pero opuesta creada por la aplicación de un voltaje en las placas del condensador [16].

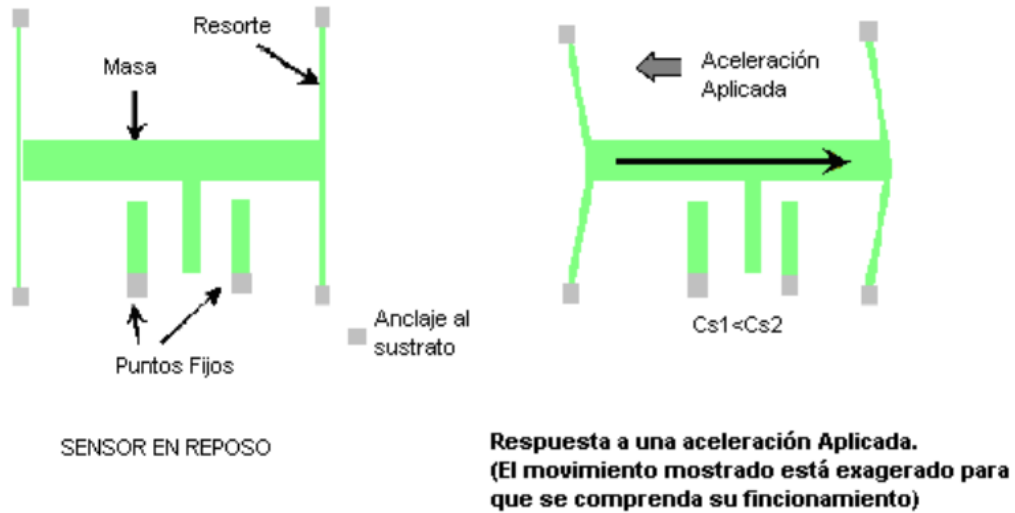


Figura 4: esquema de acelerómetro capacitivo.

6.2.2.1.5 Acelerómetros Térmicos

Se trata de un nuevo acelerómetro basado en la convección termal. Este tipo de acelerómetro posee un diseño de tecnología MENS muy simple y práctico al mismo tiempo; simplemente utilizando un sustrato de silicio en el cual se hace un hueco para meter una pequeña resistencia que hace de calentador, con dos termopares en los extremos. Con esta estructura conseguimos que se forme una cavidad de aire caliente sobre los termopares. Cuando una fuerza externa como el movimiento, la inclinación, o la vibración es aplicada, la burbuja de aire caliente se mueve de una forma análoga al mismo (Figura 5). El cambio de estado dentro de la cavidad del integrado, produce un voltaje que es función de la diferencia de temperatura y que tras ser amplificado, condicionado, se proporciona como salida el valor de un voltaje absoluto [16].

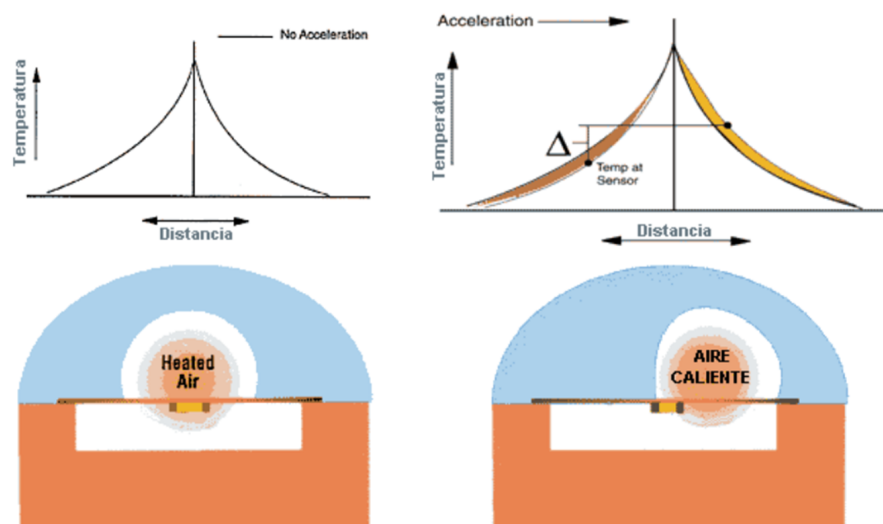


Figura 5: esquema de acelerómetro térmico.

6.2.2.1.6 Acelerómetros microelectromecánicos (MEMS)

Los avances en tecnología electromecánica micro de los sistemas (MEMS) han permitido la detección del movimiento o los sensores de inercia para ser puesto en ejecución en muchos usos para las varias industrias.

Los acelerómetros están entre los primeros productos de micro sistemas (MST/MEMS) desarrollados, surgieron en el final de la década de 1980. Con relación a la tecnología básica, distinguimos tres categorías principales de acelerómetros de MEMS: el capacitivo de silicio, el piezorresistivo y, finalmente, los acelerómetros térmicos. Hasta el momento, los acelerómetros capacitivos de silicio dominan ampliamente el mercado [\[16\]](#).

6.2.2.2 Sistemas basados en acelerómetros y giroscopios

Otros sistemas combinan la detección de la aceleración lineal con la aceleración angular, para obtener información más detallada de los cambios de orientación y lograr la detección cuando se tiene mayor cantidad de grados de libertad. En estos casos se utiliza giroscopios. El giroscopio está basado en el principio de conservación del momento angular. Una rueda girando se opone al cambio de dirección del eje de rotación (o plano de giro) cambiando su velocidad para contrarrestar el desplazamiento del eje. Lo interesante de esto es que conociendo la velocidad de la rotación (velocidad angular) es posible calcular los cambios en la posición de los ejes de referencia. Dependiendo de la aplicación la medición de la velocidad angular se realiza en grados por segundo ($^{\circ}/s$) o en RPM (revoluciones por minuto) [\[11\]](#).

6.2.2.2.1 Giroscopios MEMS

Los sensores giroscópicos a diferencia de los acelerómetros no presentan tanta diversidad en sus mecanismos de detección para aplicaciones electrónicas, siendo en la actualidad casi exclusivamente de tipo MEMS. Los giroscopios MEMS, también conocidos como giroscopios vibratorios Coriolis (CVG) usan una estructura rotatoria para determinar la tasa de vibración de una lámina oscilante. Esto es posible gracias a la tendencia de un cuerpo vibratorio de continuar su vibración en el mismo plano. Por ello, cuando se cambia la orientación de la plataforma a la cual se encuentra unida, la lámina ejercerá una fuerza proporcional al desplazamiento (Figura 6). Midiendo esta fuerza es posible estimar la velocidad angular [\[11\]](#).

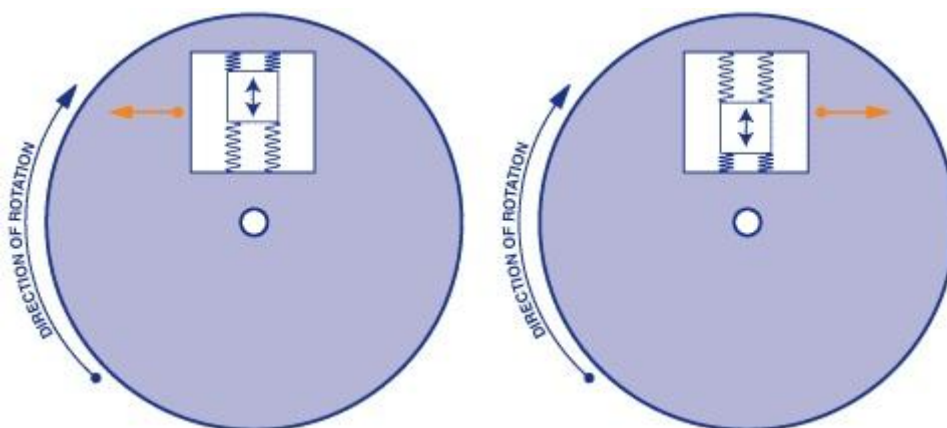


Figura 6: esquema de giroscopio MEMS.

6.2.3 Algoritmos para la detección de caídas mediante el uso de acelerómetros

A la hora de detectar caídas hay varios parámetros que se pueden considerar diferenciales. A continuación se describen 2 de los más utilizados.

6.2.3.1 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 [8].

$$|a| = \sqrt{ax^2 + ay^2 + az^2}$$

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 AVD, se requiere otra forma de distinguir las caídas de las actividades de la vida diaria para conseguir un algoritmo más robusto [8].

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. La duración de un pico de aceleración en una caída es del orden de los 30 milisegundos [8].

6.2.3.2 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 [8].

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 [8].

6.3 Microcontroladores

En sí los sensores dan una medición cruda del parámetro específico para el que fueron desarrollados. El proceso de acondicionamiento e interpretación de los datos para transformarlos en información útil que alimente un algoritmo para poder, en este caso, determinar si se ha producido una caída, tiene lugar dentro de un microcontrolador. Un microcontrolador es un circuito integrado programable que contiene tres unidades fundamentales: Unidad Central de Proceso (CPU, por sus siglas en inglés de Central Process Unit), Memoria y unidades de Entrada y Salida (E/S) que nos permiten tener una interfaz, más o menos directa entre el dispositivo y el mundo real. Se utilizan para controlar el funcionamiento de una determinada tarea, y gracias a su reducido tamaño, suele ir incorporado en el propio dispositivo que gobierna [16].

El procesador CPU es el elemento más importante del microcontrolador y determina sus principales características, tanto a nivel hardware como a nivel de software. Se encarga de direccionar la memoria de instrucciones, recibir el código de la instrucción en curso, su decodificación y la ejecución de la operación que implica la instrucción, búsqueda de los operandos y el almacenamiento del resultado [16].

Todos los microcontroladores disponen de bloques esenciales, como son: procesador, memoria de datos y memoria de instrucciones, módulos de E/S, oscilador de reloj y módulos controladores de periféricos. Además de estos elementos, suelen contar con los siguientes recursos:

- Temporizadores (Timers): se emplean para controlar periodos de tiempo y para llevar la cuenta de procesos [16].
- Perro Guardián (Watchdog): es un temporizador que cuando se desborda y pasa por cero provoca un reset automático en el sistema [16].
- Protección frente a fallo de la alimentación (Brown-out) [16].
- Estado de bajo consumo: es un estado del sistema donde se detiene el reloj principal y sus circuitos asociados con el objetivo de ahorrar energía en periodos de tiempo donde el microcontrolador se mantiene en espera de instrucciones [16].
- Conversor Analógico/Digital [16].
- Modulador de Anchura de Pulso (PWM, del inglés Pulse Width Modulation): son circuitos que proporcionan en su salida impulsos de ancho variable [16].
- Comparadores analógicos: algunos modelos de microcontroladores disponen internamente de un amplificador operacional que actúa como comparador entre una señal fija de referencia y otra variable que se aplica por uno de los pines del encapsulado. La salida del comparador proporciona un nivel lógico 1 ó 0 según una señal sea mayor o menor que la otra [16].
- Puertos de entrada y salida digital o Puertos de comunicación: con objeto de dotar al microcontrolador de la posibilidad de comunicarse con otros dispositivos externos, otros buses de microprocesadores, buses de sistemas, buses de redes y poder adaptarlos con otros elementos bajo otras normas y protocolos. Algunos modelos disponen de recursos que permiten directamente esta tarea [16].

6.3.1 Protocolos de comunicación serial

Los protocolos de comunicación serial sirven para enviar los datos registrados por el sensor hacia el microcontrolador para ser procesados. Existe una amplia gama de protocolos, se definen 2 que serán de utilidad en la sección 8.

6.3.1.1 I²C

El protocolo de comunicación Circuito inter-integrado (I²C, del inglés Inter-Integrated Circuit) es usado con frecuencia para la comunicación entre componentes que pertenecen a una misma placa de circuitos [11].

Este se caracteriza por permitir la comunicación entre varios elementos de control (Maestros) y sus ejecutores (Esclavos) de una manera robusta y fácil de adaptar. Para ello, cuenta con dos líneas de comunicación, una de reloj (SCL, del inglés Serial Clock) y una de información (SDA, del inglés System Data) (Figura 7) [11]. Ambas señales son bidireccionales, lo

cual permite reducir el número de líneas, pero añade complejidad a algunas operaciones, como conseguir aislamiento galvánico [18].

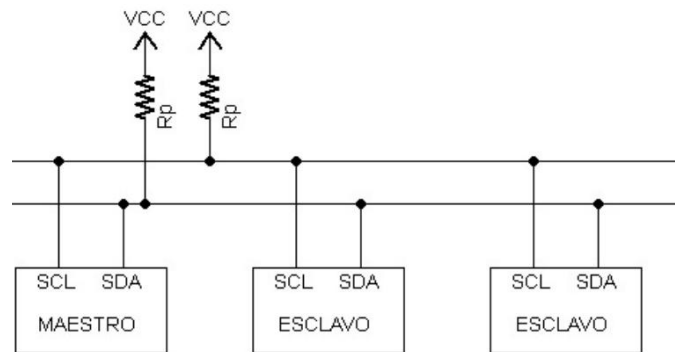


Figura 7: esquema de conexiones en protocolo I²C.

La línea de reloj es la que indicará a los esclavos en que instante de tiempo deben hacer la lectura de los bits que son enviados por la línea de información. El I²C envía los datos en paquetes de 10 bits: 8 de información, 1 de inicio y 1 de fin. Los maestros son los únicos componentes que inician y terminan la comunicación entre componentes, por ello es necesario que puedan identificar a los esclavos. Cada esclavo tiene asignado un código de 7 bits que permite su identificación [11].

6.3.1.2 SPI

Serial Peripheral Interface (SPI) es un bus de comunicaciones serie síncrono usado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados en equipos electrónicos [18].

Hace uso de tres líneas de datos: línea de reloj (SCLK, Serial Clock), salida de datos (MOSI, master output – slave input) y entrada de datos (MISO, master input – slave output) (Figura 8) [18].

Además, cada dispositivo SPI dispone de un cuarto pin (CS, Chip select) que permite seleccionar dicho periférico. Normalmente, la selección se suele llevar a cabo llevando el pin al valor lógico bajo. De esta forma, este estándar permite multiplexar las líneas de datos, ya que la salidas de los integrados no seleccionados se colocan a alta impedancia [18].

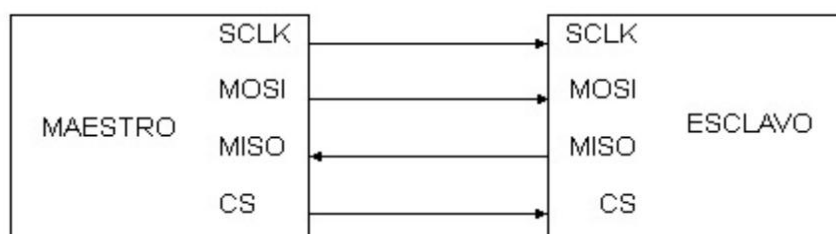


Figura 8: esquema de conexiones en protocolo SPI.

Los dispositivos conectados al bus pueden ser maestros o esclavos. El dispositivo maestro es el encargado de generar la señal de reloj y de activar los correspondientes pines de selección de cada periférico para realizar la comunicación. Este protocolo no permite disponer fácilmente de varios maestros en el mismo bus, al contrario que el bus I2C [18].

A diferencia del protocolo I2C, existen dos líneas de datos unidireccionales, lo cual permite establecer una comunicación full-duplex, además de una mayor velocidad de transmisión [18].

Por contra, requiere más líneas. Nada más que para realizar la transmisión de datos hacen falta tres líneas por contra de las dos requeridas por el bus I2C [18].

6.4 Redes inalámbricas

Aunque la tecnología y el algoritmo utilizados para la detección de caídas son parte fundamental del proyecto, el sistema no tiene utilidad sin un método que permita comunicar confiablemente con las personas que pueden brindar ayuda en caso de una emergencia. Al buscar realizar una implementación portátil, es clave la posibilidad de usar redes inalámbricas para la comunicación. Se definen como aquellas redes que utilizan ondas de radio para conectar los dispositivos, sin la necesidad de utilizar cables de ningún tipo [19]. A la hora de decidir qué red inalámbrica conviene utilizar en una determinada aplicación, hay 3 factores principales a tener en cuenta: la velocidad de transmisión de datos, el alcance y el consumo energético. Las distintas redes combinan estos factores de diferente manera, y no hay una que sea superior en los 3 apartados simultáneamente [20].

Las redes inalámbricas se pueden clasificar en cuatro grupos específicos según el área de aplicación y el alcance de la señal: redes inalámbricas de área personal (Wireless Personal-Area Networks - WPAN), redes inalámbricas de área local (Wireless Local-Area Networks - WLAN), redes inalámbricas de área metropolitana (Wireless Metropolitan-Area Networks - WMAN), y redes inalámbricas de área amplia (Wireless Wide-Area Networks - WWAN). La Figura 9 ilustra estas cuatro categorías [19]. En la sección siguiente se describen detalla cada una, exceptuando las WMAN ya que no son de amplio acceso como las demás.

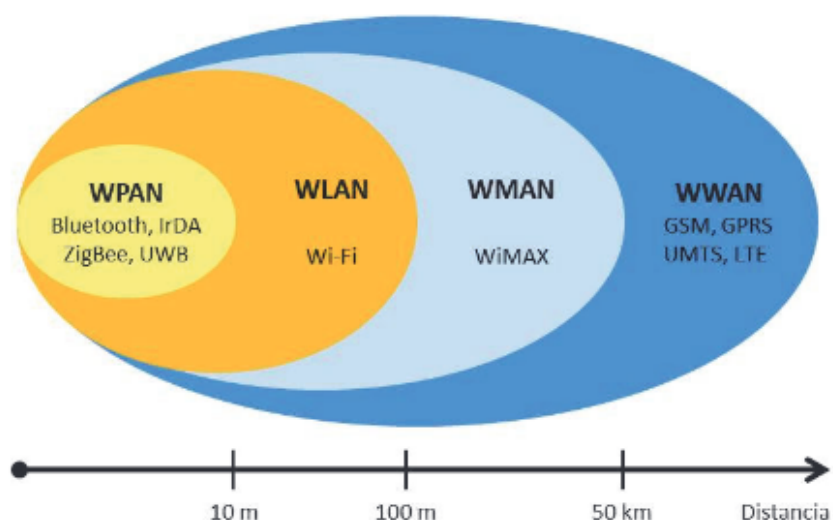


Figura 9: alcance de redes inalámbricas.

6.4.1 Redes inalámbricas de área personal (WPAN)

Las redes inalámbricas de área personal se basan en el estándar IEEE 802.15. Las redes inalámbricas permiten la comunicación en un rango de distancias muy corto, unos 10 metros. A diferencia de otras redes inalámbricas, una conexión realizada a través de una WPAN implica, por lo general, poca o ninguna infraestructura o conectividad directa fuera del enlace establecido. Esto permite soluciones pequeñas, eficientes en energía y de bajo coste que pueden ser implementadas en una amplia gama de dispositivos, como por ejemplo teléfonos inteligentes, entre otros [\[19\]](#).

Este tipo de redes se caracterizan por su bajo consumo de energía y también una baja velocidad de transmisión. Se basan en tecnologías como Bluetooth, Infrared Data Association (IrDA), ZigBee o Ultra Banda Ancha (UWB, del inglés Ultra Wide Band). Desde un punto de vista de aplicación, Bluetooth está destinado a un ratón, un teclado, un manos libres; IrDA está pensado para enlaces punto a punto entre dos dispositivos para la transferencia de datos simples y sincronización de archivos; ZigBee está diseñado para redes inalámbricas fiables para el seguimiento y control de procesos, mientras que UWB está orientado a enlaces multimedia de gran ancho de banda [\[19\]](#).

6.4.1.1 Bluetooth

Bluetooth pertenece al estándar IEEE 802.15.1. Bluetooth fue diseñado para comunicaciones omnidireccionales (punto a multipunto), de bajo consumo de energía, corto alcance y velocidad de transmisión media, reemplazando el uso de cables y conectando los dispositivos a través de una conexión ad hoc por radio. Los dispositivos que incorporan esta tecnología se clasifican en tres grupos diferentes según su alcance máximo: Clase 1, Clase 2 y Clase 3, donde el rango es de unos 100 metros, 10 metros y 1 metro, respectivamente. Bluetooth utiliza la banda de 2,4 GHz, permite que dos dispositivos dentro del rango de cobertura de cada uno puedan compartir hasta 720 Kbps de velocidad de transferencia [\[19\]](#).

6.4.2 Redes inalámbricas de área local (WLAN)

Las redes inalámbricas de área local (WLAN) están diseñadas para proporcionar acceso inalámbrico en zonas con un rango típico de hasta 100 metros y se utilizan sobre todo en el hogar, la escuela, una sala de ordenadores, o entornos de oficina. Esto proporciona a los usuarios la capacidad de moverse dentro de un área de cobertura local y permanecer conectado a la red [\[19\]](#).

6.4.2.1 Wi-Fi

Las WLAN se basan en el estándar 802.11 del IEEE y son comercializadas bajo la marca Wi-Fi. El IEEE 802.11 comprende toda una familia de diferentes estándares para redes inalámbricas de área local [\[19\]](#). Casi todas las conexiones Wi-Fi son tipo Ethernet, es decir que conectan cada dispositivo con el servidor. A diferencia del Bluetooth que permite conectar los dispositivos directamente entre sí, las redes WLAN necesariamente requieren un servidor disponible para formarse [\[20\]](#). En este sentido, Wi-Fi simplemente provee cobertura inalámbrica para una red cableada existente.

Ocasionalmente, Wi-Fi puede ser usado como una WPAN, pero no es óptimo por su consumo energético más elevado, especialmente teniendo en cuenta que suelen ser dispositivos pequeños.

A diferencia de las redes WPAN que se basan en el bajo consumo con un alcance corto y baja velocidad de transmisión de datos, Wi-Fi tiene un consumo energético mayor pero logra un alcance de hasta 100 metros y una tasa de transmisión mucho más elevada.

6.4.3 Redes inalámbricas de área amplia (WWAN)

Las redes inalámbricas de área amplia se extienden más allá de los 50 kilómetros y suelen utilizar frecuencias con licencia. Este tipo de redes se pueden mantener en grandes áreas, tales como ciudades o países, a través de los múltiples sistemas de satélites o ubicaciones con antena atendidos por un proveedor de servicios de Internet. Existen principalmente dos tecnologías disponibles: la telefonía móvil y los satélites [\[19\]](#).

6.4.3.1 Red de telefonía móvil

En la red de telefonía móvil, el área de cobertura se divide en celdas. Un transmisor de celda o estación base, en el centro de la celda, está diseñado para servir a una celda individual. Los dispositivos móviles están conectados a una estación base y estas últimas a una central de conmutación de telefonía móvil que une el teléfono móvil y la red cableada de telefonía. El sistema pretende hacer un uso eficiente de los canales disponibles mediante el uso de transmisores de baja potencia para permitir la reutilización de frecuencias a distancias mucho más pequeñas [\[19\]](#).

Las diferentes generaciones de telefonía móvil se han desarrollado desde principios de 1980. La primera generación, 1G, era analógica y fue concebida y diseñada exclusivamente para las llamadas de voz casi sin consideración de servicios de datos, con una velocidad de hasta 2,4 kbps. La segunda generación, 2G, está basada en tecnología digital y la infraestructura de red del Sistema Global para Comunicaciones Móviles (GSM), permitiendo mensajes de texto con una velocidad de datos de hasta 64 Kbps [\[19\]](#).

6.4.3.1.1 GSM

GSM es actualmente el estándar de telecomunicaciones móviles más usado en el mundo. El GSM se caracteriza por sus servicios de voz y datos conmutados por circuitos en una amplia gama de bandas espectrales (450, 850, 900, 1800 y 1900 MHz), facilitando su aplicación y su escalabilidad. Adicionalmente, su alta difusión y la infraestructura consecuente son la razón principal por la cual las generaciones subsecuentes de telefonía celular (3G, 4G y 5G) aseguran total o parcialmente su retrocompatibilidad con este estándar. Para que la comunicación GSM sea posible se requiere de un Módulo Suscriptor de Identidad (SIM card). Las SIM card son circuitos integrados que sirven como almacenamiento de los datos requeridos para la autenticación de un dispositivo en una red GSM. Adicionalmente, las SIM permiten almacenar datos para el usuario como los contactos y los mensajes de texto [\[11\]](#).

6.4.3.1.2 SMS

Uno de los primeros servicios desarrollados utilizando el estándar GSM es el Servicio de Mensajes Cortos (SMS). El SMS sirve para enviar y recibir mensajes de texto de hasta 160 caracteres alfanuméricos [\[11\]](#). Entre otras características, se destaca la posibilidad de la localización GSM y Sistema de Posicionamiento Global (GPS), que permite establecer la posición de un terminal móvil empleando la red GSM y situándolo en un mapa georreferenciado a partir del GPS [\[11\]](#).

Tabla 1: comparativa de redes inalámbricas.

Tipo de Red	Rango	Consumo	Velocidad	Ejemplo	Aplicación
WPAN	10m	Bajo	800Kbps	Bluetooth (IEEE 802.15.1)	Reemplazo de cables entre dispositivos cercanos
WLAN	100m	Medio	>50Mbps	Wi-Fi (IEEE 802.11)	Acceder inalámbricamente a una red cableada existente
WWAN	2-3km a estación base	Alto	5G hasta 1Gps	GSM	Comunicación de voz y datos.

7 Propuestas

Teniendo en cuenta que se busca crear un prototipo portátil que pueda utilizarse en la vida diaria del usuario, sin depender de infraestructura ubicada en el hogar, se optó por utilizar un sistema de monitoreo personal. En este capítulo se estudian alternativas existentes y sus principios, y se define el concepto que se pretende desarrollar.

7.1 Antecedentes de sistemas de detección de caídas

En la sección 4.1 se desarrolló el problema de las caídas y su incidencia actual. Aunque se reconoce la problemática, incluso en nuestro país, no se cuenta con muchas alternativas que pretendan buscar una solución, tanto a nivel preventivo como de aviso. Hay proyectos académicos que han detectado una necesidad similar y trabajan con acelerómetros para realizar la detección de caídas. A continuación se mencionan algunos con características relevantes y similares a las que se pretende conseguir con este prototipo:

7.1.1 Speedy: un detector de caídas en un reloj de muñeca [21]

Este trabajo implementa un detector de caídas en la muñeca utilizando 2 acelerómetros triaxiales ADXL202E que se comunica con una estación base por medio de radiofrecuencias. Debido a que la muñeca tiene posibilidad de rotar además de desplazarse, se dice que tiene 6 grados de libertad, que los 2 acelerómetros no llegan a cubrir, por lo que se hacen compensaciones con el algoritmo del software para hacer más eficiente la detección [21].

Las ventajas que ofrece este sistema son la comodidad, ya que es un formato pequeño y fácil de llevar todo el día, y la gran duración de batería, que está estimada en 2 semanas (aunque no es recargable) [21].

La principal desventaja viene dada por el concepto en sí, ya que la compensación del software no termina de paliar la falta de un giroscopio y la detección de las caídas termina siendo poco precisa, con una tasa de acierto del 65%, siendo este porcentaje el combinado de la detección en caídas hacia atrás, hacia adelante y de costado [21].

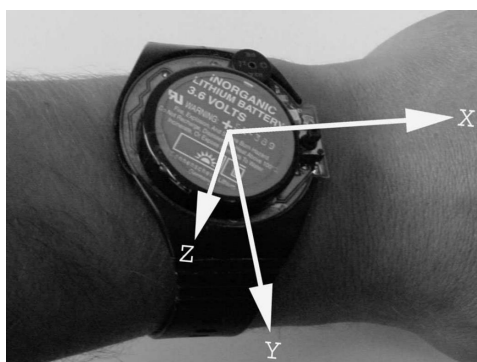


Figura 10: Speedy.

7.1.2 Sistema de detección de caída en personas de la tercera edad para uso en centros geriátricos [13]

Este trabajo utiliza un acelerómetro ADXL325 para realizar la detección de las caídas basado en un algoritmo que tiene en cuenta etapas de la caída similares a las expuestas con

anterioridad. El dispositivo se ubica en un cinturón. Esta ubicación elimina el problema de los grados de libertad que encontramos en la muñeca, por lo que resulta suficiente con el acelerómetro triaxial. Ante el evento de una caída, el dispositivo se comunica con una central en un centro geriátrico mediante protocolo IEEE 802.15.4. Tiene la ventaja de que su batería dura aproximadamente unos 45 días (no recargable) además de ser un dispositivo pequeño y discreto. La mayor contra es que los componentes tienen un costo elevado. Su tasa de acierto es de un 83,3%, un valor elevado pero sin ser el más alto entre las alternativas estudiadas [\[13\]](#).

7.1.3 Dispositivo IOT detector de caídas para las personas de la tercera edad [\[22\]](#)

Este desarrollo utiliza un módulo acelerómetro y giroscopio MPU6050 para realizar la detección de caídas, y se comunica por Wi-Fi mediante la plataforma IFFFT para dar un aviso por correo electrónico de que ha ocurrido una caída. La principal ventaja es que incorpora un módulo GPS, con lo cual se puede conocer la ubicación donde ha ocurrido una caída. Las principales desventajas que presenta son un diseño demasiado abultado e incómodo, y un alto consumo energético, que permite una vida de batería de 36 horas (aunque es recargable) [\[22\]](#).



Figura 11: Dispositivo IOT detector de caídas para las personas de la tercera edad.

7.1.4 Diseño, construcción e implementación de un prototipo para detección y notificación de caídas en adultos mayores [\[11\]](#)

En este prototipo se utiliza un acelerómetro ADXL345 y el giroscopio de un módulo MPU6050 para realizar la detección de caídas mediante un algoritmo entrenado con técnicas de Machine Learning. Provee la ubicación de la caída ya que incluye un módulo GPS, y se comunica usando GSM. Está ubicado en la cintura, y tiene una tasa de acierto de 81%. Se tiene también el dato de las falsas alarmas ocasionadas por activaciones realizando actividades de la vida diaria, que es de un 4,8%. Presenta el problema de ser demasiado abultado para el uso diario [\[11\]](#).



Figura 12: Diseño, construcción e implementación de un prototipo para detección y notificación de caídas en adultos mayores.

7.1.5 Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros [8]

Se utiliza un acelerómetro ADXL345 que envía mediante Wi-Fi una alerta a una aplicación para avisar que se ha detectado una caída. Es un dispositivo que se ubica en la cintura, de dimensiones reducidas, alimentado por un pequeño power bank que proporciona una autonomía reducida. Tiene una tasa de aciertos de 90,78% [8].



Figura 13: Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros.

7.1.6 Opciones comerciales

En cuanto a opciones comerciales, actualmente no existen en nuestro país dispositivos dedicados específicamente a la detección de caídas. Sí se puede encontrar smartwatches como el Apple Watch a partir de Series 4 [23] (Figura 14), o el Samsung Galaxy Watch [24] que incorporan esta funcionalidad, pero presentan varias desventajas para el caso de uso al que se

apunta con este trabajo. En primer lugar, el costo. Al ser dispositivos que incorporan múltiples funcionalidades, presentan precios que rondan los 300 dólares, con lo cual no son accesibles para la mayoría de los usuarios. Sumado a esto se agrega la complejidad de uso. Teniendo en cuenta que los potenciales usuarios de un dispositivo detector de caídas en su mayoría son de edad avanzada, el manejo y configuración de estos dispositivos se tornaría tedioso y generaría rechazo. Además, se tiene que considerar que las pantallas son pequeñas por lo que complicaría la lectura e identificación de comandos en personas que por su edad tienen alguna disminución visual. Algunos artículos han evaluado la funcionalidad del Apple Watch y su detección de caídas, descubriendo que la detección funciona correctamente para caídas violentas, pero no es muy fiable para la detección de caídas suaves [\[12\]](#).



Figura 14: Apple Watch Series 4.

Otras alternativas nacionales son los botones antipánico, como Qbit (Figura 15), TC Ariza o Ezviz [\[25\]](#) que suelen sincronizarse con alguna aplicación móvil o envían un mensaje de auxilio mediante una tarjeta SIM. Estos son de un costo relativamente bajo, pequeños y fáciles de llevar todo el tiempo, pero no cuentan con una detección automática de eventos de caída, sino que necesariamente la persona tiene que poder presionar el botón para dar el aviso.



Figura 15: botón de emergencia Qbit.

En el mercado internacional se encuentran algunas alternativas, tanto en el formato de smartwatches como en detectores de caída dedicados.

La compañía inglesa SureSafe se dedica específicamente al desarrollo de dispositivos para la detección de caídas y cuenta con un centro de atención que recibe en todo momento las señales de los dispositivos. Estos cuentan con una base que se ubica en el hogar, que funciona como receptor de la señal del dispositivo y se comunica con la central. Similar a lo que ocurre con las compañías de telefonía móvil, estos dispositivos tienen un costo mensual adicional por el servicio de atención permanente a los eventos. Los precios se ubican alrededor de las 150/170 libras por el aparato, más unas 15/20 libras mensuales por el servicio. Estas soluciones incorporan botón y detección automática, por lo que se puede solicitar ayuda ante una caída o cualquier otra situación que lo requiera (Figura 16) [26].

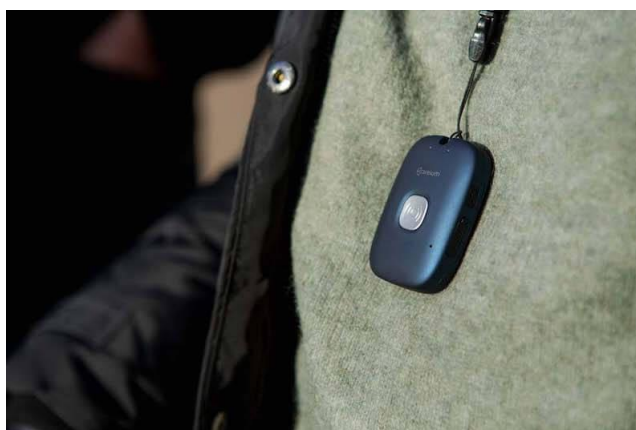


Figura 16: SureSafe Go.

7.2 Estudio de los escenarios

El estudio de los posibles escenarios que pueden presentarse referido las caídas y las AVD es fundamental para definir las funcionalidades básicas con las que debe contar el prototipo. En todos los escenarios se debe considerar la posibilidad de que el dispositivo detecte una caída o de que no lo haga.

Escenario 1: la persona sufre una caída y se puede incorporar.

- No se detecta la caída: funcionamiento incorrecto, en este caso no representa un peligro.
- Se detecta la caída: funcionamiento correcto, pero debe haber una forma de cancelar el envío de la señal de ayuda si no es necesaria.

Escenario 2: la persona sufre una caída y no puede incorporarse para pedir ayuda, pero se puede mover.

- Se detecta la caída automáticamente: funcionamiento correcto. Se envía la señal de ayuda.
- No se detecta la caída: funcionamiento incorrecto, se debe contar con un sistema para activar el envío de la señal de ayuda manualmente.

Escenario 3: la persona sufre una caída y no se puede incorporar ni mover.

- Se detecta la caída: funcionamiento correcto. El sistema enviará la señal de ayuda a los contactos correspondientes automáticamente.
- No se detecta la caída: funcionamiento incorrecto. Caso crítico puesto que la persona no puede activar la alarma manualmente.

Escenario 4: la persona está realizando una actividad de la vida diaria.

- Se detecta una caída: funcionamiento incorrecto. El sistema debe contar con un método para cancelar el envío de la señal de ayuda.
- No se detecta la caída: funcionamiento correcto. No se activan alarmas.

Escenario 5: la persona necesita ayuda en una situación distinta de una caída: el sistema debe contar con un método para enviar la señal de ayuda manualmente.

Analizando estos escenarios, se observó que el dispositivo debe contar con:

- Un indicador de que se ha detectado una caída y se enviará la señal de aviso. Este indicador debe tener una cierta duración para que el usuario esté al tanto de que el dispositivo ha detectado una caída. Este indicador puede ser sonoro o luminoso, o ambos.
- Un método para desactivar la alarma si ya no es necesario enviar el aviso o si se ha detectado erróneamente una caída. Puede ser un pulsador, el usuario tendrá la ventana de tiempo que da el indicador para cancelar el envío de la señal de ayuda.
- Un método para activar la alarma manualmente en caso de que no se detecte la caída o haya otra necesidad. Para esto puede utilizarse nuevamente un pulsador.

7.3 Estudio de la necesidad

Para lograr un prototipo que realmente se adecue a la necesidad de los potenciales usuarios, se buscó que estos tuvieran participación activa en el proceso de decisiones respecto de las características básicas con las que el desarrollo debía contar. Además, para tener un panorama más cercano y estudiar la necesidad concreta de un sistema de detección y aviso de caídas, se realizó una encuesta a 50 personas mayores de entre 60 y 95 años (Figura 17). La encuesta y sus respuestas se encuentran en el [Anexo I](#).

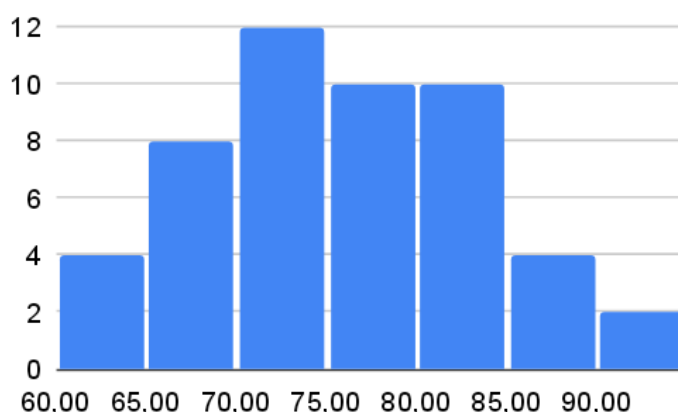


Figura 17: población encuestada.

De las personas encuestadas, el 70,5% afirmó padecer alguna patología. Se observó que su incidencia incrementa con la edad. Respecto de las patologías informadas, se clasifican de la siguiente manera:

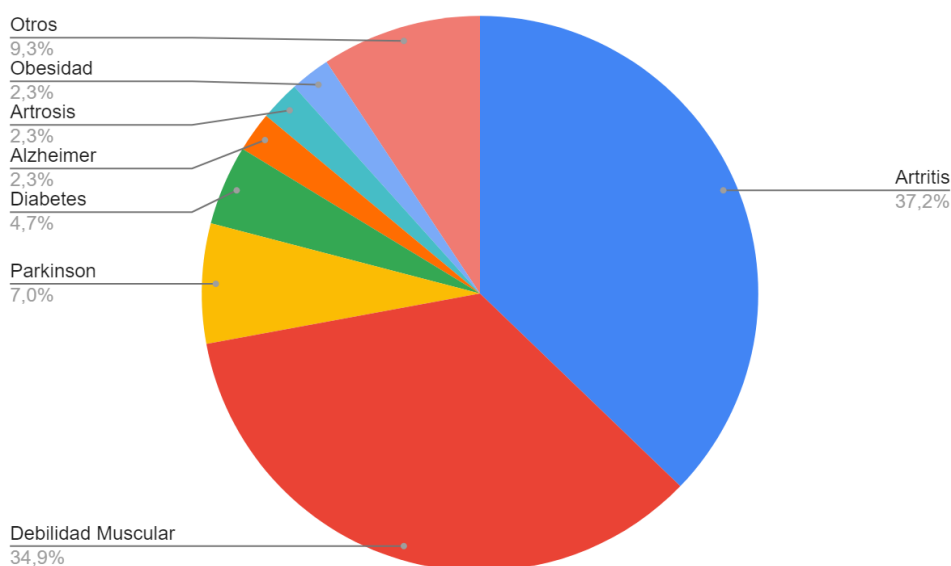


Figura 18: patologías presentes en la población encuestada.

El 86% afirmó haber tenido sensación de inseguridad realizando actividades de la vida diaria por miedo a sufrir una caída y, de hecho, el 90% tuvo alguna caída realizando una AVD. Aproximadamente un tercio no pidió ayuda ante el hecho, y entre los que pidieron ayuda la

mayoría fue atendido en el lapso de media hora. Un 12% recibió ayuda pasada la hora. En el 75% de los casos la caída tuvo consecuencias físicas, que se ordenan de la siguiente manera:

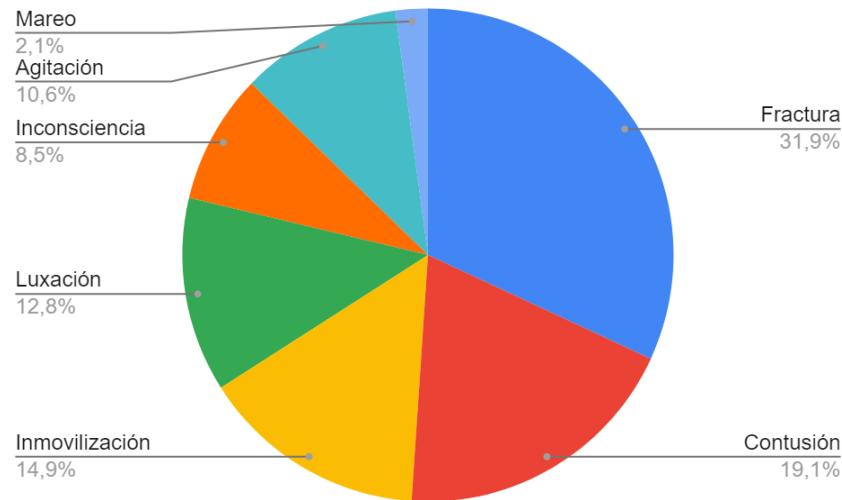


Figura 19: consecuencias de las caídas sufridas por la población encuestada.

Resultó interesante analizar la incidencia de las patologías (Figura 20), las caídas (Figura 21) y si estas tuvieron consecuencias (Figura 22) de acuerdo con la edad de las personas encuestadas. Se observó que la presencia de patologías y de consecuencias producto de las caídas aumentan con la edad. El porcentaje de personas que sufrió alguna caída sigue la misma tendencia, de acuerdo con lo esperado, excepto por el grupo etáreo comprendido entre los 60 y 65 años, quizá porque al todavía gozar de buen estado de salud no toman las precauciones necesarias. Esto se puede inferir del bajo porcentaje que padece patologías y del bajo porcentaje de consecuencias que sufren producto de las caídas.

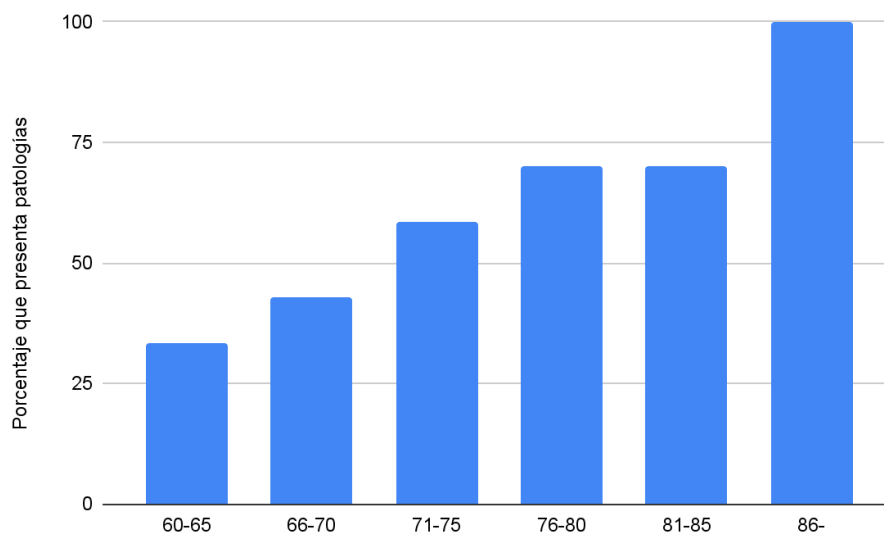


Figura 20: porcentaje de presencia de patologías según edades.

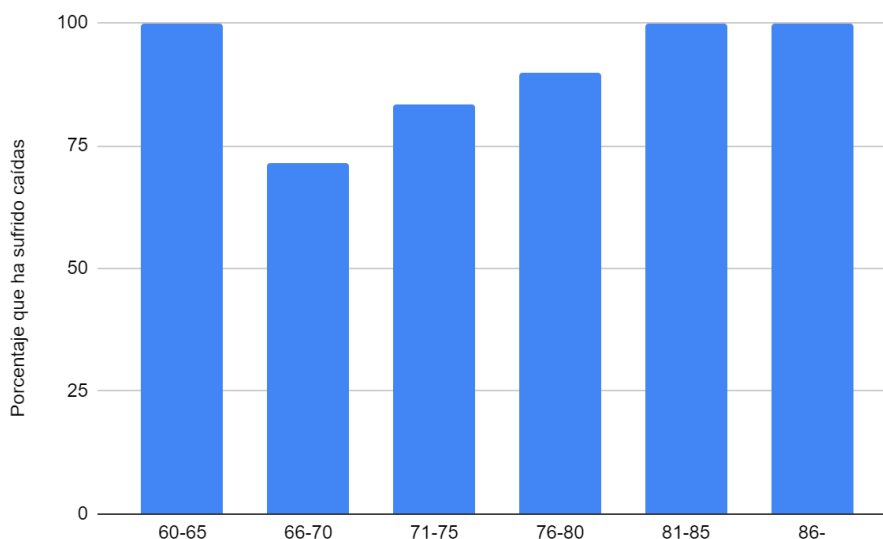


Figura 21: porcentaje de ocurrencia de caídas según edades.

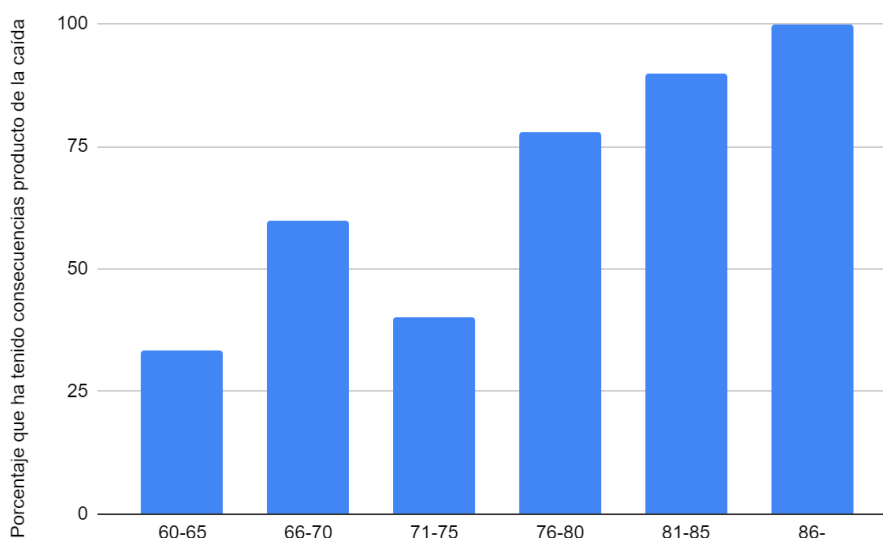


Figura 22: porcentaje de aparición de consecuencias producto de las caídas según edades.

A partir del hecho, un 73,3% manifestó haber cambiado hábitos por temor a volver a caerse, siendo mayoritaria la inclusión de elementos que ayudan a la bipedestación como bastones o andadores, y un ralentizamiento de las actividades cotidianas. Un 24,2% dijo ya no vivir solo o sin compañía, y un 12,1% manifestó la aparición de miedo e inseguridad.

Ninguna de las personas encuestadas tenía conocimiento de la existencia de dispositivos que alertan cuando detectan una caída.

Las últimas preguntas fueron orientadas al producto en sí. De esta forma se pudo obtener información sobre lo que los usuarios realmente quieren/ necesitan. Se observó la importancia que se le da a la usabilidad como característica fundamental, confirmando la hipótesis de que el usuario mayor de edad valora que el sistema sea sencillo de usar, sin complicaciones innecesarias.

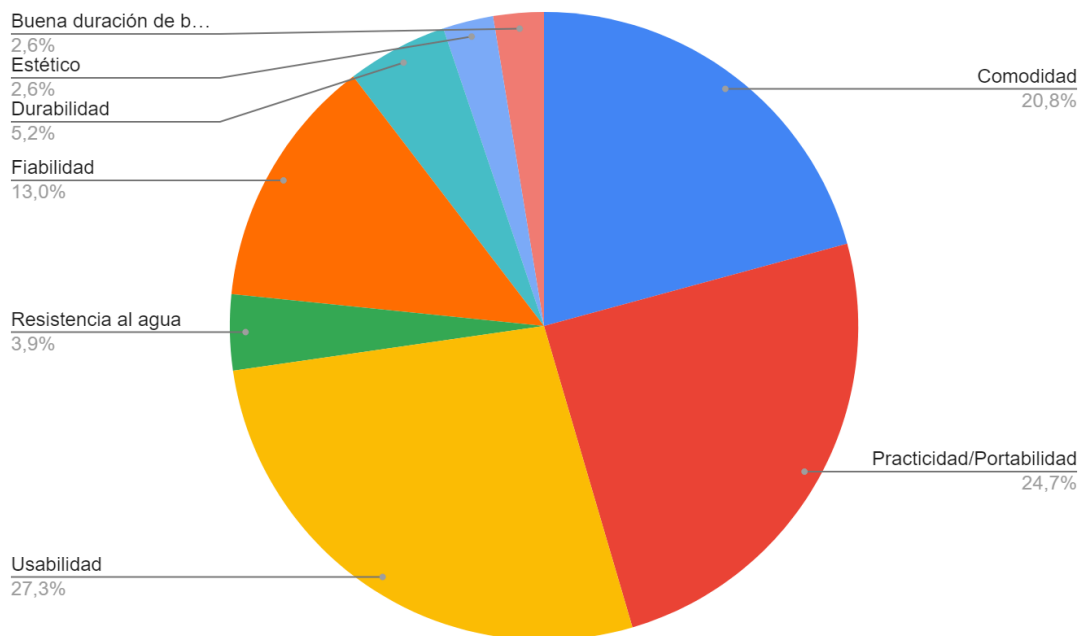


Figura 23: características deseables de un dispositivo detector de caídas.

En cuanto a la ubicación, se observó que la mayoría de usuarios creen que sería óptimo ubicarlo en la muñeca, siendo la cintura la segunda opción más elegida. Estas respuestas sirvieron de guía básica para orientar el desarrollo del dispositivo y la interfaz.

7.4 Posibles implementaciones

El estudio de los trabajos previos, las opciones comerciales y la necesidad de usuarios reales dio un panorama del estado del arte en cuanto a detectores de caídas se refiere. Los trabajos de grado y similares suelen ubicar el dispositivo en la cadera por sencillez del algoritmo y por la dificultad de la miniaturización, mientras que las opciones comerciales suelen optar por una ubicación en muñeca, tipo pulsera. Entre los trabajos estudiados se observó que algunos se comunican con una estación base mientras que otros lo hacen mediante una aplicación con un teléfono celular particular. Los smartwatches que incorporan la función de detección de caídas se conectan con el smartphone del usuario e interactúan con él.

Para este trabajo se decidió que el dispositivo tenga una comunicación personalizada y configurable con contactos que el usuario elija. Para ello se diseñó una aplicación de interfaz sencilla que permite seleccionar los contactos. Se consideraron 2 alternativas para el sistema de comunicación:

- Sistema en que el dispositivo se comunica con la aplicación y ésta gestiona la comunicación con el contacto de emergencia, es decir, que el mismo teléfono celular lleva a cabo la comunicación (Figura 24 a).

- Sistema en que la aplicación únicamente permite seleccionar los contactos para enviar su información y almacenarlos en el dispositivo, la comunicación con el contacto de emergencia se realiza directamente desde el dispositivo. (Figura 24 b)

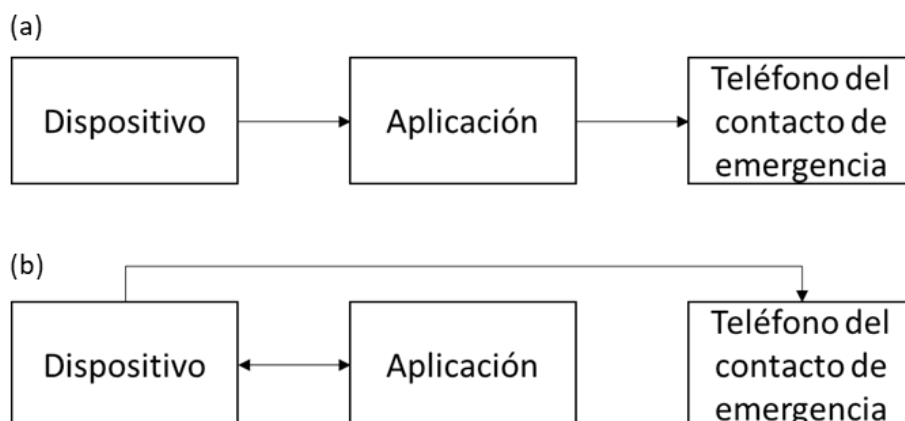


Figura 24: posibles configuraciones del sistema.

En cuanto a la tecnología utilizada para la detección, se optó por un sistema basado en acelerómetros como se implementó en varios de los trabajos analizados. Se consideraron 3 alternativas para el formato: muñeca, cadera o cuello (Figura 25). En la sección 8 se detalla el proceso de selección de los componentes, la decisión del formato, el desarrollo del algoritmo detector de caídas y la implementación de la comunicación dispositivo/celular/contacto de emergencia.

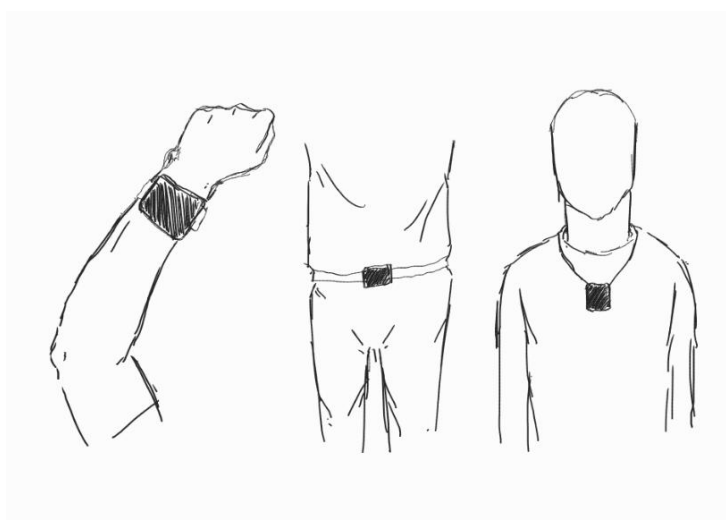


Figura 25: esquemas de posibles ubicaciones del dispositivo.

8 Materiales y Métodos

8.1 Elección del sensor

La unidad fundamental del proyecto es el sensor que provee información sobre los cambios de aceleración y orientación que experimenta el usuario durante las AVD y durante una caída, para poder desarrollar un algoritmo de detección fiable. Se realizó un estudio de diferentes opciones comerciales disponibles en nuestro país, considerando únicamente acelerómetros ortogonales triaxiales, ya que se necesita información en los 3 ejes para el algoritmo, y no sería práctico utilizar 3 sensores direccionales. La Tabla 2 es una comparativa de sus características más relevantes.

Tabla 2: comparación de módulos acelerómetros comerciales.

Sensor	Resolución ADC (bits)	Sensibilidad (mg/LSB)	Rango (g)	Ruido (mg/ $\sqrt{\text{Hz}}$)	Consumo (μA)	Comunicación	Precio (\$)
LSM303DLHC [27]	12	1	2,4,8,16	90	345	SPI, I2C	6000
ADXL345 [28]	13	4	2,4,8,16	300	40	SPI, I2C, 2-WIRE	2200
MPU9250 [29]	16	0.03	2,4,8,16	400	9200 (3.9ma gyro, 450u accel)	SPI,I2C	14000
MPU9255 [30]	16	0.03	2,4,8,16	300	3200 gyro, 450 accel	SPI,I2C	18000
MPU6050 [31]	16	0.06	2,4,8,16	300	3900	SPI,I2C	2500

Para la elección del sensor se realizó una ponderación de las características más importantes, que totalizan un total de 10 puntos. De esta forma, a cada sensor se le asignó una calificación del 1 al 10. No se tuvo en cuenta el apartado de comunicación ya que todos cuentan con los mismos protocolos.

Tabla 3: ponderación de características de los acelerómetros.

Sensor	Resolución (2)	Sensibilidad (1)	Rango (2)	Ruido (1)	Consumo (1)	Precio (3)	Total
LSM30 3DLHC	0,8	0,5	2	1	0,8	2,1	7,2
ADXL34 5	1,2	0,4	2	0,3	1	3	7,9
MPU92 50	2	1	2	0,1	0,1	0,6	5,8
MPU92 55	2	1	2	0,3	0,2	0,3	5,8
MPU60 50	2	0,7	2	0,3	0,2	2,7	7,9

Aunque tanto el MPU-6050 como el ADXL345 obtienen el mismo puntaje, se optó por utilizar un módulo MPU-6050, ya que cuenta con la ventaja de incorporar un giroscopio, útil para obtener información sobre los cambios de orientación, que puede ser utilizado para elaborar un algoritmo de detección más robusto y preciso.

8.2 Comunicación dispositivo/ aplicación/ contacto de emergencia

Entre las opciones para realizar la comunicación se consideraron la red GSM, Bluetooth y Wi-Fi, ya que son las que se encuentran universalmente disponibles en los teléfonos celulares actuales. La red GSM, aunque efectiva por su largo alcance y la posibilidad de las comunicaciones por voz, tiene el inconveniente de que requiere una línea móvil con su respectiva SIM para su uso, lo cual implica un costo extra y la necesidad de incorporar un adaptador para la SIM, lo cual se traduce en costo en espacio físico. Sin embargo, se decidió sacar provecho de la red GSM y su alcance optando por un sistema como el que se indica en la Figura 26, en el que es el mismo celular de la persona el intermediario entre el dispositivo y el celular de los contactos de emergencia.

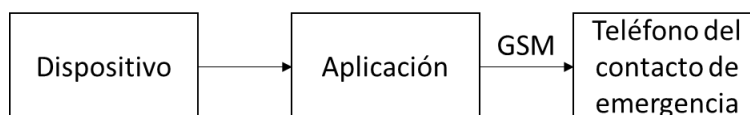


Figura 26: esquema del funcionamiento general del sistema elegido.

Esta configuración permitió además otras funciones como la posibilidad de enviar la ubicación actual del celular que tiene la aplicación, para que el contacto de emergencia tenga más información de dónde se produjo la caída. En el contexto de la elección entre Wi-Fi y Bluetooth para comunicar el dispositivo con el celular del usuario, surgió la cuestión de la

estabilidad de la red. La conexión Wi-Fi se puede ver afectada por interferencias, obstáculos físicos y congestión en la red, lo que puede resultar en inestabilidades en la transmisión de datos. Por otro lado, Bluetooth opera en frecuencias más bajas y su alcance es relativamente corto, lo que puede reducir las posibilidades de interferencia y congestión.

Esta característica de minimizar la dependencia de la estabilidad de la red hizo que Bluetooth fuera la opción escogida en este escenario donde la continuidad de la conexión es crucial. Otro punto de comparación es el consumo energético, importante en una implementación portátil de este tipo donde se buscó que el dispositivo tuviera la mayor autonomía posible. Como se indicó en la sección 6.4.2.1 el Bluetooth, en general, tiende a consumir menos energía que el Wi-Fi durante la transferencia de datos.

Aunque la ventaja en alcance que presenta el Wi-Fi resulta útil, el alcance del Bluetooth se consideró suficiente para un hogar, ya que por lo general la persona se encuentra cerca de su teléfono. Además, el uso de Bluetooth permite que, mientras el dispositivo y el celular se mantengan cerca, la comunicación sea estable, por lo que el sistema será funcional en otros espacios como el patio, la calle, etc., sin depender de la cercanía de un módem ya estabilidad de la red. De esta forma, el sistema quedó compuesto como lo indica la Figura 27:

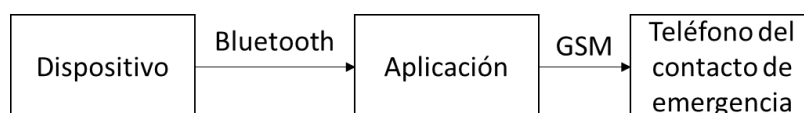


Figura 27: esquema del sistema completo.

8.3 Elección del microcontrolador

Para la ejecución del algoritmo y la gestión de las conexiones y comunicación es necesario el uso de un microcontrolador. Para esta aplicación no se necesitó un poder de procesamiento excesivo, por lo que se buscó entre alternativas comerciales que combinaran un bajo coste con un empaquetado reducido, en favor de la portabilidad. Entre las opciones disponibles en el mercado nacional se encontraron:

Tabla 4: comparación de características de microcontroladores.

Micro controlador	Tamaño (mm)	Frecuencia del reloj (MHz)	Precio (\$)	Consumo Promedio (mA)	Módulos	GPIO	Lenguaje
NODEMCU ESP32S [32]	48x26	240 (Dual Core)	7200	135	Wi-Fi, Bluetooth	38	Arduino, MicroPython
Arduino Uno [33]	68,6x5,4	16	8500	40	-	14	Arduino, C/C++
Raspberry	51x21	133 (Dual	6500	50	-	26	MicroPyt

Pi Pico [34]		Core)					hon, C/C++
NODEMCU ESP8266 [35]	49x24	80	4000	120	Wi-Fi	16	Arduino, Lua
Raspberry Pi Zero W [36]	65x30	1000	22000	90	Wi-Fi, Bluetooth	40	Python, C/C++

Al igual que con el sensor, se realizó una ponderación de las características más importantes requeridas para el desarrollo, obteniendo un puntaje de 1 a 10 para cada alternativa. Habiendo definido que se utilizará Bluetooth para enviar la señal cuando se detecte la caída, se le dio mucha importancia a la inclusión de un módulo Bluetooth en el mismo integrado.

Tabla 5: ponderación de características de los microcontroladores.

Microcontrolador	Tamaño (2,5)	Precio (2)	Consumo Promedio (2,5)	Módulo Bluetooth (3)	Total
NODEMCU ESP32S	2	1,4	0,25	3	6,65
Arduino Uno	0,25	1,2	2,5	0,3	4,25
Raspberry Pi Pico	2,5	1,6	2	0,3	6,4
NODEMCU ESP8266	2,25	2	0,75	0,3	5,3
Raspberry Pi Zero W	0,75	0,2	1,25	3	5,2

Raspberry Pi Pico y NODEMCU ESP32S obtienen puntajes similares, siendo la principal ventaja del primero el bajo consumo energético, además de ser más económico y compacto. Sin embargo, al considerar que debería agregarse un módulo Bluetooth, el costo, el tamaño y el consumo se terminarían incrementando, por lo que la opción de NODEMCU terminó siendo la más conveniente y la elegida para el proyecto. Además, permite programarse con IDE de Arduino, un lenguaje sencillo y amigable. La placa de desarrollo de NODEMCU incorpora muchos pines útiles, 2 LEDs programables, un regulador de voltaje y un puerto micro-USB para la alimentación y transferencia de datos. En la Figura 28 se muestra el detalle del pinout de esta placa.

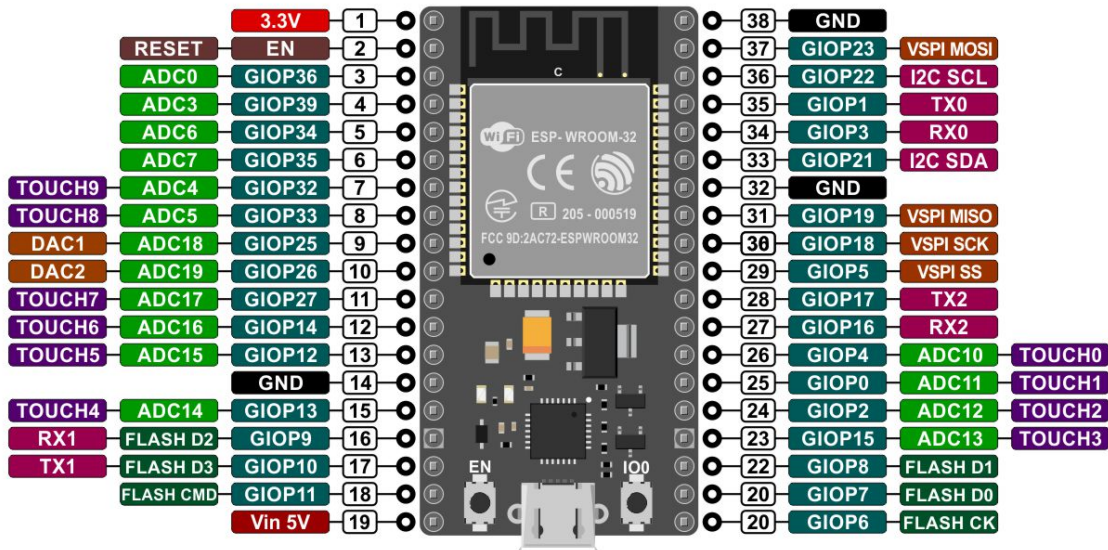


Figura 28: pinout de la placa NODEMCU ESP32S.

8.4 Primeras mediciones

En primera instancia se apuntó a conseguir leer los valores del sensor para poder analizar las características de ruido, estabilidad de la conexión Bluetooth, observar las aceleraciones involucradas en actividades de la vida diaria y cómo se diferencian de una caída. Para ello se emplearon bibliotecas de IDE de arduino específicas para la conexión Bluetooth y la comunicación con el MPU-6050. Para esta última se optó por utilizar el protocolo I²C, ya que permite mayor facilidad de conexión al usar únicamente 2 líneas, y para esta aplicación no fue relevante la desventaja en velocidad de transmisión respecto de la que se tiene con el protocolo SPI. Inicialmente las pruebas se realizaron a una frecuencia de 20Hz, con el objetivo de corroborar la correcta conexión Bluetooth y transmisión de datos desde el ESP32 hacia el teléfono móvil, e identificar los ejes del acelerómetro y sus variaciones. Para ello se utilizó la aplicación Serial Bluetooth Terminal (disponible en Play Store) que permite conectar al dispositivo y ver en un monitor los datos recibidos desde el microcontrolador (Figura 29).

```

19:09:24.826 18893 -3456 1128 -18540
19:09:24.860 18991 -3596 952 -18624
19:09:24.897 18870 -3468 1044 -18520
19:09:24.901 18966 -3492 1132 -18608
19:09:24.934 18918 -3484 1068 -18564
19:09:25.011 19167 -3496 1252 -18804
19:09:25.078 19100 -3544 1104 -18736
19:09:25.146 19031 -3524 988 -18676
19:09:25.179 19095 -3596 988 -18728
19:09:25.193 18996 -3544 1072 -18632
19:09:25.195 19049 -3476 1180 -18692
19:09:25.198 19042 -3544 1128 -18676
19:09:25.198 19062 -3564 1192 -18688
19:09:25.198 19064 -3492 1136 -18708
19:09:25.235 19368 -3732 1060 -18976
19:09:25.239 19130 -3568 1072 -18764

```

Figura 29: interfaz de aplicación Bluetooth Serial Monitor recibiendo datos del dispositivo.

Se realizaron mediciones para observar la salida de los distintos ejes a medida que se orientaba el MPU6050 de distintas maneras. Se implementó un circuito básico en una protoboard alimentado con un power bank vía el puerto USB de la placa, y se probó en la muñeca, la cintura y el cuello del sujeto. Como la resolución del MPU6050 es de 16 bits se tiene que el rango va de -32768 hasta 32767. El sensor está configurado por defecto para un rango de $\pm 2g$, entonces idealmente la salida debería ser estable si el sensor se encuentra inmóvil y los valores para los ejes deberían ser ± 16384 (equivalente a $1g$), en el eje perpendicular al suelo y 0 para los otros 2 ejes. En la realidad, los resultados obtenidos mostraron pequeños offsets para los 3 ejes (Figuras 30, 31, 32), propios del sensor no calibrado y de la inclinación involuntaria que tiene el sensor conectado en la protoboard. Se pudo comprobar que las variaciones en los valores, correspondientes al ruido de la lectura, son muy pequeñas. En este punto se podría haber calibrado el sensor eliminando estos offset, pero para el tipo de aplicación no resultó necesario, puesto que no se requiere tener información precisa de la aceleración real en cada eje, sino únicamente los valores que medidos en cada actividad para determinar los distintos umbrales, con lo cual lo que interesó fue la buena repetibilidad del sensor para obtener valores consistentes cada vez que se alcanzó una orientación determinada.

```

19:07:09.218 14503 14040 784 -3552
19:07:09.253 14573 14080 848 -3664
19:07:09.287 14600 14112 836 -3652
19:07:09.357 14707 14228 668 -3664
19:07:09.424 14663 14212 676 -3548
19:07:09.492 14702 14180 740 -3812
19:07:09.513 14601 14132 704 -3604
19:07:09.515 14707 14200 828 -3740
19:07:09.515 14622 14104 872 -3760
19:07:09.517 14664 14168 820 -3692
19:07:09.524 14680 14208 804 -3608
19:07:09.525 14587 14132 756 -3536
19:07:09.562 14631 14156 776 -3616
19:07:09.568 14762 14296 684 -3616
19:07:09.605 14689 14204 808 -3656
19:07:09.641 14624 14124 764 -3716
19:07:09.651 14703 14164 856 -3852
19:07:09.680 14632 14128 884 -3704
19:07:09.715 14621 14136 732 -3664
    
```

Figura 30: registros con el MPU orientado con el eje X en vertical (columna 2). La columna 1 corresponde a la magnitud del vector suma.

```

19:07:45.790 15566 -2132 -15324 -1720
19:07:45.821 15590 -2272 -15316 -1820
19:07:45.823 15534 -2360 -15256 -1736
19:07:45.823 15652 -2368 -15388 -1616
19:07:45.823 15636 -2244 -15380 -1708
19:07:45.860 15645 -2248 -15380 -1784
19:07:45.865 15527 -2240 -15264 -1760
19:07:45.897 15650 -2312 -15380 -1748
19:07:45.934 15584 -2268 -15332 -1628
19:07:45.968 15530 -2236 -15260 -1828
19:07:45.973 15701 -2244 -15440 -1760
19:07:46.010 15581 -2168 -15332 -1740
19:07:46.044 15629 -2200 -15356 -1904
19:07:46.078 15566 -2232 -15288 -1904
19:07:46.081 15599 -2400 -15324 -1664
19:07:46.115 15597 -2396 -15328 -1608
19:07:46.149 15561 -2220 -15312 -1668
19:07:46.163 15552 -2332 -15272 -1788
19:07:46.189 15570 -2200 -15312 -1772
    
```

Figura 31: registros con el MPU orientado con el eje Y en vertical (columna 3). La columna 1 corresponde a la magnitud del vector suma.


```

19:10:03.400 14682 -640 1092 14628
19:10:03.434 14653 -548 1120 14600
19:10:03.469 14564 -608 968 14520
19:10:03.505 14605 -552 948 14564
19:10:03.508 14632 -584 1032 14584
19:10:03.542 14801 -584 1108 14748
19:10:03.579 14666 -612 1104 14612
19:10:03.612 14815 -496 1180 14760
19:10:03.617 14642 -536 980 14600
19:10:03.653 14825 -596 1056 14776
19:10:03.687 14695 -584 1028 14648
19:10:03.721 14802 -628 988 14756
19:10:03.724 14724 -612 1084 14672
19:10:03.759 14617 -580 1000 14572
19:10:03.793 14728 -664 988 14680
19:10:03.805 14764 -548 1064 14716
19:10:03.838 14693 -544 1124 14640
19:10:03.872 14612 -512 1076 14564
19:10:03.911 14736 -564 1048 14688

```

Figura 32: registros con el MPU orientado con el eje Z en vertical (columna 4). La columna 1 corresponde a la magnitud del vector suma.

8.4.1 Frecuencia de muestreo

Trabajos como "Detecting human falls with a 3-axis digital accelerometer" [14] usan una frecuencia de muestreo de 50Hz. Se observó que en las etapas de la caída, el pico de aceleración es el momento de menor duración, durando aproximadamente 30ms. Con lo cual, para detectarlo correctamente se debe tener una frecuencia de muestreo que permita obtener datos en una ventana de tiempo inferior a 30ms. Se optó por utilizar una frecuencia de muestreo de 40Hz, que permitió obtener un dato cada 25ms, suficiente para detectar el pico de aceleración.

8.4.2 Mediciones AVD y caídas

Las mediciones de AVD se realizaron con 2 sujetos jóvenes para observar los picos de aceleración con mayor claridad, ya que desarrollan sus actividades de manera más veloz y brusca. Además, se realizaron mediciones en 2 sujetos mayores para contrastar los resultados y empezar a evaluar patrones. Los voluntarios fueron informados de los procedimientos de las mediciones y firmaron un consentimiento informado (Anexo II).

Tabla 6: voluntarios para mediciones de AVD.

Voluntario	Edad	Sexo	Patología
Voluntario 1	24	Masculino	Ninguna
Voluntario 2	20	Masculino	Ninguna
Voluntario 3	85	Femenino	Escoliosis y debilidad muscular
Voluntario 4	62	Femenino	Operación de meningioma, fractura de vértebra producto de una caída

El MPU se orientó como se muestra en la Figura 33. Con esta orientación se tiene al eje X coincidente con el eje Laterolateral del cuerpo, al eje Y con el Cráneo-caudal y al Z con el eje Anteroposterior. Esta orientación se respetó para todas las mediciones, el desarrollo del algoritmo, el armado del prototipo final y las pruebas de funcionamiento finales.

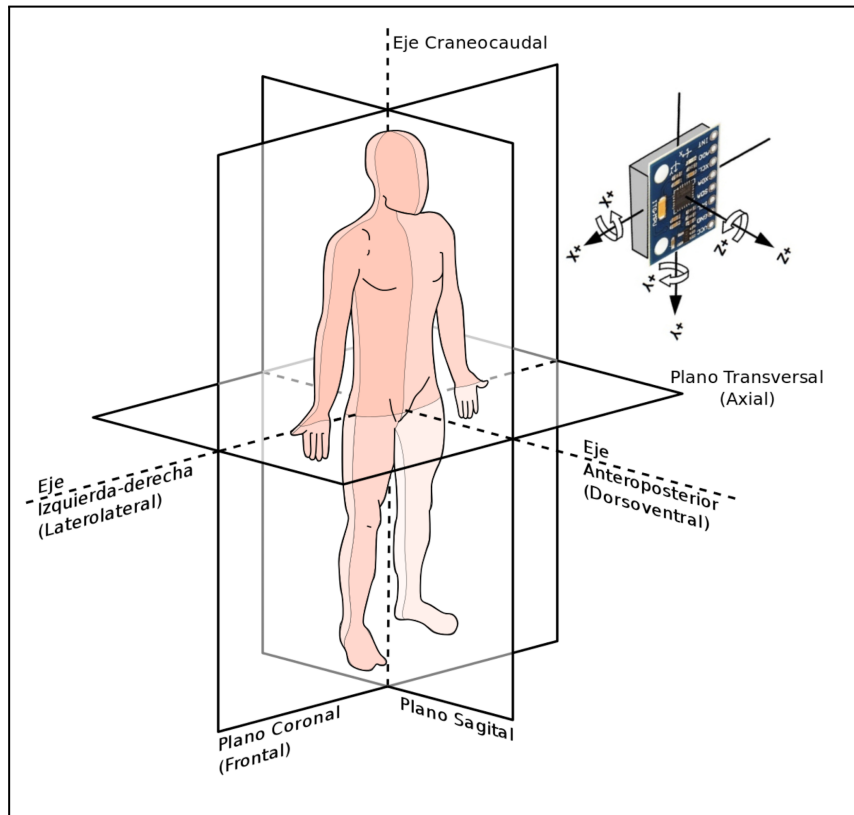


Figura 33: orientación del MPU6050 respecto del cuerpo del usuario.

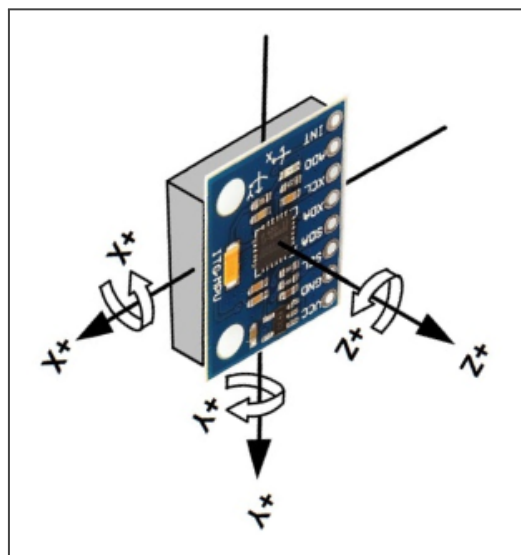


Figura 34: ejes del MPU6050.

Con los sujetos jóvenes se realizaron mediciones para las siguientes actividades: caminar, correr, saltar, acostarse y levantarse de una cama, sentarse y pararse. Para los sujetos mayores se quitaron las actividades correr, saltar y acostarse. Una vez hechas las mediciones se

procedió a analizar los datos. Se toma como ejemplo la actividad de sentarse en una silla del Voluntario 1 (Figura 35), con el sensor ubicado en la cadera.



Figura 35: aceleraciones al sentarse (Voluntario 1), sensor en la cadera.

En el eje vertical se tiene el valor de la aceleración registrada por el MPU (adimensional) y en el eje horizontal se tiene el tiempo en segundos. Inicialmente el sujeto se encuentra en reposo, el eje Y toma un valor negativo porque está midiendo la aceleración producto de la fuerza normal a la fuerza peso, opuesta a la gravedad. Esta aceleración es el equivalente de $-1g$. Los ejes X y Z muestran aceleraciones cercanas a 0, ya que no se encuentran afectados por la gravedad. Cuando la persona se sienta, se balancea hacia atrás y hacia abajo. Estos movimientos se ven reflejados en la gráfica en un aumento de Y y una disminución en Z. En el momento de apoyo, se observa un pico debido a la frenada repentina del impacto, seguida de un pequeño rebote. Finalmente se vuelve al estado estacionario similar al inicial. El eje X no presenta grandes cambios ya que el desplazamiento lateral en el movimiento es mínimo.

Comparando la actividad con las mediciones registradas para Voluntario 4 (Figura 36) se puede observar que la caída del vector suma que se produce cuando la persona desciende antes del apoyo es mucho menor, ya que la persona realiza un movimiento más lento y controlado. Consecuentemente, el impacto también genera un pico mucho menos elevado, ya que la persona apoya lentamente en el asiento. De la misma manera, la actividad de pararse o caminar presenta gráficas mucho más lineales debido a que los movimientos nunca son bruscos. Esta información sirvió a la hora de considerar los valores umbral para el algoritmo, que no fueron tan extremos para diferenciar una caída de una AVD.

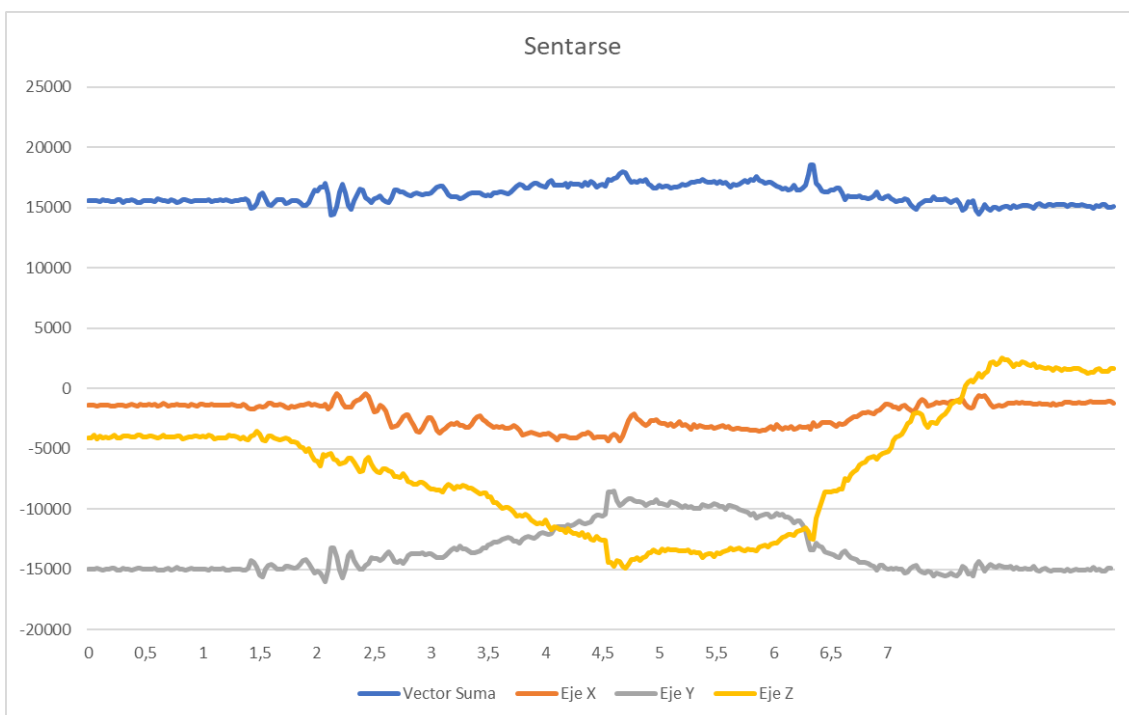


Figura 36: aceleraciones al sentarse (Voluntario 4), sensor en la cadera.

Luego se simularon caídas hacia adelante, hacia atrás y hacia ambos lados. En la Figura 37 se observa el caso de una caída hacia atrás:

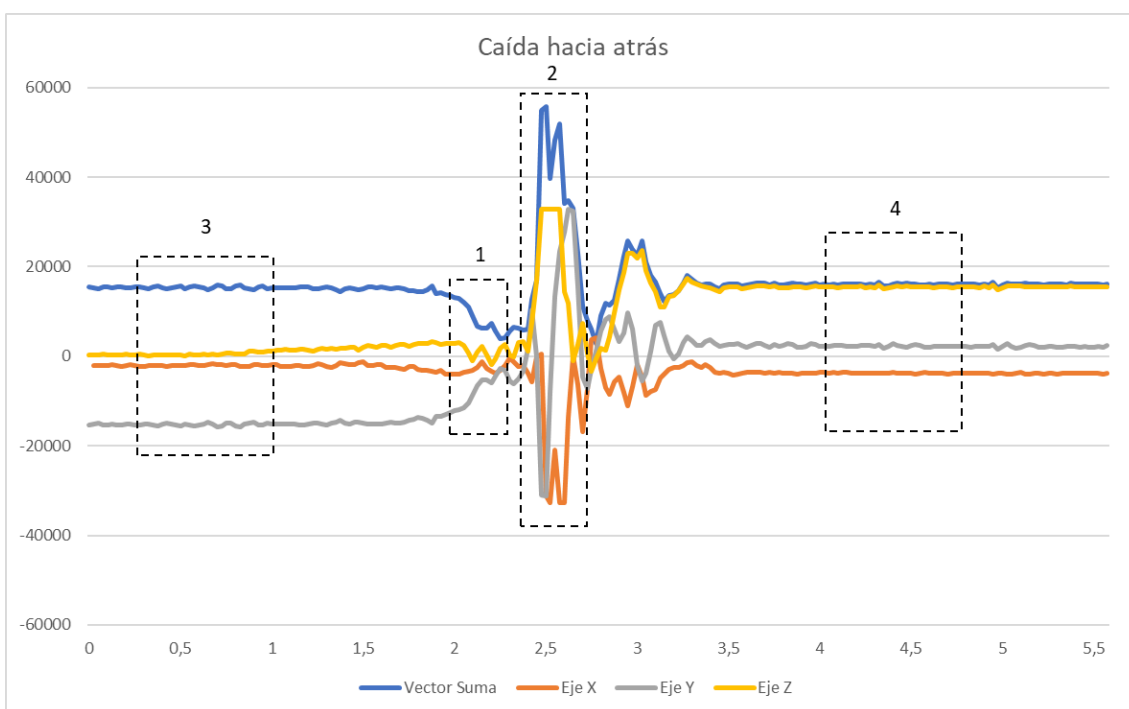


Figura 37: aceleraciones al caer hacia atrás.

Si se observa la gráfica del vector suma, se puede diferenciar las 4 etapas de la caída:

1. En el momento denominado “caída libre”, la aceleración de la persona tiende a 0, ya que se va cancelando fuerza normal a la fuerza peso. Se observa que la duración de esta etapa es de unos 0,45s.
2. En el impacto se observa que la desaceleración produce un pico en la gráfica cercano a los 60000, el equivalente de unos 3,5g. Este valor es mucho más elevado que los picos que se obtienen con otras actividades de la vida diaria, por ejemplo caminando, acostándose, lavándose los dientes, etc. Esta etapa tiene una duración de 0,2s.
3. Reposo: se observa que tanto antes de que inicie la caída como después del impacto hay una estacionariedad de los datos, indicando que no hay variaciones de aceleración por encontrarse la persona inmóvil.
4. Posición horizontal: se observa que el eje Y, inicialmente tomando el valor de la fuerza de gravedad, tiende a 0 luego de la caída, indicando la posición horizontal del paciente. El eje Z en cambio queda prácticamente perpendicular al piso, indicando aceleración cercana a 1 g (Figura 38). Esta etapa es clave para diferenciar la caída de, por ejemplo, un salto, donde se tienen aceleraciones similares, con la diferencia de que se vuelve a la misma posición que se tenía al inicio.

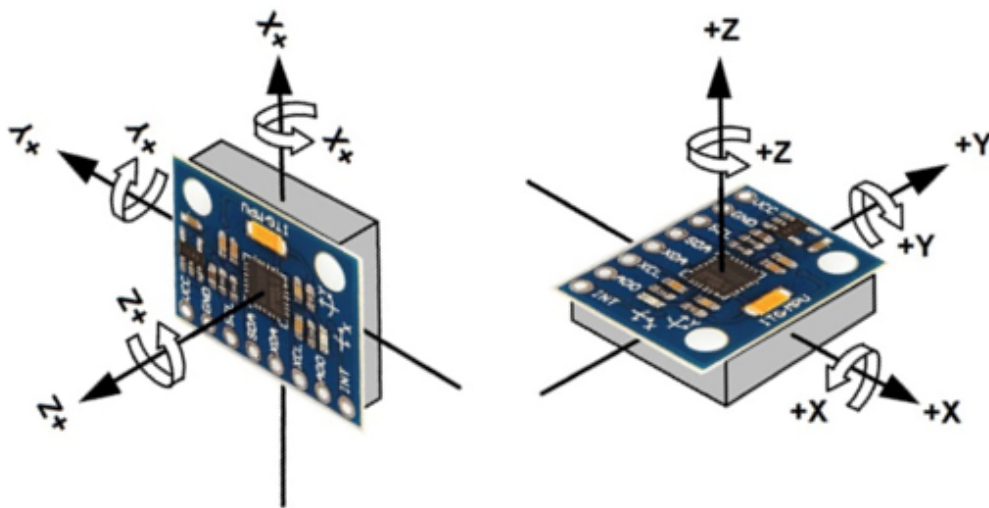


Figura 38: orientación del MPU6050 luego de la caída. A la izquierda la persona queda de costado, el eje X tiende a 1g. A la derecha la persona queda de espaldas al piso, el eje Z tiende a 1g.

Sin embargo, en la realidad, la mayoría de las caídas se ven amortiguadas de algún modo, ya sea porque se encuentra un punto de apoyo que permite ralentizar, o porque simplemente el reflejo actúa ejerciendo fuerza para evitar caer de lleno. Estos mecanismos alteran el curso normal de una caída de lleno, y las aceleraciones toman distintos valores:



Figura 39: aceleraciones al caer lentamente hacia atrás.

Se observa que la etapa de caída libre no es tan limpia y clara como en el caso anterior, ya que puede haber puntos de apoyo intermedios entre el primer momento de pérdida de estabilidad hasta llegar al suelo. Consecuentemente, esta etapa tiene una duración mayor que en el caso de una caída sin apoyo, llegando hasta aproximadamente 1s. Durante el impacto, el vector suma tiene una magnitud menor, ya que no se golpea tan de lleno, y por los distintos rebotes se tiene una curva más “sucía”. En sucesivas pruebas se observó que los intervalos para la etapa de caída libre y de impacto rondaban 1 segundo y 0,7 segundos respectivamente. A su vez, los umbrales se modifican y rondan los valores de 10000 para la caída libre y 35000 para el impacto. Consecuentemente, los valores empiezan a solaparse con algunas AVD del sujeto joven, como es el caso de la Figura 40, donde el sujeto camina y luego se tropieza. La diferencia entre los valores de caminata y la etapa inicial de caída libre es difícilmente distinguibles, e incluso en la etapa de impacto se aprecia una diferencia leve en los valores.

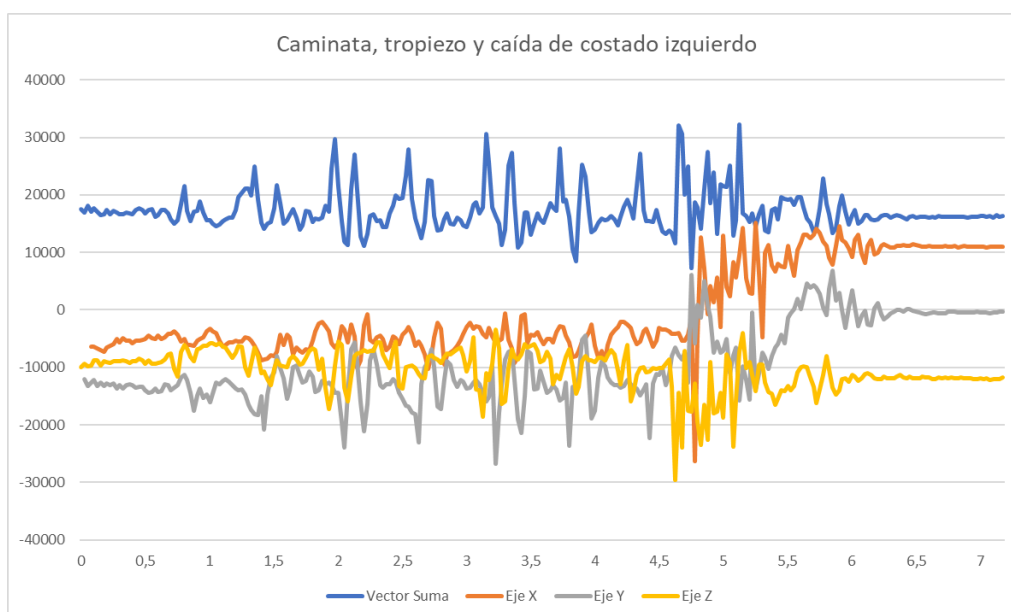


Figura 40: aceleraciones al caminar y caer lentamente hacia el costado izquierdo.

8.5 Ubicación del dispositivo

Las pruebas en el cuello dieron resultados muy similares a las pruebas en cadera, ya que el sensor se ubica en el mismo eje y no hay mucha libertad de movimiento de una parte del cuerpo respecto de la otra. En el caso de las pruebas en muñeca, se encontró la dificultad de que, al moverse independientemente del resto del cuerpo, el brazo puede adoptar posiciones muy variables al caer, ya sea porque la persona busca apoyarse en él, o porque busca agarrarse de algo, con lo cual resultó más difícil simular una situación real de caída y encontrar patrones para diferenciar este movimiento de otros movimientos bruscos. Tanto para cuello como para muñeca, se anticipó que por el tamaño de los componentes y la disposición de los mismos se haría imposible lograr la miniaturización requerida para que fuera algo cómodo de usar, por lo que se decidió descartar estos conceptos y ubicar el dispositivo en la cadera, la segunda opción más elegida entre las personas encuestadas.

8.6 Algoritmo

El algoritmo de detección propuesto se basó en la activación sucesiva de distintos disparadores (triggers) que van delimitando estados del sistema. Estos triggers se activan y desactivan a medida que se alcanzan ciertos valores umbral de aceleración o pasa un cierto tiempo definido por constantes.

8.6.1 Constantes de tiempo

Para poder determinar la duración de cada etapa de la caída, se buscó definir constantes de tiempo que delimitan la etapa de caída libre, de impacto y de reposo. Se fijaron luego del análisis de los distintos casos de caídas, prestando especial atención a las caídas lentas y tropiezos, que son las más difíciles de diferenciar de AVD. Tras varias iteraciones en las que se iba juntando feedback del funcionamiento se llegó a los siguientes valores. Las constantes de tiempo están expresadas en términos de la cantidad de datos que almacena un contador a la frecuencia de 40Hz definida.

Tabla 7: constantes de tiempo.

Constante	Cantidad de datos	Tiempo (s)
Contador 1	40	1
Contador 2	30	0.75
Contador 3	35	0.875
Contador 4	25	0.625
Contador 5	20	0.5

8.6.2 Umbrales

Al igual que las constantes de tiempo, los umbrales se definieron empíricamente luego del análisis de muchos ejemplos de caídas registrados y varias iteraciones con distintos valores. Se definió un umbral para determinar la caída libre, otro para el impacto y otro para el reposo.

Tabla 8: umbrales de aceleración.

Umbral	Valor
Umbral 1	11000
Umbral 2	25000
Umbral 3	$10000 \leq \text{Aceleración} \leq 25000$

8.6.3 Algoritmo de detección

El objetivo del algoritmo fue poder diferenciar una caída de otras actividades de la vida diaria. Esto se logró identificando las etapas de las caídas indicadas en la sección 8.2.4. Fueron necesarias varias iteraciones y modificaciones para considerar la mayor cantidad de escenarios posible, teniendo en cuenta que ciertas caídas se producen lentamente pero igualmente pueden ser perjudiciales. Allí estuvo el mayor desafío, en lograr diferenciar caídas no tan pronunciadas como la ejemplificada en la sección anterior de las AVD.

Trigger 1: indica que está ocurriendo la "caída libre". Para ello, se considera que se debe activar cuando módulo de la aceleración es menor a Umbral 1, y se mantiene activo mientras que Contador 1 no llegue a su límite. Esto da una ventana de tiempo en la que el algoritmo espera la ocurrencia de un impacto o una vuelta al reposo.

Trigger 2: si trigger 1 sigue activo, es decir que todavía no se llenó Contador 1, y se registra un valor de aceleración superior a Umbral 2, se activa Trigger 2, indicando el impacto. Aquí se inicia Contador 2, que da una ventana de tiempo hasta que finalice la etapa de impacto y se llegue al reposo.

Trigger 3: Cuando se cumple Contador 2, se verifica que el valor del módulo de aceleración esté dentro de los valores de Umbral 3. Si se cumple la condición, quiere decir que la persona está en reposo, se activa trigger 3 y se inicia Contador 3. Si el contador se llena, se considera que la persona se mantuvo en estado de reposo. Adicionalmente, en esa etapa se verifica que el módulo de la aceleración en Y sea menor a 11000 para determinar que ha habido un cambio de orientación, tendiendo a una posición más horizontal. Este valor se definió empíricamente, ya que se observó que en algunos casos el sujeto no queda en una posición del todo horizontal, con lo cual el valor no puede ser tan cercano a 0.

Trigger 4 y trigger 5: estos funcionan de manera análoga a trigger 2 y trigger 3, pero se activan en caso de que la persona tenga una caída en 2 etapas, en la que hay una caída e impacto inicial y luego una segunda etapa (Figura 41).



Figura 41: caída hacia adelante en 2 etapas.

Una dificultad que se encontró fue la aparición de falsos positivos en casos en que se produce un rebote, por ejemplo si la persona está acostada en un colchón. Para diferenciar este caso de una caída real desde la cama, se implementó una medida que compara la posición inicial en X y en Z con la posición posterior a la caída. Se toma un promedio de los datos previos a la caída y posteriores al impacto. Si la diferencia es menor a un cierto umbral, se considera que no ha habido cambio de posición y no se activa la alarma. De esta forma se pueden detectar caídas desde la cama y diferenciarlas de rebotes.

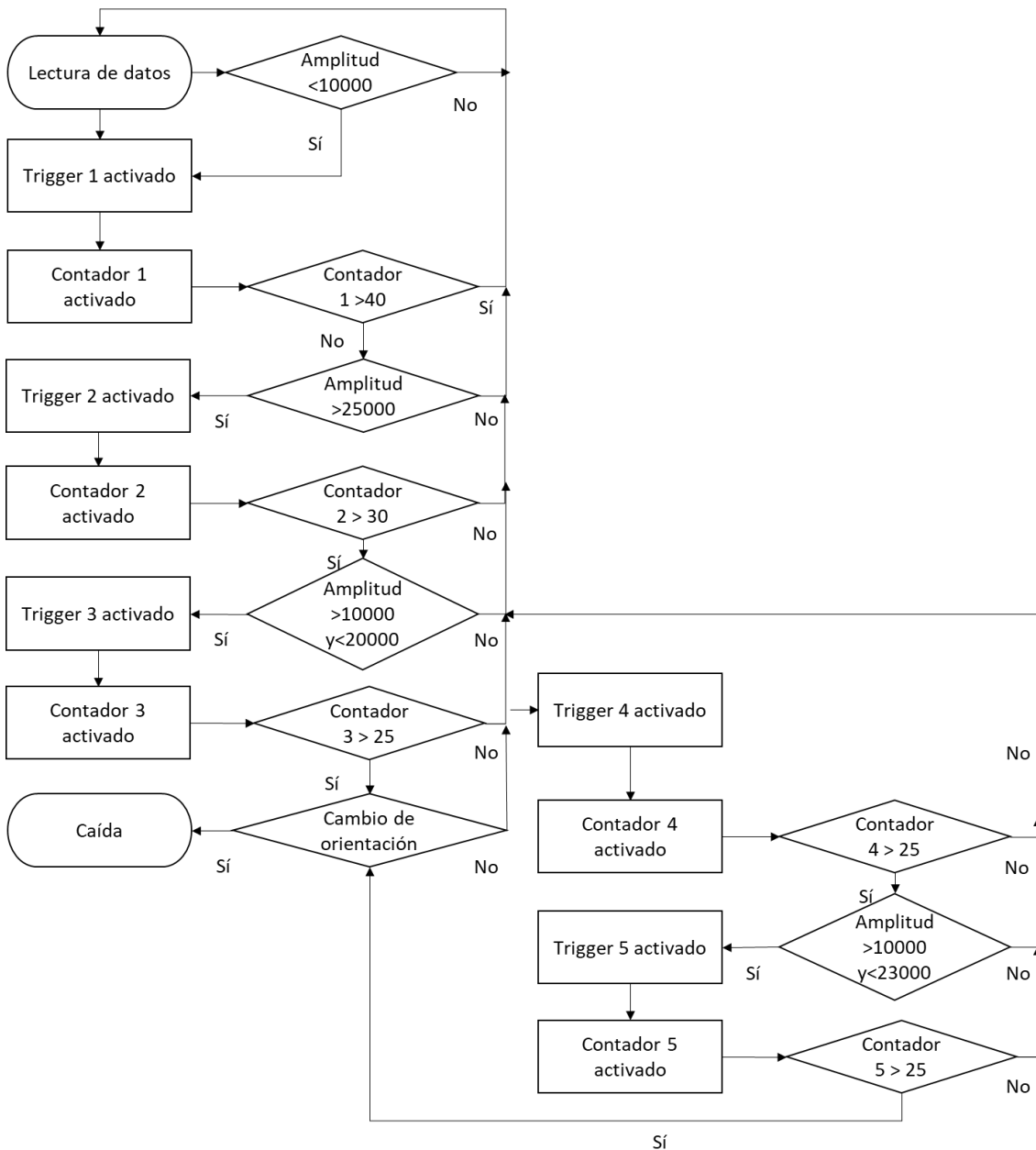


Figura 42: diagrama de flujo del algoritmo para detectar caídas.

8.6.4 Código para detección automática y activación manual

El sistema implementa también un fragmento de código dedicado a detectar si se ha presionado un pulsador, que funcionará como disparador manual de la alarma.

Si se cumplen todas las etapas del algoritmo, o si se presiona durante 5 segundos un pulsador, el sistema interpreta que ha ocurrido una caída y enciende el LED y la alarma sonora para indicarle al usuario que enviará la señal de auxilio. Si al cabo de 10 segundos no se presiona nuevamente el botón indicando que se quiere cancelar la alarma, se envía la señal vía Bluetooth al teléfono móvil del usuario.

En el diagrama de flujo de la Figura 43 se puede observar el proceso de manera más clara. El código completo se encuentra en el [Anexo III](#).

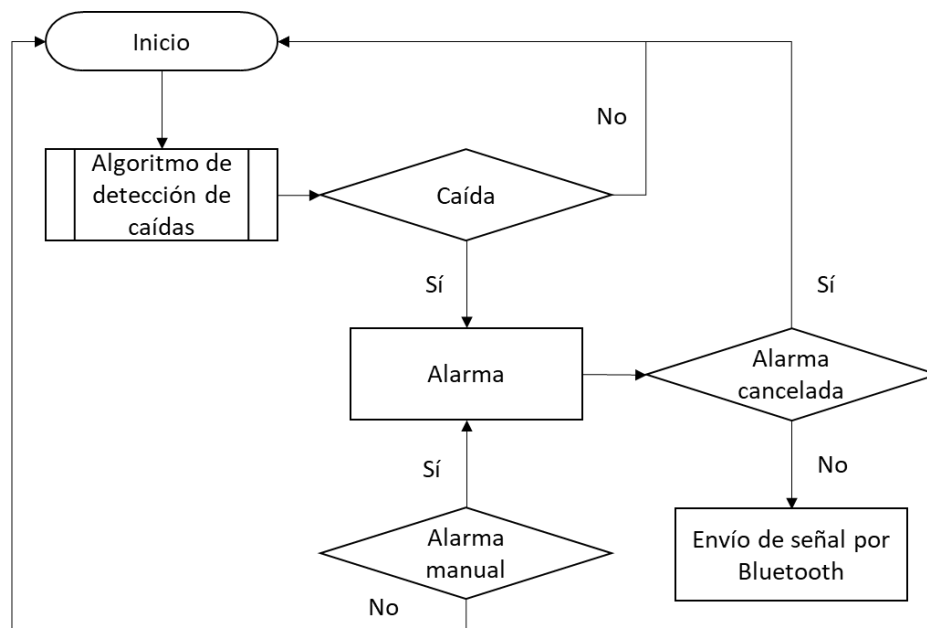


Figura 43: diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo.

8.7 Alimentación

Un punto muy importante fue el de la alimentación y autonomía del dispositivo. Como el microcontrolador debe recibir datos del MPU-6050 de manera permanente y debe mantener la conexión Bluetooth constante con el teléfono celular, no fue posible utilizar modos sleep de ahorro de energía, ya que estos desactivan el módulo Bluetooth. Sin embargo, se estimó que el consumo no sería tan elevado ya que la transmisión de datos tendría lugar únicamente ante el evento de una caída o de una emergencia.

Entre las opciones de alimentación se consideraron las pilas alcalinas, de níquel cadmio y las baterías de polímero litio (LiPo). La ventaja que ofrecen estas últimas es que son recargables, lo cual representa una gran comodidad para el usuario al no tener que preocuparse por realizar cambios periódicos de batería. Las baterías de LiPo de 3,7V vienen de diversos tamaños y formas. El formato más conocido son las baterías LiPo 18650, que suelen tener una capacidad de unos 2000mAh. El inconveniente para esta aplicación es el tamaño, ya que tienen un largo de 65mm y un diámetro de 18mm, en un formato cilíndrico difícil de alojar en el espacio pretendido.

Otras variantes de las baterías LiPo tienen forma cuadrada, y son de poco espesor, lo cual resultó más apropiado para el proyecto.

Finalmente se optó por una batería LiPo rectangular de 2400mAh de 7x5x0,4cm. Estas medidas se adecuaron a las de la placa con la circuitería y los componentes, y al ser delgada permitió que el espesor del dispositivo no se incrementara demasiado.

El voltaje de operación del ESP32 es de $3.3V \pm 10\%$, con lo cual se debería utilizar un regulador de voltaje para reducir los 3,7V que entrega la batería. Afortunadamente, NODEMCU ESP32 tiene un regulador incorporado, por lo que se pudo conectar la batería directamente al pin 5V del integrado.

Para calcular la duración aproximada de la batería se consideró el consumo promedio del ESP32 en modo activo sumado al del MPU-6050 para obtener el consumo total del dispositivo.

En modo transmisión Bluetooth, el ESP32 tiene un consumo de 130mA en un ciclo activo del 50%. El MPU-6050 tiene un consumo promedio de 3,9mA.

$$\text{Consumo total} = \text{consumo ESP32} + \text{consumo MPU6050}$$

$$\text{Consumo total} = 130mA + 3.9mA = 133.9mA$$

Luego para calcular la duración aproximada de batería:

$$\text{Duración de batería (h)} = \text{Capacidad de batería (mAh)} / \text{Consumo total (mA)}$$

$$\text{Duración de batería (h)} = 2400mAh / 133.9mA = 17.9h$$

$$\text{Duración de batería} \approx 18h$$

Sin embargo, teniendo en cuenta que el ciclo activo implica transmisión constante de datos, y que en este proyecto únicamente se transmite datos cuando se detecta la caída, se hizo una estimación considerando el consumo en modo modem-sleep, con el CPU activo pero sin transmisión de datos vía RF. Este consumo es de 68mA.

$$\text{Consumo total} = 68mA + 3.9mA = 71.9mA$$

$$\text{Duración de batería (h)} = 2400mAh / 71.9mA = 33.4h$$

Se estimó que la duración de la batería sería más cercana a este último valor. Para cargar de manera segura la batería se utilizó un módulo cargador TP4056, (Figura 44) que se alimenta mediante una fuente de 5V, como puede ser un cargador de celular, vía el puerto micro-USB incorporado.



Figura 44: módulo cargador TP4056.

8.8 Aplicación Detectar Caídas

Más allá del algoritmo para la detección de caídas, lo fundamental del sistema es la comunicación con los contactos de emergencia para que estos puedan atender la situación con rapidez. Como se detalló en la sección anterior, se optó por implementar una solución basada en la comunicación con una aplicación móvil que recibe un dato por Bluetooth cuando el dispositivo ha detectado una caída, y envía una alerta a los contactos seleccionados ([Anexo IV](#)).

Se decidió enviar la alerta por medio de un mensaje de texto con la ubicación donde se detectó el evento. Esta es obtenida desde el celular del usuario directamente y se envía en forma de link a Google Maps para acceder con facilidad.

La aplicación fue diseñada en Android Studio, el entorno de desarrollo oficial para aplicaciones Android, utilizando el lenguaje Kotlin. Este lenguaje está orientado a objetos y busca reemplazar a Java en la programación de aplicaciones para Android.

Al iniciar, la aplicación pide los permisos para acceder a los contactos, los dispositivos cercanos, los mensajes de texto y la ubicación. La interfaz de la aplicación es sencilla y cuenta con 4 botones (Figura 45). Cuando se presiona el primer botón realiza la conexión Bluetooth con el dispositivo. En caso de que el Bluetooth del celular no esté activado, la aplicación muestra un mensaje pidiendo que se active para poder hacer la conexión. Los otros 3 botones permiten seleccionar los contactos de emergencia directamente desde la aplicación de contactos nativa del teléfono, y guardar su nombre y número para que esté disponible cada vez que se inicie la aplicación. El otro botón abre la aplicación de contactos y permite seleccionar el contacto de emergencia. Estas acciones se realizan dentro del Main Activity de la aplicación, es decir, la actividad principal.



Figura 45: interfaz de la aplicación Detectar Caídas

Cuando se completa la conexión con el dispositivo, se inicia un servicio en primer plano que muestra una notificación. Los servicios en primer plano son una funcionalidad de android que permite mantener abierta una aplicación incluso cuando esta no está en primer plano. Se

diferencia de los servicios en segundo plano convencionales en que para funcionar debe mostrar una notificación para que el usuario sepa que la aplicación está corriendo (Figura 46). Con esto se logra evitar en mayor medida que el sistema cierre la aplicación cuando necesita ahorrar recursos, garantizando el funcionamiento constante de la misma. Para este caso, el servicio cumple la función de mantener la conexión Bluetooth y atender la llegada del dato y disparar el código para alertar al teléfono del contacto de emergencia, sin que la aplicación deba estar abierta en primer plano.

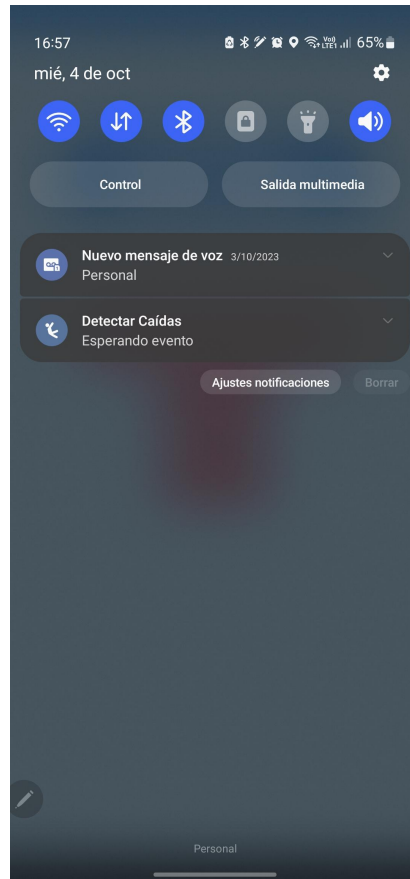


Figura 46: notificación del servicio en primer plano de la aplicación Detectar Caídas.

Si se recibe un dato por Bluetooth se desencadena la función para enviar 2 mensajes de texto, el primero indicando que ha ocurrido una caída y el segundo con la ubicación de la persona que se ha caído, en formato de un link accesible en Google Maps (Figura 47).

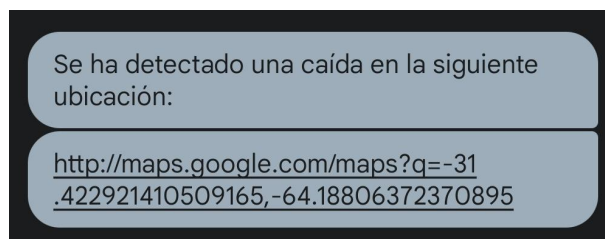


Figura 47: SMS enviados por la aplicación notificando la ocurrencia de una caída.

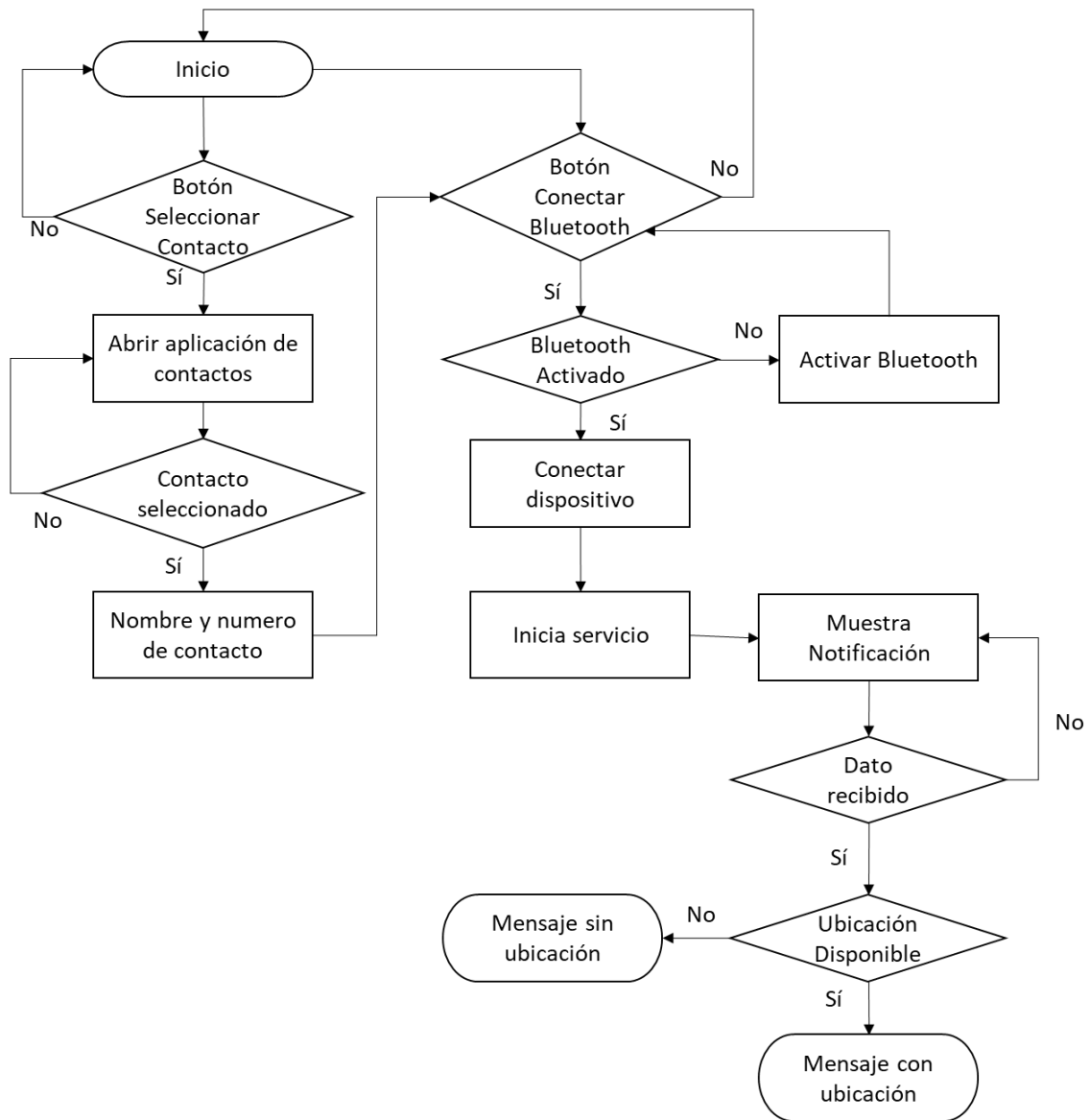


Figura 48: diagrama de flujos de la aplicación Detectar Caídas.

9 Implementación

9.1 Fabricación y realización

9.1.1 Componentes y conexiones

El prototipo final contó con los siguientes componentes:

- NODEMCU ESP32S
- MPU6050
- TP4056
- Batería LiPo de 2400mAh
- Resistencia de 220 ohm
- Buzzer
- LED
- Interruptor
- Pulsador

La Figura 49 es un esquemático general de la conexión de los componentes. Luego se describe cada bloque con más detalle.

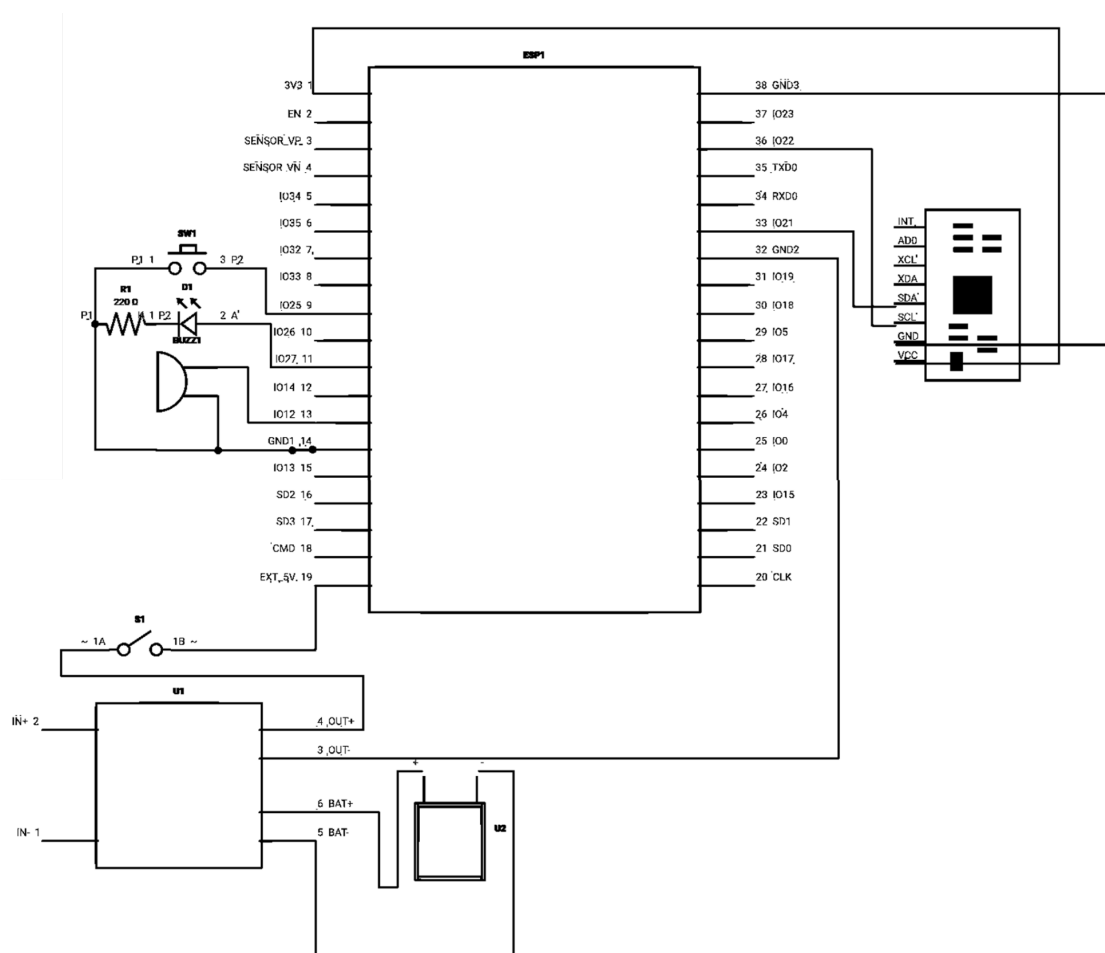


Figura 49: esquemático de la conexión de componentes.

El sensor MPU6050 se conectó como indica la Figura 50. Los pines SDA y SCL son los que se utilizaron para la conexión I²C. En el NODEMCU ESP32S los pines GPIO21 y 22 cumplen esta función específica.

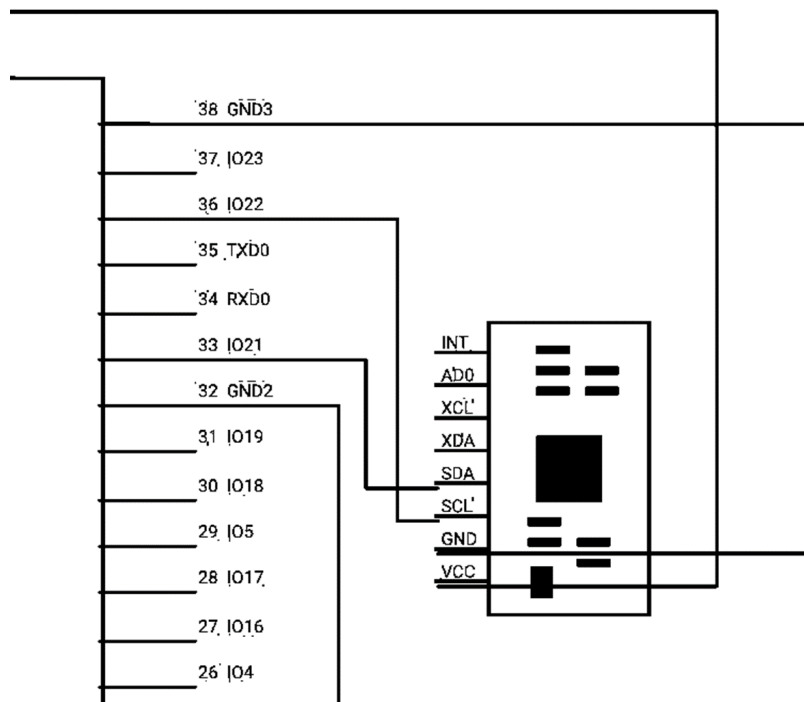


Figura 50: detalle de la conexión entre el ESP32 y el MPU6050.

La Figura 51 muestra un acercamiento al circuito de alimentación. El módulo TP4056 identificado como U1 se alimenta desde un cargador convencional de 5V y carga la batería identificada como U2. Luego la salida OUT+ alimenta el ESP32 por el pin 5V cuando la llave de encendido está cerrada.

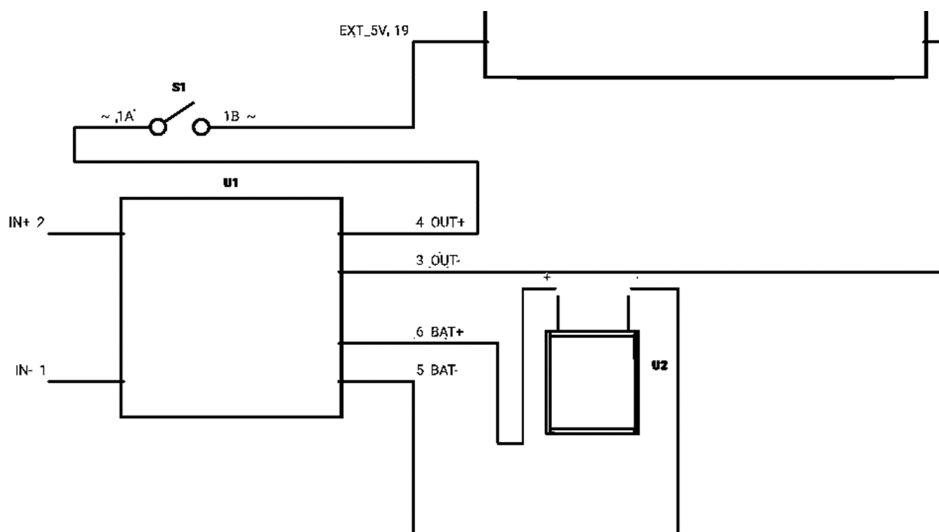


Figura 51: detalle de las conexiones para la alimentación.

En la Figura 52 están esquematizadas las conexiones del pulsador que activa y desactiva la alarma manualmente (arriba), el LED indicador con su resistencia de 220 ohm para limitar corriente (medio) y el buzzer para emitir la alarma sonora (abajo).

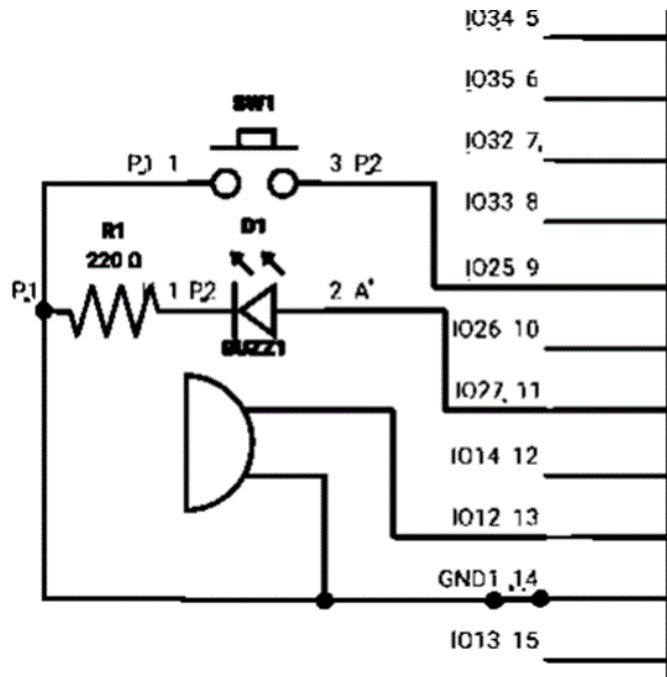


Figura 52: detalle de la conexión del pulsador, el LED y el buzzer.

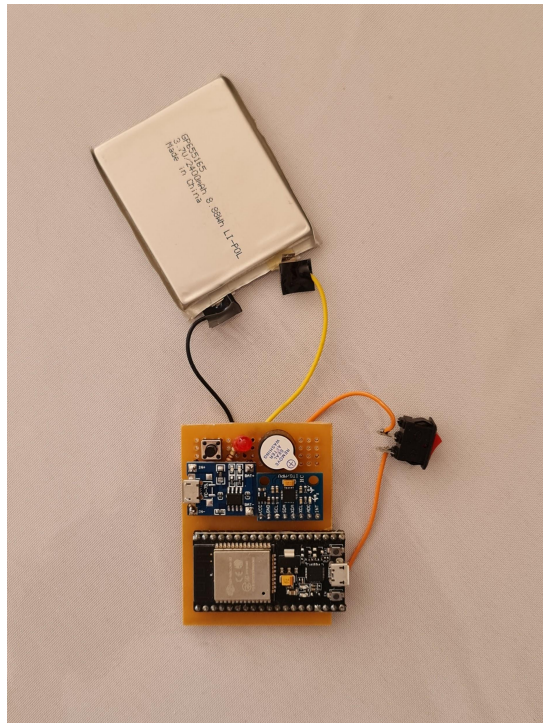


Figura 53: implementación física de las conexiones.

9.1.2 Carcasa

En una versión de prototipo muy temprana utilizada para realizar las primeras mediciones se ubicaron los componentes (en ese momento únicamente sensor y microcontrolador) en una protoboard alimentada con un power bank (Figura 54). El primer prototipo se fabricó en cartón, y se colocaba alrededor de la muñeca y la cintura con un elástico, similar a un cinto (Figura 55, 56). La disposición de los componentes fue un desafío, ya que se buscaba ocupar el menor espacio posible.

Al realizar pruebas con usuarios, se notó dificultad para su colocación, ya que el movimiento alrededor de la cadera para pasar la cinta por detrás demanda cierta movilidad articular que muchas personas mayores no poseen.

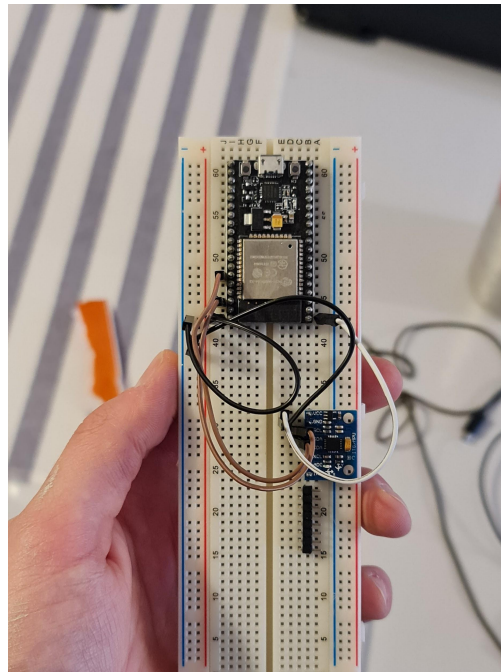


Figura 54: primer circuito para mediciones implementado en una protoboard.

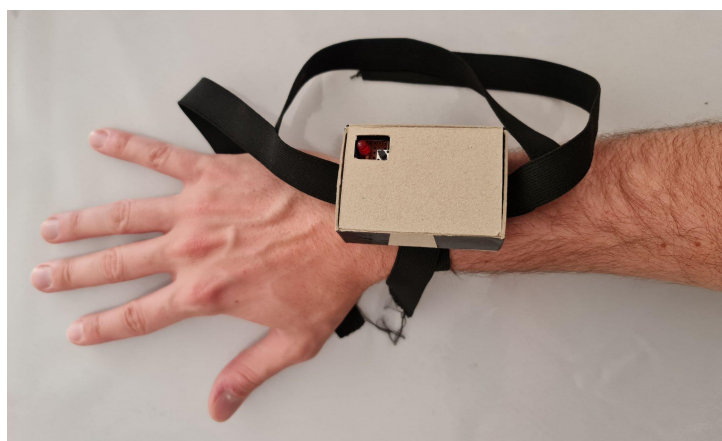


Figura 55: primer prototipo ubicado en muñeca.



Figura 56: primer prototipo ubicado en cintura.

Para el prototipo final, se optó por una solución tipo clip, para que el dispositivo pueda agarrarse del pantalón directamente, facilitando la operación de colocarlo.

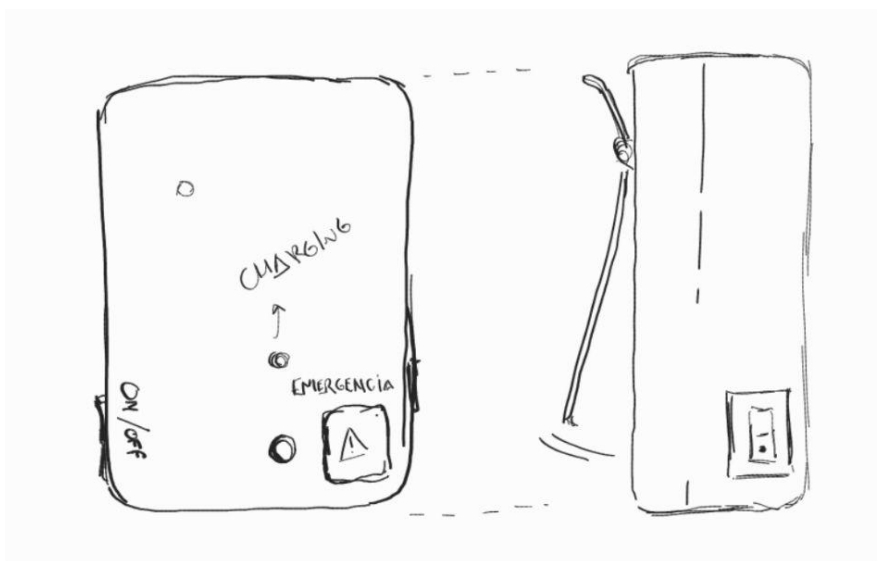


Figura 57: bosquejo del prototipo final.

Este prototipo final fue impreso en 3D a partir de un diseño hecho en AutoCAD ([Anexo V](#)). Cuenta con una abertura para el interruptor, una para el puerto de carga de la batería, una para el botón de emergencia y dos pequeñas para los LEDs (Figura 58).



Figura 58: prototipo final.

Luego de consultar con usuarios y asesores del proyecto se implementaron modificaciones para mejorar la comodidad y hacerlo más seguro: el interruptor se ubicó recedido dentro del cuerpo para evitar toques accidentales que pudieran apagar el dispositivo sin intención, se redondearon las esquinas para evitar los bordes cortantes, y se colocó un botón fácil de pulsar para activar la alarma manual (Figura 59).



Figura 59: prototipo final.



Figura 60: prototipo final ubicado en la persona.

9.2 Pruebas / validaciones

Las pruebas se realizaron tanto para la detección de caídas como para la no detección de AVD. Analizando los trabajos similares tomados como referencia se observó que no hay un estándar para el tipo y la cantidad de pruebas de caídas y AVD, por lo que se buscó tomar elementos de cada uno para lograr un método de pruebas que pudiera abarcar una variedad y cantidad de datos representativa. En primera instancia se trabajó con estudiantes de la Escuela de Kinesiología y Fisioterapia de la Universidad Nacional de Córdoba, que se ofrecieron como voluntarios para unas pruebas preliminares que no quedaron documentadas, con el objetivo de tener una primera aproximación a la exactitud de la detección del dispositivo y definir el procedimiento de las pruebas finales, que se detallan a continuación.

9.2.1 Pruebas de caídas

Las pruebas de caídas se realizaron en 8 sujetos de prueba. El procedimiento para las pruebas fue el siguiente:

- Etapa previa
 - Explicación de las pruebas a realizar, su objetivo y su riesgo.
 - Firma de consentimiento para la ejecución de las pruebas y la cesión de imagen ([Anexo VI](#)).
- Etapa experimental: Se les pidió a los sujetos de pruebas que realizaran 5 repeticiones de los siguientes casos de caídas:
 - Caída de frente
 - Caída de costado
 - Caída hacia atrás
 - Desplome hacia abajo
 - Caída de la cama
 - Caída desde la silla
- Etapa Post experimental

- Cuestionario post examen:
 - Comodidad
 - Facilidad de ubicación
 - Utilidad
 - Sugerencias

Tabla 9: voluntarios para pruebas de caídas.

Voluntario	Edad	Sexo	Patología
Voluntario 1	24	Masculino	Ninguna
Voluntario 2	20	Masculino	Ninguna
Voluntario 3	23	Femenino	Ninguna
Voluntario 4	20	Femenino	Ninguna
Voluntario 5	18	Femenino	Ninguna
Voluntario 6	20	Masculino	Ninguna
Voluntario 7	16	Masculino	Ninguna
Voluntario 8	24	Masculino	Ninguna

De esta forma se realizaron 40 pruebas para cada tipo de caída, totalizando 240 caídas. Para una mayor variedad de resultados se les indicó a los sujetos diferentes variantes dentro de cada tipo de caída.

- En las caídas hacia adelante, hacia atrás y laterales se probaron caídas de lleno, con tropiezo, y caídas en las que el sujeto primero se arrodillaba y luego terminaba de caer.
- En las caídas desde la cama se probó arrancar desde diferentes posiciones y terminando en distintas orientaciones.
- En las caídas con desplome se probó flexionando las rodillas antes de vencerse y sin hacerlo
- En las caídas desde la silla se probó con el voluntario cayendo directamente o resbalando al sentarse

Esta variedad de movimientos en conjunto con la cantidad de voluntarios permitió obtener resultados para una amplia gama de caídas con distintas velocidades, alturas y direcciones.

9.2.2 Pruebas de AVD

Se realizaron pruebas con 4 sujetos mayores de 65 años. También se incluyeron 2 sujetos jóvenes para contrastar los resultados y verificar si la aparición de falsos positivos se incrementan con la mayor fuerza y velocidad de los movimientos. El procedimiento utilizado fue el siguiente:

- Etapa previa
 - Explicación de las pruebas a realizar, su objetivo.

- Firma de consentimiento para la ejecución de las pruebas y la cesión de imagen ([Anexo VII](#)).
- Etapa experimental: Se les pidió a los sujetos de pruebas que realizaran 5 repeticiones de las siguientes AVD:
 - Sentarse en una silla
 - Levantarse de la silla
 - Acostarse en la cama
 - Levantarse de la cama
 - Caminar 10m
 - Recoger un objeto del suelo
- Etapa Post experimental
 - Cuestionario post examen:
 - Comodidad
 - Facilidad de ubicación
 - Utilidad

Adicionalmente se les explicó y demostró el funcionamiento de la aplicación, se les consultó si podían leer bien los botones y se les pidió que hicieran una prueba para seleccionar un contacto y conectar el dispositivo.

Tabla 10: voluntarios para pruebas de AVD.

Voluntario	Edad	Sexo	Patología
Voluntario 1	85	Femenino	Escoliosis, debilidad muscular
Voluntario 2	83	Femenino	Reemplazo de cadera
Voluntario 3	77	Masculino	Rotura de ligamentos de la rodilla, obesidad
Voluntario 4	78	Femenino	Ninguna
Voluntario 5	24	Masculino	Ninguna
Voluntario 6	20	Masculino	Ninguna

9.2.3 Pruebas de alcance Bluetooth

Se realizaron pruebas de alcance de la conexión Bluetooth entre el dispositivo y el celular, para tener una idea de la cercanía que debe haber entre ambos para que el sistema funcione. Las pruebas se realizaron en un espacio abierto, con un voluntario ubicado en un punto con el teléfono celular y un segundo voluntario que se iba alejando con el dispositivo con intervalos de 1,5m. Además se realizaron pruebas en interiores.

9.2.4 Pruebas de ubicación

Estas tienen como objetivo comprobar la fidelidad de la obtención de la ubicación. Para ello se hizo un recorrido caminando, activando la alarma manual aproximadamente cada 200m y viendo si el mensaje se enviaba con la ubicación correcta. Se hicieron 10 pruebas.

9.2.5 Pruebas de uso cotidiano

Un sujeto de 24 años (voluntario N°5 para pruebas de AVD) utilizó el dispositivo durante una tarde realizando sus actividades en el hogar para evaluar la aparición de falsos positivos en actividades no reproducibles voluntariamente.

9.2.5 Pruebas de duración batería

Se realizó una carga completa de la batería y se utilizó el dispositivo permanentemente conectado por Bluetooth con la aplicación hasta agotar la batería, activando la alarma periódicamente.

10 Resultados

10.1 Resultados de pruebas de caídas

En primer lugar se presentan los resultados para las pruebas de caídas de los 8 voluntarios:

Tabla 11: resultados para voluntario 1.

Voluntario 1			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	4	80
Caída de costado	5	5	100
Caída hacia atrás	5	5	100
Desplome hacia abajo	5	4	80
Caída de la cama	5	4	80
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	27	90

Tabla 12: resultados para voluntario 2.

Voluntario 2			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	5	100
Caída de costado	5	4	80
Caída hacia atrás	5	5	100
Desplome hacia abajo	5	5	100
Caída de la cama	5	5	100
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	29	96,66666667

Tabla 13: resultados para voluntario 3.

Voluntario 3			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	5	100

Caída de costado	5	5	100
Caída hacia atrás	5	4	80
Desplome hacia abajo	5	5	100
Caída de la cama	5	5	100
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	29	96,66666667

Tabla 14: resultados para voluntario 4.

Voluntario 4			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	5	100
Caída de costado	5	4	80
Caída hacia atrás	5	5	100
Desplome hacia abajo	5	5	100
Caída de la cama	5	5	100
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	29	96,66666667

Tabla 15: resultados para voluntario 5.

Voluntario 5			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	5	100
Caída de costado	5	5	100
Caída hacia atrás	5	5	100
Desplome hacia abajo	5	4	80
Caída de la cama	5	4	80
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	28	93,33333333

Tabla 16: resultados para voluntario 6.

Voluntario 6			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	5	100
Caída de costado	5	5	100
Caída hacia atrás	5	4	80
Desplome hacia abajo	5	4	80
Caída de la cama	5	4	80
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	27	90

Tabla 17: resultados para voluntario 7.

Voluntario 7			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	5	100
Caída de costado	5	5	100
Caída hacia atrás	5	5	100
Desplome hacia abajo	5	5	100
Caída de la cama	5	5	100
Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	30	100

Tabla 18: resultados para voluntario 8.

Voluntario 8			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	5	4	80
Caída de costado	5	5	100
Caída hacia atrás	5	5	100
Desplome hacia abajo	5	4	80
Caída de la cama	5	5	100

Caída desde la silla	5	5	100
Total	30	28	93,33333333

Una vez hechas todas las pruebas se recopiló toda la información obtenida para dejarla expresa en la Tabla 19:

Tabla 19: resultados totales para la detección de caídas.

Totales Caídas			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Caída de frente	40	38	95
Caída de costado	40	38	95
Caída hacia atrás	40	38	95
Desplome hacia abajo	40	36	90
Caída de la cama	40	37	92,5
Caída desde la silla	40	40	100
Total	240	227	94,58333333

Se observa que las caídas desde la silla fueron las que se detectaron con mayor efectividad. Una razón para esto puede ser el hecho de que al caer desde menor altura, los sujetos de prueba tendieron a apoyar poco las manos e impactar directamente con la cadera sobre la superficie acolchada, por lo que los triggers se activan de manera más limpia y sin demasiado rebote.

Las caídas que se denominaron desplome hacia abajo implican un movimiento casi vertical para caer. El menor porcentaje de detección respecto de los otros tipos de caída puede radicar en que al tratarse de una caída en la que las rodillas se vencen lentamente, el pico de impacto suele ser menor que para otros casos, y por lo tanto más difícil de detectar.

Respecto del cuestionario post examen, los participantes manifestaron que el dispositivo les resultó cómodo de utilizar y fácil de ubicar. Muchos manifestaron que el dispositivo generó incomodidad al momento de caer, ya que las esquinas del dispositivo ejercían presión sobre el abdomen de los voluntarios. Como sugerencia aparece reiteradas veces la posibilidad de que el dispositivo sea resistente al agua.

10.2 Resultados en AVD

Los primeros 4 voluntarios corresponden a los sujetos de prueba mayores de edad, mientras que los voluntarios 5 y 6 corresponden a los sujetos de prueba jóvenes.

Tabla 20: resultados para voluntario 1.

Voluntario 1			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	5	5	100
Sentarse	5	5	100
Acostarse	5	5	100
Levantarse de la cama	5	5	100
Caminar 10m	5	5	100
Recoger objeto del piso	5	5	100
Total	30	30	100

Tabla 21: resultados para voluntario 2.

Voluntario 2			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	5	5	100
Sentarse	5	5	100
Acostarse	5	5	100
Levantarse de la cama	5	5	100
Caminar 10m	5	5	100
Recoger objeto del piso	5	5	100
Total	30	30	100

Tabla 22: resultados para voluntario 3.

Voluntario 3			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	5	5	100
Sentarse	5	5	100
Acostarse	5	4	80
Levantarse de la cama	5	5	100

Caminar 10m	5	5	100
Recoger objeto del piso	5	5	100
Total	30	29	96,66666667

Tabla 23: resultados para voluntario 4.

Voluntario 4			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	5	5	100
Sentarse	5	5	100
Acostarse	5	4	80
Levantarse de la cama	5	5	100
Caminar 10m	5	5	100
Recoger objeto del piso	5	5	100
Total	30	29	96,66666667

Tabla 24: resultados para voluntario 5.

Voluntario 5			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	5	5	100
Sentarse	5	5	100
Acostarse	5	4	80
Levantarse de la cama	5	5	100
Caminar 10m	5	5	100
Recoger objeto del piso	5	5	100
Total	30	29	96,66666667

Tabla 25: resultados para voluntario 6.

Voluntario 6			
--------------	--	--	--

	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	5	5	100
Sentarse	5	5	100
Acostarse	5	5	100
Levantarse de la cama	5	5	100
Caminar 10m	5	5	100
Recoger objeto del piso	5	5	100
Total	30	30	100

Tabla 26: resultados totales para AVD.

Total AVD			
	Total de experimentos	Total de caídas detectadas	Porcentaje de acierto
Pararse	30	30	100
Sentarse	30	30	100
Acostarse	30	27	90
Levantarse de la cama	30	30	100
Caminar 10m	30	30	100
Recoger objeto del piso	30	30	100
Total	180	177	98,33333333

Es interesante observar que el único caso en que hubo falsos positivos fue en las pruebas de acostarse. Los falsos positivos para los adultos mayores se dieron en los casos de los voluntarios de menor edad, que realizaron un movimiento más rápido, dejándose caer y rotando con mayor violencia. Esto se debe a que al acostarse rápidamente el sujeto se deja caer sobre la cama, impacta contra ella y queda en posición horizontal. Si el impacto es fuerte y el cambio de orientación es rápido el algoritmo lo detecta como una caída. Los sujetos mayores realizan un movimiento más controlado para acostarse, sentándose con lentitud y luego rotando hacia la posición horizontal, por lo que no se llegan a desencadenar todos los triggers.

En el cuestionario post examen todos los participantes manifestaron interés en la solución y remarcaron la importancia de que exista este tipo de desarrollos para solicitar ayuda ante una caída. Se indicó que el dispositivo era cómodo y no se sentía en el uso, excepto en el caso de un voluntario con obesidad que manifestó incomodidad al ubicar el dispositivo en el frente, sugiriendo un diseño más redondeado.

Se les solicitó a los sujetos mayores que intentaran utilizar la aplicación para seleccionar sus contactos de emergencia y conectar al dispositivo, sin indicaciones previas de

cómo utilizarla. 3 de los 4 voluntarios lograron usarla sin problemas, mientras que la 4ta voluntaria (la de mayor edad) requirió una explicación.

10.3 Resultados de alcance Bluetooth

Las pruebas se realizaron en un espacio abierto al aire libre. Se iniciaron a una distancia de 4m y se fue aumentando la distancia en 1,5m hasta los 45m. Desde allí los intervalos se modificaron a 5m. Se llegó a registrar funcionamiento hasta 70m, una positiva sorpresa ya que resulta un alcance más que adecuado para la mayoría de viviendas. El buen alcance permite que la persona no tenga que estar necesariamente tan cerca de su celular para que el sistema funcione. En las pruebas realizadas en interiores se observó que el alcance es más limitado, pero igualmente funcionó en un perímetro de aproximadamente 15 metros, pudiendo dejar el celular en el comedor y activando la alarma desde el patio.

10.4 Resultados de pruebas de ubicación

Se observa que la detección de la ubicación funciona bien cuando la aplicación está en primer plano, actualizando permanentemente. Cuando la aplicación está en segundo plano se vuelve más aleatoria, presentando demoras para obtener la ubicación.

10.5 Resultados de pruebas uso cotidiano

En las pruebas con el sujeto N°5 de 24 años, se observó la aparición de falsos positivos en secuencias de movimientos que implican un impacto y posterior tendencia a la horizontalidad en un intervalo corto de tiempo. Un ejemplo sería una caminata veloz en la que el sujeto frena de golpe y se agacha para levantar algo del suelo, realizando este último movimiento lentamente. Otro caso que disparó falsos positivos fue el de tirarse sobre la cama. En caso de una persona mayor podría considerarse una caída riesgosa, pero el sujeto joven lo hace sobre el colchón con naturalidad.

10.6 Resultados de pruebas de duración de batería

La prueba arrojó una autonomía de 35 horas, superando las expectativas que el cálculo estimativo había arrojado, probablemente debido al poco poder de cómputo necesario para ejecutar el algoritmo y la baja frecuencia de muestreo elegida.

11 Discusiones

La metodología de pruebas para las soluciones investigadas de este tipo no está definida con claridad, y en cada uno se observa una aproximación distinta en cuanto al tipo y cantidad de pruebas a realizar. Basados en los datos finales, en general los resultados obtenidos en la detección de caídas posicionan al prototipo de este trabajo levemente por encima de los otros trabajos tomados como referencia, con un 94,6% de efectividad. El trabajo "Sistema de detección de caída en personas de la tercera edad para uso en centros geriátricos"[\[9\]](#) presenta una mayor tasa de detección, pero la base de datos parece ser muy limitada.

El trabajo "Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros"[\[5\]](#) tiene una cantidad de pruebas más representativa pero menos casos de caídas considerados.

"Diseño, construcción e implementación de un prototipo para detección y notificación de caídas en adultos mayores" [\[7\]](#) ha realizado una gran cantidad de pruebas, más del doble de hecho que en este trabajo, y hace simulaciones para muchos tipos de caídas. En este trabajo se encuentran contemplados y se han hecho pruebas para todos los casos que evalúa ese trabajo, pero categorizados dentro de un tipo de caída más general.

El mayor inconveniente encontrado en el sistema es la aparición de falsos positivos aleatorios mientras una persona joven lleva puesto el dispositivo. Esto está directamente relacionado con el uso de umbrales relativamente cercanos a AVD para poder detectar con mayor efectividad las caídas lentas típicas de los adultos mayores, por lo que se considera un compromiso que merece la pena, sobre todo teniendo en cuenta que en las pruebas de AVD con sujetos mayores únicamente aparecieron 2 falsos positivos cuando se acostaron bruscamente. Para estos casos, se cuenta con el sistema del aviso lumínico y sonoro para alertar que se está por enviar la notificación, permitiendo al usuario desactivar la alarma manual mediante la pulsación del botón. Este sistema probó ser eficaz y el tiempo suficiente para desactivar la alarma.

En cuanto al formato del dispositivo, se ha llegado a una solución más discreta que en otros trabajos, y el sistema de clip permite ubicar el dispositivo aunque no se esté usando cinturón. Como posible mejora se podría reducir el tamaño del mismo, ya que en pruebas extensivas resultó ser molesto frente a algunos movimientos de flexión del abdomen.

La autonomía de la batería, aunque limitada, resultó ser similar a las de otros trabajos que utilizan una batería recargable. Sería óptimo prolongar la autonomía para reducir el número de veces en que el usuario debe quitarse el dispositivo para cargarlo, y asegurar que lo lleve puesto el mayor tiempo posible.

El alcance de la conexión Bluetooth probó ser superior al esperado y suficiente para la mayoría de viviendas, y el sistema de SMS con ubicación para la alerta a los contactos probó funcionar correctamente, con la limitación mencionada de que para asegurar la actualización de la ubicación en caso de trasladarse, se debe tener la aplicación en primer plano.

En el Anexo VIII se detallan los costos del proyecto, totalizando ARS 779492. Los materiales tuvieron un costo de ARS 29492, aproximadamente USD 75 al momento de escritura de este informe. Entre los trabajos de referencia analizados, sólo 2 de ellos detallan los costos de materiales, en ambos casos dentro de un margen cercano al de este proyecto. Se tiene que "Diseño, construcción e implementación de un prototipo para detección y notificación de caídas en adultos mayores" [\[7\]](#) tuvo un costo de materiales superior, de aproximadamente 318400 pesos colombianos (COP), cercano a USD 95, mientras que "Dispositivo IOT detector de caídas para personas de la tercera edad" [\[22\]](#) reporta un costo de materiales de

aproximadamente COP 200000, aproximadamente USD 60. Al utilizar el mismo sensor y microcontrolador que en el presente proyecto, se pudo comparar directamente los precios para ambos componentes, pudiendo observar que el costo en Argentina resulta mayor.

12 Conclusiones y trabajos futuros

12.1 Conclusiones

Este proyecto integrador se concibió con la idea de desarrollar una respuesta para la necesidad de las caídas en adultos mayores. El estudio de la bibliografía disponible sobre la incidencia de las caídas en los adultos mayores, sus causas y consecuencias, y la encuesta realizada a potenciales usuarios evidenció que la problemática de las caídas es real y mucho más frecuente de lo que se suele creer. Se pudo concluir de que, a pesar de que hay factores de riesgo que pueden minimizarse a partir de cambios en los hábitos de vida de la persona, hay otros factores intrínsecos que aumentan el riesgo de sufrir caídas con la edad.

El uso del acelerómetro para realizar la detección de las caídas probó ser una opción confiable y sencilla, que favorece la portabilidad. A medida que se iban haciendo pruebas e iteraciones del algoritmo se fue encontrando que las posibilidades de mejora son infinitas, modificando los umbrales y aislando casos para eliminar o sumar a la detección, posibilitando hacer una configuración a medida del usuario.

El conjunto del sistema dispositivo-aplicación facilitó una comunicación efectiva del evento de caída a los contactos de emergencia, y el uso de Bluetooth para la transmisión de datos permitió una conexión estable tanto en exteriores como en interiores. Se observó que existe la posibilidad de que el mensaje pase inadvertido si el celular del contacto de emergencia se encuentra en silencio o notificaciones apagadas, por lo que es necesario que se personalice la notificación para asegurarse que tiene prioridad sobre otros contactos y el tono está diferenciado.

Todos los voluntarios se mostraron muy conformes con el funcionamiento del dispositivo y lo encontraron intuitivo y fácil de usar. El algoritmo probó ser fiable y la respuesta del sistema para los distintos escenarios planteados fue correcta. Se observó que el sistema presenta mejor funcionalidad en usuarios de edad más avanzada o con complicaciones de salud que limitan la velocidad de desplazamientos, ya que la aparición de falsos positivos se registró en sujetos jóvenes o con muy buen estado de salud, que pueden realizar desplazamientos y movimientos más bruscos.

La duración de batería probó ser el punto donde mayores mejoras se podrían introducir, ya que la autonomía no resultó ser muy elevada a pesar de que se cuenta con una batería de capacidad relativamente alta.

Durante el desarrollo del proyecto se fueron encontrando dificultades, sobre todo en materia de electrónica y programación, ya que el autor no contaba con mucha experiencia en estos campos. El desafío de aprender fue muy interesante y despertó mucha curiosidad e interés, no sólo por refinar el prototipo en el futuro, sino por seguir trabajando en estas áreas y seguir ampliando conocimientos.

En conclusión, se logró un prototipo de un dispositivo para detectar caídas funcional, portátil, sencillo y con un costo de fabricación relativamente bajo; con un buen porcentaje de aciertos que permite una comunicación personalizada con contactos de emergencia mediante la aplicación Detectar Caídas, que resultó intuitiva y confiable. Las personas encuestadas y los voluntarios que participaron de las pruebas mostraron mucho interés por soluciones de este tipo, ya que busca dar respuesta a una problemática real y frecuente, con lo cual se espera poder continuar con el desarrollo del prototipo.

12.2 Limitaciones y trabajos futuros

A pesar de que el prototipo es funcional, hay muchas posibilidades de mejora para acercarse a un funcionamiento óptimo. En primer lugar sería importante reducir el tamaño del dispositivo e implementar un sistema modular, como por ejemplo la opción de remover la hebilla para el pantalón e incorporar un cordón para usarlo a modo de collar o en el bolsillo, y que de este modo sea más versátil y cómodo de usar.

De la mano con este punto viene la optimización del código y los modos de ahorro de energía para que el sistema sea más eficiente en su uso y pueda utilizarse una batería de menor tamaño, permitiendo reducir el volumen total del dispositivo con una autonomía mejorada.

Otras mejoras pasan por la ergonomía del diseño optando por formas más redondeadas y amigables con el cuerpo del usuario. Una característica muy deseable sería la posibilidad de hacerlo resistente al agua, para que pueda ser usado, por ejemplo, en la ducha, dónde hay alto riesgo de sufrir caídas.

Por otra parte, aunque el algoritmo de detección es bueno, sería interesante poder seguir haciendo pruebas con un abanico amplio de usuarios para discriminar al 100% las caídas de las AVD y así evitar la aparición de falsos positivos, ya que estos aparecieron con frecuencia en las pruebas extensivas y pueden resultar molestos u ocasionar pérdida de confianza en el sistema. Para un aprendizaje más eficiente se podría trabajar con técnicas de Machine Learning que analicen los distintos patrones para mejorar la robustez de la detección.

En cuanto a la aplicación móvil, ésta demostró ser fácil de usar y confiable en cuanto al servicio para mantener la conexión y que el sistema no la cierre para ahorrar recursos, pero sí podría implementar mejoras como por ejemplo incluir la funcionalidad de una llamada con altavoz para que pueda haber comunicación verbal entre la persona y los contactos, o que la misma aplicación pueda instalarse en el celular receptor y cuente con una función similar a una alarma para asegurar que el contacto de emergencia esté al tanto de la situación. Otra mejora que se podría implementar es la conexión automática entre aplicación y dispositivo, ya que hasta el momento el usuario debe abrir la aplicación y conectar el Bluetooth presionando el botón cada vez que el dispositivo se apaga y se vuelve a encender. También se podría implementar un indicador de la batería del dispositivo incorporado en la interfaz de la aplicación, y una conexión ida y vuelta con el dispositivo para enviar una señal confirmando que se ha enviado la alerta.

13 Bibliografía y Referencias

- [1]OMS (1 de octubre de 2022). Envejecimiento y salud [Online]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
- [2]Amadasi Enrique, Tinoboras Cecilia, "Las personas mayores en la Argentina actual: ¿vivir solo es un factor de riesgo para la integración social?", 1ra edición, Buenos Aires, 2016.
- [3]Gustavo Alberto Spampinato. Las caídas en las personas mayores y cómo prevenirlas [Online]. Disponible en: https://www.argentina.gob.ar/sites/default/files/caidas_en_personas_mayores.pdf
- [4]E. Quintar y F. Giber, "Las caídas en el adulto mayor, factores de riesgo y consecuencias", vol. 10, 2014.
- [5]Dr. Alfonso Cruz Jentoft (21 de septiembre de 2023). Sarcopenia [Online]. Disponible en: <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/sarcopenia>
- [6]MedlinePlus en español. Biblioteca Nacional de Medicina (EE.UU.) (11 de septiembre de 2021). Atrofia muscular [Online]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003188.htm>
- [7]Mayo Clinic (19 de julio de 2022). Fractura de cadera [Online]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/hip-fracture/symptoms-causes/syc-20373468>
- [8]González Vega Raquel, Hernández Bretones Raúl, Jiménez del Olmo Beatriz, "Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros", Trabajo de fin de grado, Universidad Complutense de Madrid, 2016.
- [9]Helpline UK (26 de mayo de 2021). Why Is a Quick Response So Important When the Elderly Fall?. [Online]. Disponible en: <https://helpline.co.uk/blogs/articles/why-is-a-quick-response-so-important-when-the-elderly-fall>
- [10]Oluwaseun Adeyemi, Charles DiMaggio, Corita Grudzen, Cuthel Allison, Kaitlyn Van Allen, Joshua Chodosh (18 de junio de 2023). Emergency Medical Service Response Times and Fatal Fall Injuries Among US Older Adults: Analysis of the 2015 – 2020 National Trauma Data Bank [Online]. Disponible en: <https://www.medrxiv.org/content/10.1101/2023.06.18.23291570v1>

[11]Cindy Carolina Marquez Nossa, Julian David Mateus Camargo, "Diseño, Construcción e Implementación de un Prototipo para Detección y Notificación de Caídas en Adultos Mayores", Trabajo de Grado, Universidad El Bosque, Facultad de Ingeniería, Programa de Bioingeniería, Bogotá, 2018.

[12]Emily Breau (29 de septiembre de 2023). Should You Use Apple Watch for Fall Detection in 2023? Experts Weigh In [Online]. Disponible en:

<https://www.ncoa.org/adviser/medical-alert-systems/apple-watch-medical-alert-review/>

[13]Blanco Ramiro, Hoyos Alejandra, "Sistema de detección de caída en personas de la tercera edad para uso en centros geriátricos", Trabajo de grado de Ingeniería Electrónica, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, 2010.

[14]Jia, Ning, "Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer", 2009.

[15]Guillaume Pérollea, Igone Etxeberria Arritxabalb, "Detector automático de caídas y monitorización de actividad para personas mayores", Fundación Fatronik. San Sebastián. Guipúzcoa. España, 2006.

[16]Marta Arenas Mas, "Diseño e implementación de un sistema de adquisición de aceleraciones con procesamiento mediante microcontrolador", Proyecto de fin de carrera de Ingeniería de Telecomunicación, departamento de Ingeniería Electrónica, Escuela Técnica Superior de Ingenieros, Universidad de Sevilla, junio de 2008.

[17]Huiracán, Juan Ignacio, "Convertidores Análogo-Digital y Digital Análogo: Conceptos Básicos.

[18]Fernandez Olmo, José María, "Interfaz para el uso de microcontroladores de bajo coste con instrumentación de control estándar", 27 de diciembre de 2012.

[19]Jordi Salazar, "Redes inalámbricas", 2016.

[20]Michelle Man, "Bluetooth and Wi-Fi, understanding these two technologies and how they can benefit you", marzo de 2002.

[21]Thomas Degen, Heinz Jaeckel, Michael Rufer, Stefan Wyss, "SPEEDY: a fall detector in a wrist watch", octubre de 2003.

[22]Huertas Prieto Tomás, Capera Pena Cristian Camilo, "Dispositivo IOT detector de caídas para personas de la tercera edad", Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Electrónico y de Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad Católica de Colombia, Bogotá, 2021.

[23]Apple (13 de octubre de 2023). Utilizar la detección de caídas con el Apple Watch [Online]. Disponible en: <https://support.apple.com/es-es/HT208944>

[24]Samsung (10 de noviembre de 2021). Actualizaciones de Galaxy Watch4: detección de caídas, control de gestos y más opciones de personalización [Online]. Disponible en: <https://news.samsung.com/mx/actualizaciones-de-funciones-del-galaxy-watch4-deteccion-de-caidas-control-de-gestos-y-mas-opciones-de-personalizacion>

[25]Eduardo Aguirre (28 de diciembre de 2021). Alertas: dispositivos para adultos mayores [Online]. Disponible en: <https://www.lavoz.com.ar/tendencias/alertas-dispositivos-para-adultos-mayores/>

[26]SureSafe (2023). SureSafeGo 24/7 Connect [Online]. Disponible en: <https://personalalarms.org/products/suresafego>

[27]ST, “LSM303DLHC Ultra compact high performance e-compass 3D accelerometer and 3D magnetometer module preliminary data”, Doc ID 018771 Rev 1, abril de 2011.

[28]Analog Devices, “Three-Axis, $\pm 2/4/8/16g$ Digital Accelerometer ADXL345 Preliminary Technical Data”, PR07925-0-11/08(PrA), 2008.

[29]InvenSense, “MPU-9250 Product Specification Revision 1.1”, PS-MPU-9250A-01, 20 de junio de 2016.

[30]InvenSense, “MPU-9255 Product Specification”, DS-000007, 14 de septiembre de 2014.

[31]InvenSense, “MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4”, PS-MPU-6000A-00, agosto de 2013.

[32]AiThinker (2020). NodeMCU-32 Specification Version V1.3 [Online]. Disponible en: https://docs.ai-thinker.com/media/nodemcu32-s_specification_v1.3.pdf

[33]Arduino, “Arduino UNO R3 Product Reference Manual”, A000066, 21 de julio de 2023

[34]Raspberry. Raspberry Pi Pico and Pico H [Online]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.com/documentation/microcontrollers/raspberry-pi-pico.html>

[35]Components 101 (22 de abril de 2020). NodeMCU ESP8266 [Online]. Disponible en: <https://components101.com/development-boards/nodemcu-esp8266-pinout-features-and-datasheet>

[36]Electronic Datasheets (22 de abril de 2020). Raspberry Pi Zero W [Online]. Disponible en:<https://www.electronicdatasheets.com/manufacturers/raspberry-pi/parts/raspberry-pi-zero-w>

[37]Colegio de Ingenieros Especialistas de Córdoba (1 de julio de 2023). Decreto Ley nº 1332 - Serie "C", Ley 4538, Título II Capítulo II, "Arancel de honorarios, disposiciones generales"[Online]. Disponible en:
https://www.ciec.com.ar/images/leyes/DECRETO_LEY_No_1332.pdf

14 Anexos

14.1 Anexo I: encuesta

Accesible en:

<https://docs.google.com/spreadsheets/d/1TII1nmrmyjpDaWOfBQomvt7ozhQaXD1LHilyOP0xuCY/edit?usp=sharing>

14.2 Anexo II: consentimiento informado para la realización de las mediciones AVD

Carta de consentimiento informado

Nombre del proyecto: Prototipo de sistema de detección de caídas y aviso a contactos de emergencia para adultos mayores.

Desarrollador del proyecto: Beretta, Pedro.

Confidencialidad: toda la información recabada en este estudio será de carácter confidencial y se utilizará únicamente para evaluar el funcionamiento del sistema y quedará expresa en el informe del proyecto.

Riesgos potenciales: no existen riesgos para estas pruebas, pero si usted no se siente cómodo con las mismas puede retirarse en cualquier momento.

Objetivo: Se ha solicitado su participación en esta prueba para evaluar patrones de movimiento en actividades de la vida diaria (AVD) y las aceleraciones implicadas en los mismos.

Procedimientos: se registrarán 2 mediciones para las siguientes actividades:

Caminar

Sentarse en una silla

Levantarse de la silla

En caso de requerirlo se hará un registro fotográfico o de video de las actividades.

Antes de firmar esta carta de consentimiento, le sugerimos que aclare cualquier duda que tenga sobre el estudio.

Al firmar esta carta afirmo que:

1. He leído totalmente la carta de consentimiento donde se explican todos los procedimientos que se realizarán
2. Tuve la oportunidad de preguntar las dudas que me surgieron y fueron respondidas satisfactoriamente.

3. Participé de manera voluntaria en este proyecto bajo las condiciones que se indican en este documento.

Entiendo que puedo retirarme de la investigación en el momento que lo decida y sin represalias.

5. Tengo en mi poder una copia firmada de la carta de consentimiento

Nombre y firma:

Fecha (Dia/Mes/Año):

14.3 Anexo III: código arduino para el dispositivo

Accesible en:

https://drive.google.com/drive/folders/1XCy-5sMBEIlloWToZfpDcRzU_FISGQDCK?usp=drive_link

14.4 Anexo IV: código de la aplicación Detectar Caídas

Disponible en:

https://drive.google.com/drive/folders/11M0Wh6axdR1dsW2IAKvKSpAM7j8T0iRB?usp=drive_link

14.5 Anexo V: archivos STL con el diseño de la carcasa

Disponibles en:

https://drive.google.com/drive/folders/1KBLYqhWff_nNvybjqlCeKV2U2Bt_kAD6?usp=drive_link

14.6 Anexo VI: consentimiento informado para la realización de las pruebas AVD

Consentimiento informado para la realización de las Pruebas AVD:

Carta de consentimiento informado

Nombre del proyecto: Prototipo de sistema de detección de caídas y aviso a contactos de emergencia para adultos mayores.

Desarrollador del proyecto: Beretta, Pedro.

Confidencialidad: toda la información recabada en este estudio será de carácter confidencial y se utilizará únicamente para evaluar el funcionamiento del sistema y quedará expresa en la sección resultados del informe del proyecto.

Riesgos potenciales: No existe ningún riesgo de salud al participar de esta prueba, a pesar de ello, si usted no se siente cómodo con las mismas puede retirarse en cualquier momento.

Objetivo: Se ha solicitado su participación en esta prueba para comprobar que el sistema de detección de caídas no se activa al realizar actividades de la vida diaria.

Procedimientos: se realizarán 5 pruebas para las siguientes actividades:

Sentarse en una silla

Levantarse de la silla

Caminar

Acostarse

Recoger un objeto del piso

En caso de requerirlo se hará un registro fotográfico o de video de las actividades.

Antes de firmar esta carta de consentimiento, le sugerimos que aclare cualquier duda que tenga sobre el estudio

Al firmar esta carta afirmo que:

1. He leído totalmente la carta de consentimiento donde se explican todos los procedimientos que se realizarán
2. Tuve la oportunidad de preguntar las dudas que me surgieron y fueron respondidas satisfactoriamente.
3. Participé de manera voluntaria en este proyecto bajo las condiciones que se indican en este documento.

Entiendo que puedo retirarme de la investigación en el momento que lo decida y sin represalias.

5. Tengo en mi poder una copia firmada de la carta de consentimiento

Nombre y firma:

Fecha (Dia/Mes/Año):

14.7 Anexo VII: consentimiento informado para la realización de las pruebas de caídas

Consentimiento informado para la realización de Pruebas de Caídas:

Carta de consentimiento informado

Nombre del proyecto: Prototipo de sistema de detección de caídas y aviso a contactos de emergencia para adultos mayores.

Desarrollador del proyecto: Beretta, Pedro.

Confidencialidad: toda la información recabada en este estudio será de carácter confidencial y se utilizará únicamente para evaluar el funcionamiento del sistema y quedará expresa en la sección resultados del informe del proyecto.

Riesgos potenciales: existe riesgo de sufrir algún golpe al realizar las pruebas. Si usted no se siente cómodo con las mismas puede retirarse en cualquier momento.

Objetivo: Se ha solicitado su participación en esta prueba para evaluar la tasa de acierto del sistema de detección de caídas.

Procedimientos: se realizarán 5 pruebas para los siguientes tipos de caída:

Caída hacia adelante

Caída de costado

Caída hacia atrás

Caída desde la cama

Caída desde la silla

Durante las pruebas recibirá indicaciones para hacer variaciones dentro de cada tipo de caída.

En caso de requerirlo se hará un registro fotográfico o de video de las actividades.

Antes de firmar esta carta de consentimiento, le sugerimos que aclare cualquier duda que tenga sobre el estudio.

Al firmar esta carta afirmo que:

1. He leído totalmente la carta de consentimiento donde se explican todos los procedimientos que se realizarán
2. Tuve la oportunidad de preguntar las dudas que me surgieron y fueron respondidas satisfactoriamente.
3. Participé de manera voluntaria en este proyecto bajo las condiciones que se indican en este documento.

Entiendo que puedo retirarme de la investigación en el momento que lo decida y sin represalias.

5. Tengo en mi poder una copia firmada de la carta de consentimiento

Nombre y firma:

Fecha (Día/Mes/Año):

14.8 Anexo VIII: análisis de costos del proyecto

Los costos enfrentados para la realización del proyecto se dividen en los costos de materiales y herramientas que se utilizaron para la realización del prototipo, y los costos de mano de obra (CMO), calculados a partir del tiempo invertido en el desarrollo del proyecto integrador.

Los costos de materiales se expresan actualizados respecto al valor del dólar oficial al momento de la redacción de este documento (octubre de 2023).

Tabla 27: costos de materiales del proyecto.

Item	Cantidad	Costo unitario en pesos (AR\$)	Costo Total en pesos (AR\$)	Costo total en dólares (US\$)
NodeMCU ESP32s	1	6842	6842	19,0
MPU-6050	1	2480	2480	6,9
Batería de LiPo 2400mAh	1	6000	6000	16,7
TP 4056	1	2000	2000	5,6
Llave	2	400	800	1,1
Componentes electrónicos varios	1	3000	3000	8,3
Buzzer	1	750	750	2,1
Estaño	1	1000	1000	2,8
Impresión 3D	2	160	320	0,4
Placa experimental	2	1500	3000	4,2
Extras	1	3000	3000	8,3
Total		27132	29192	75,4

Para el cálculo de los costos de mano de obra (CMO), se utilizaron los valores de honorarios mínimos publicados por el Colegio de Ingenieros Especialistas de Córdoba, correspondiente a bioingeniería, en el Decreto Ley nº 1332 - Serie "C", Ley 4538 Titulo II, Capitulo II, "Arancel de honorarios, disposiciones generales" [37]. El artículo 28 indica lo siguiente:

Días de viaje de ida y vuelta, incluyendo íntegros los de salida y llegada, a \$ 13.000 x día

Días de trabajo en el terreno:

Los primeros diez días \$ 30.000 x día

Los subsiguientes veinte días \$ 25.000 x día

Los días en exceso sobre treinta \$ 21.000 x día

Días de trabajo en gabinete \$ 25.000 x día

Si se considera el monto por el día de trabajo en gabinete, en una jornada laboral de 8 horas, se tiene que los honorarios por hora de trabajo son **\$3125**

Durante el desarrollo del proyecto se manejó un ritmo de trabajo aproximado de 10 horas semanales, distribuidas de lunes a viernes.

$$CMO\ semanal = Honorarios/hora\ de\ trabajo \times 10\ horas\ semanales\ trabajadas$$

$$CMO\ semanal = \$31250$$

Mensualmente resulta en:

$$CMO\ mensual = CMO\ semanal \times 4\ semanas$$

$$CMO\ mensual = \$125000$$

La duración total del proyecto desde que se presentó la propuesta fue de aproximadamente 6 meses, totalizando 240 horas aproximadas de trabajo neto. Entonces, el CMO total:

$$CMO\ total = CMO\ mensual \times 6\ meses$$

$$CMO\ total = \$750000$$

Se tiene entonces que el costo total del proyecto se compone de la siguiente manera:

Tabla 28: costos totales del proyecto.

Costo	Total en pesos argentinos (AR\$)	Total en dólares (US\$)
Costo de materiales	29492	75,8
Costo de mano de obra	750000	2083,3
Costo total	779492	2159,1