



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA PORTÁTIL DE DETECCIÓN DE CAÍDAS PARA
ADULTOS MAYORES UTILIZANDO SENSORES INERCIALES**

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

INGENIERO EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

21941340 MILLIET SOFIA ORDOÑEZ ACOSTA

ASESOR: REYNA VALLE

SAN PEDRO SULA, CORTÉS, HONDURAS, C.A.

ABRIL, 2024

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a Dios, quien me brindó la fortaleza y la sabiduría necesarias para culminar este proyecto de investigación. Su guía ha sido fundamental en todo momento de este proceso.

Asimismo, expreso mi más sincero agradecimiento a todas las personas que me han brindado su apoyo y han estado a mi lado a lo largo de este recorrido. Sin su ayuda, este trabajo no hubiera sido posible.

Mi más profundo reconocimiento a la Ingeniera Reyna Valle, por su valiosa asesoría, orientación, paciencia y confianza en mí tanto como persona como futura profesional. Su conocimiento, apoyo y dedicación fueron esenciales para la culminación de este proyecto, y me siento profundamente agradecida por su acompañamiento durante todo el proceso.

Agradezco también a mi familia Jose Romero, Mirna Acosta, Lucrecia Flores, Cristina Flores, Jair Santos. Un especial agradecimiento a mi madre, Denia Ordóñez, por su amor incondicional, comprensión y apoyo continuo. Su constante aliento ha sido una fuente invaluable de motivación. Extiendo mi gratitud a Roberto, Karla y Claudia García, por su apoyo en la adquisición de materiales y por su disposición para ayudarme en cada momento necesario.

A mis colegas, Laura Dubón, María Hernández, Nathalie Richards y Cleysi Muñoz, agradezco sinceramente por su compañía y por su colaboración en las pruebas durante el desarrollo de este trabajo. Su apoyo ha sido fundamental en la ejecución de esta investigación.

Finalmente, quiero reconocer a todos aquellos que, de manera directa o indirecta, contribuyeron con su tiempo, esfuerzo y dedicación para que este trabajo se hiciera realidad. A todos ustedes, mi más sincero agradecimiento.

EPÍGRAFE

"Todo lo puedo en Cristo que me fortalece"

-Filipenses 4:13

RESUMEN EJECUTIVO

Las caídas en adultos mayores representan una de las principales causas de lesiones graves, hospitalizaciones y pérdida de autonomía a nivel global. Frente a esta problemática, se desarrolló un sistema portátil de detección de caídas diseñado para ofrecer una alternativa económica, precisa y accesible. Este sistema integra sensores de aceleración y giroscopio conectados a un microcontrolador ESP32, permitiendo el monitoreo continuo de la actividad física y el envío de alertas automáticas mediante correos electrónicos en caso de detectar un evento de caída.

La metodología del proyecto incluyó la construcción del prototipo, su programación y la validación experimental mediante pruebas simuladas con voluntarios. Se realizaron múltiples ensayos de caídas y actividades cotidianas para evaluar la precisión del sistema en tiempo real, diferenciando entre movimientos comunes y situaciones de emergencia. Los datos fueron recolectados, analizados y comparados con los umbrales definidos, asegurando así una detección eficiente.

Los resultados demostraron una tasa de detección de caídas del 86.67%, con una respuesta promedio de 2.61 segundos. Además, se evidenció un bajo índice de falsas alarmas frente a otras actividades como saltos o cambios de postura. El desempeño alcanzado sugiere que el prototipo puede representar una opción viable en contextos donde se requiera una solución funcional, económica y adaptable para la detección de caídas.

Palabras clave: adulto mayor, caídas, detección, sensores inerciales, dispositivo de monitoreo.

ABSTRACT

Falls among older adults represent one of the leading causes of serious injuries, hospitalizations, and loss of autonomy worldwide. In response to this issue, a portable fall detection system was developed to offer an affordable, accurate, and accessible alternative, especially aimed at populations with limited access to specialized technology. This system integrates accelerometer and gyroscope sensors connected to an ESP32 microcontroller, enabling continuous physical activity monitoring and automatic email alerts in the event of a detected fall.

The methodology included the construction of the prototype, its programming, and experimental validation through simulated tests with volunteers. Multiple fall and daily activity trials were conducted to assess the system's real-time accuracy, distinguishing between normal movements and emergency situations. The collected data was analyzed and compared against predefined thresholds to ensure effective detection.

The results showed a fall detection rate of 86.67%, with an average response time of 2.61 seconds. Additionally, the system demonstrated a low rate of false alarms during other activities such as jumping or posture transitions. These findings suggest that the prototype is a viable option in settings where a functional, cost-effective, and adaptable fall detection solution is needed.

Keywords: older adult, falls, detection, esp32, sensors, monitoring device

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	1
II.	ESTADO DEL ARTE	3
2.1.	ANTECEDENTES	3
2.1.1.	ENVEJECIMIENTO POBLACIONAL	3
2.1.1.1.	<i>Tendencias globales</i>	3
2.1.1.2.	<i>Tendencias nacionales</i>	6
2.1.2.	TECNOLOGÍAS EXISTENTES PARA DETECCIÓN DE CAÍDAS	7
2.2.	PROBLEMÁTICA	13
2.3.	IMAGEN INTEGRADORA	15
2.4.	CUADRO DE LIMITACIONES	18
III.	OBJETIVOS	20
3.1.	OBJETIVO GENERAL	20
3.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
IV.	MÉTODOS	21
4.1.	ENFOQUE	21
4.2.	VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	22
4.2.1.	VARIABLES DEPENDIENTES	22
4.2.2.	VARIABLES INDEPENDIENTES	22
4.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS	24
4.3.1.	SOFTWARES	24
4.3.1.1.	<i>Arduino IDE</i>	24
4.3.1.2.	<i>ThingSpeak</i>	24
4.3.1.3.	<i>IFTTT</i>	24
4.3.1.4.	<i>SolidWorks</i>	24
4.3.2.	MICROCONTROLADORES	24
4.3.3.	SENSORES INERCIALES	25
4.3.4.	MÓDULOS DE COMUNICACIÓN	27
4.3.5.	ZUMBADOR	28

4.3.6.	INSTRUMENTOS.....	28
4.4.	METODOLOGÍA DE ESTUDIO.....	29
4.4.1.	NIVEL DE REQUISITOS.....	29
4.4.2.	NIVEL DE SISTEMA.....	29
4.4.3.	NIVEL DE SUBSISTEMA.....	30
4.4.4.	NIVEL DE DESARROLLO.....	31
4.5.	METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN.....	32
4.5.1.	PRUEBAS DE CAMPO.....	32
4.5.2.	COMPARATIVA CON TRABAJOS PREVIOS.....	32
4.6.	CRONOGRAMA.....	33
4.7.	OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.....	34
4.8.	MATRIZ METODOLÓGICA.....	35
V.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	36
5.1.	MONTAJE DEL SISTEMA.....	36
5.1.1.	<i>Sensor IMU MPU6050.....</i>	<i>36</i>
5.1.2.	<i>Microcontrolador ESP32.....</i>	<i>36</i>
5.1.3.	<i>Thingspeak.....</i>	<i>37</i>
5.1.4.	ARQUITECTURA DEL SISTEMA.....	37
5.1.4.1.	<i>Soldadura.....</i>	<i>37</i>
5.1.4.2.	<i>Base.....</i>	<i>38</i>
5.1.4.3.	<i>Carcasa.....</i>	<i>38</i>
5.1.4.4.	<i>Alimentación.....</i>	<i>39</i>
5.2.	PROGRAMACIÓN.....	40
5.2.1.	INICIALIZACIÓN DEL SISTEMA.....	40
5.2.2.	ADQUISICIÓN DE DATOS DEL SENSOR.....	41
5.2.3.	LECTURA DE DATOS GPS.....	41
5.2.4.	DETECCIÓN DE CAÍDAS.....	42
5.2.5.	ENVÍO DE DATOS A THINGSPEAK E INTEGRACIÓN CON IFTTT.....	42
5.2.6.	ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA.....	43
5.3.	PRUEBAS REALIZADAS.....	44
5.4.	TABULACIÓN DE RESULTADOS.....	45

5.5.	ANÁLISIS DE RESULTADOS	47
5.5.1.	RESULTADOS PARTICIPANTES MASCULINOS UNIFICADA	48
5.5.2.	RESULTADOS PARTICIPANTES FEMENINOS UNIFICADA	49
5.5.3.	RESULTADOS UNIFICADOS	50
5.5.2.	PRUEBA DE PRECISIÓN.....	52
5.6.	PRESUPUESTO DEL PROYECTO	54
5.7.	COMPARACIÓN CON DISPOSITIVOS EN EL MERCADO	55
5.8.	LIMITACIONES	56
5.9.	FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN	57
VI.	CONCLUSIONES	59
6.1.	CONCLUSIONES GENERALES	59
6.2.	CONCLUSIONES ESPECIFICAS	59
VII.	RECOMENDACIONES	60
VIII.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
IX.	ANEXOS	71

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Esperanza de vida a nivel mundial	4
Ilustración 2: Esperanza de vida a nivel Latinoamérica y Caribe	5
Ilustración 3: Esperanza de vida a nivel nacional	6
Ilustración 4: Dispositivo SHIMMER	8
Ilustración 5: Sistemas de detección de caídas utilizando GPS	9
Ilustración 6: Apple Watch Ultra	10
Ilustración 7: Imagen integradora	16
Ilustración 8: Variable dependiente e independientes	23
Ilustración 9: Microcontrolador ESP32	25
Ilustración 10: Modulo MPU6050	26
Ilustración 11: Modulo de comunicación el MakerFocus GT-U7	28
Ilustración 12: Buzzer activo	28
Ilustración 13: Modelo en V	31
Ilustración 14: Soldadura de componentes	37
Ilustración 15: Dimensiones de carcasa vista isométrica	38
Ilustración 16: Dimensiones de espacio para cinturón	39
Ilustración 17: Coordenadas obtenidas de modulo GT-U7	42

Ilustración 18: Diagrama de funcionamiento del prototipo.	43
Ilustración 19: Esquemático.	44
Ilustración 20: Datos recopilados durante prueba de campo.	46
Ilustración 21: Continuación datos recopilados durante prueba de campo.	46
Ilustración 22: Gráficos obtenidos en prueba de funcionamiento.	47
Ilustración 23. Prueba de funcionamiento en protoboard.	71
Ilustración 24. Componentes soldados.	71
Ilustración 25. Diseño de carcasa en Solidworks.	72
Ilustración 26. Prototipo completo.	72
Ilustración 27: Acción de envío de correo configurado en IFTTT.	73
Ilustración 28: Configuración de correo en IFTTT.	73
Ilustración 29: Visualización de aceleración y ubicación en Thingspeak.	74
Ilustración 30. Muestra de correo generado.	74
Ilustración 31. Esquemático de circuito utilizado.	75
Ilustración 32: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	82
Ilustración 33: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	83
Ilustración 34: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	84
Ilustración 35: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	85
Ilustración 36: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	86
Ilustración 37: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	87
Ilustración 38: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	88
Ilustración 39: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	89
Ilustración 40: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	90
Ilustración 41: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	91
Ilustración 42: Participante realizando la prueba de funcionamiento.	92
Ilustración 43: Consentimiento informado presentado a los participantes (pág. 1)	93
Ilustración 44: Consentimiento informado presentado a los participantes (pág.2).	94

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Resumen de artículos recopilados	11
Tabla 2. Tabla de limitaciones	18
Tabla 3: Enfoque de la investigación	22
Tabla 4: Comparativa de microcontroladores	25
Tabla 5: Sensores inerciales	26
Tabla 6: Cronograma de actividades	33
Tabla 7: Operacionalización de las variables	34
Tabla 8: Matriz metodológica	35
Tabla 9. Duración teórica de batería.	40
Tabla 10. Esquema de pruebas a realizar.	45

Tabla 11: Umbrales de detección establecidas.....	45
Tabla 12: Resultados participantes masculinos.....	48
Tabla 13: Resultados participantes femeninos unificados.	49
Tabla 14: Resultados unificados.	51
Tabla 15. Resumen de tabla de confusión.....	53
Tabla 16: Presupuesto del proyecto.	54

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1	40
Ecuación 2	53
Ecuación 3	53
Ecuación 4	53

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: PROTOTIPADO	71
ANEXO 2: INTERFACES DE PROGRAMAS	73
ANEXO 3: ESQUEMÁTICO	75
ANEXO 4: CÓDIGOS	75
ANEXO 5: SUJETOS DE PRUEBA	82
ANEXO 6: HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	93

LISTA DE SIGLAS

ADL'S	Activities of Daily Living
CEPAL	Comisión Económica para América Latina y el Caribe
I2C	Inter-Integrated Circuit
IMU	Inertial Measurement Unit
IOT	Internet of Things
GPS	Global Positioning System
HTTP	Hypertext Transfer Protocol
OMS	Organización Mundial de la Salud
WI-FI	Wireless Fidelity

GLOSARIO

1. Actividades de la vida diaria: Tareas esenciales y rutinarias que la mayoría de los jóvenes y personas sanas pueden realizar sin ayuda. (Edemekong et al., 2025)
2. Caer: Dicho de un cuerpo: Moverse de arriba abajo por la acción de su propio peso. (ASALE & RAE, 2025.-a)
3. Inercial: Propiedad de los cuerpos de mantener su estado de reposo o movimiento si no es por la acción de una fuerza.(ASALE & RAE, 2025.-c)
4. I2C: Protocolo de comunicación serial sincrónico basado en una arquitectura de tipo maestro-esclavo, en la cual un dispositivo maestro coordina y controla la comunicación, mientras que uno o más dispositivos esclavos responden a las solicitudes del maestro. (*I2C-Bus Specification and User Manual, 2021*)
5. . Sensor: Dispositivo que detecta una determinada acción externa, temperatura, presión, etc., y la transmite adecuadamente. (ASALE & RAE, 2025.-b).

I. INTRODUCCIÓN

Las caídas en adultos mayores representan un problema crítico de salud pública, dado su impacto significativo en la calidad de vida, la mortalidad y los costos asociados al cuidado médico. Según la Organización Mundial de la Salud, cada año aproximadamente 37.3 millones de caídas requieren atención médica, de las cuales el 80% ocurre en personas mayores de 65 años (*Falls*, 2021). Estas cifras demuestran la importancia del desarrollo de medidas que permitan un tiempo de acción más corto frente posibles accidentes en la población de edad avanzada.

En las últimas décadas, los avances tecnológicos han permitido el diseño de dispositivos y sistemas que buscan detectar caídas en tiempo real, ofreciendo una respuesta rápida que puede salvar vidas. Sin embargo, muchas de estas soluciones se ven limitadas por altos costos, falta de accesibilidad, precisión inconsistente y dificultades de adaptación para los usuarios finales, particularmente en regiones de bajos ingresos (CDC, 2024). Esto deja a una gran parte de la población vulnerable sin acceso a tecnologías de soporte que mejoren su seguridad y autonomía.

La presente investigación propone el desarrollo de un sistema portátil de detección de caídas utilizando sensores accesibles, componentes de bajo costo y herramientas de programación de libre acceso. El enfoque de diseño busca maximizar la eficiencia y precisión en la detección de caídas, sin sacrificar la simplicidad de uso ni elevar los costos. De esta manera, se pretende ofrecer una solución viable que contribuya a la autonomía, seguridad y calidad de vida de los adultos mayores.

La validación del sistema fue realizada mediante pruebas controladas con voluntarios, lo cual permitió observar su comportamiento frente a distintas actividades físicas comunes y situaciones simuladas de caída. Seguido de eso, se realizó una comparación con investigaciones previas relacionadas con la temática, con el fin de contextualizar los resultados obtenidos y analizar el desempeño del sistema en relación con parámetros comunes en la literatura, como la precisión y la tasa de detección de eventos. También se analizaron aspectos técnicos y prácticos que permiten proyectar la escalabilidad del sistema en escenarios reales, considerando su potencial de implementación local.

El presente trabajo se divide en capítulos que abordan desde el planteamiento del problema, estado de arte, objetivos, metodología, resultados y discusiones, conclusiones y recomendaciones finales. Esta división permite un mejor detalle del desarrollo de la investigación, facilitando la comprensión del proceso seguido, las decisiones metodológicas adoptadas y la interpretación descrita de los hallazgos obtenidos.

II. ESTADO DEL ARTE

El siguiente capítulo es dedicado para la contextualización del proyecto a desarrollar abarcando el problema de las caídas en adultos mayores. Se abordan las tecnologías existentes e implementación de sistemas inalámbricos, proporcionando un análisis que resalta la importancia de desarrollar alternativas accesibles y eficientes. Asimismo, se examina la problemática asociada, la imagen integradora y un cuadro de limitaciones de estudios previamente realizados.

2.1. ANTECEDENTES

El problema de las caídas en adultos mayores representa un desafío significativo en términos de salud pública, social y económica. Estas situaciones afectan no solo la autonomía y calidad de vida de las personas mayores, sino que también generan costos considerables para los sistemas de salud y las familias.

2.1.1. ENVEJECIMIENTO POBLACIONAL

El envejecimiento poblacional se ha convertido en un fenómeno impulsado por el aumento en la esperanza de vida y la reducción de las tasas de natalidad que se ha vuelto de gran relevancia en las últimas décadas. Según datos de la OMS, en 2020 el número de personas mayores de 60 años superó al de niños menores de cinco años. Las proyecciones indican que para 2050, una de cada cinco personas tendrá 60 años o más (Envejecimiento y salud, 2024). Este cambio demográfico implica una reducción en la población en edad productiva y un aumento en la demanda de atención médica, pensiones y servicios de apoyo social.

2.1.1.1. *Tendencias globales*

La esperanza de vida se refiere al número promedio de años que una persona puede esperar vivir bajo condiciones de salud y calidad de vida determinadas (ASALE & RAE, 2025.-b). En las últimas décadas, esta medida ha aumentado considerablemente a nivel mundial. Según datos de la OMS, en los años 2000 la esperanza de vida global era de aproximadamente 66 años, mientras que en 2021 alcanzó los 72 años en promedio (WHO, 2025). Para 2050, se estima que la esperanza de vida seguirá en aumento, alcanzando más de 77 años en promedio en muchas

regiones del mundo (Nations, 2024). Este crecimiento ha sido más notable en países desarrollados con sistemas de salud robustos.



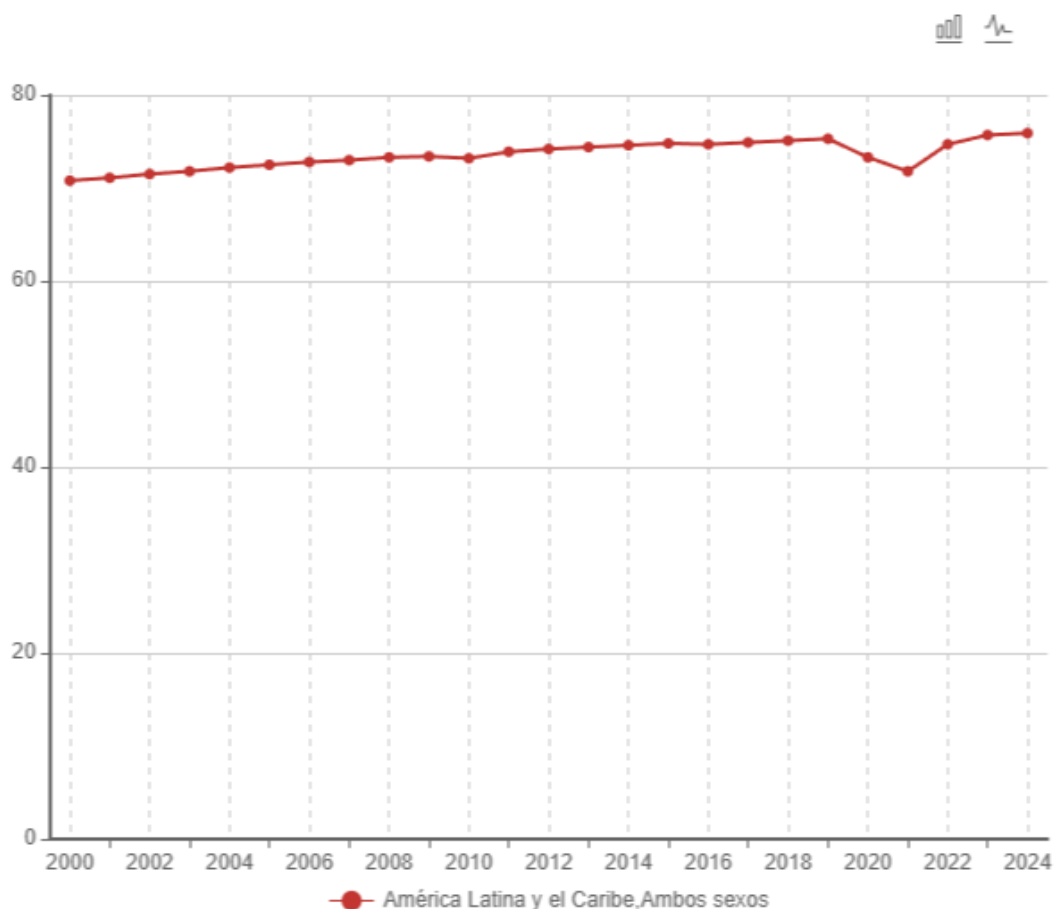
Ilustración 1: Esperanza de vida a nivel mundial.

Fuente: (World Bank Open Data, n.d.)

Sin embargo, países en desarrollo también han mostrado avances significativos debido a mejoras en la atención médica y la reducción de enfermedades infecciosas. En América Latina y el Caribe, la esperanza de vida ha experimentado un incremento notable en las últimas décadas. En los años 2000, la esperanza de vida promedio en la región era de 71 años, mientras que en la actualidad ha superado los 75 años en la mayoría de los países (*Estadísticas e Indicadores: Demográficos y Sociales - CEPALSTAT Bases de Datos y Publicaciones Estadísticas*, 2024). Este crecimiento ha generado una transformación demográfica acelerada, con un aumento en la población de adultos mayores y una disminución en la tasa de natalidad.

Esperanza de vida al nacer, según sexo

(Número de años)



Fuente: CEPALSTAT - CEPAL - NACIONES UNIDAS

Ilustración 2: Esperanza de vida a nivel Latinoamérica y Caribe.

Fuente: *(Estadísticas e Indicadores: Demográficos y Sociales - CEPALSTAT Bases de Datos y Publicaciones Estadísticas, 2024)*.

Según datos de la CEPAL, en 2022, aproximadamente el 13.4% de la población de la región tenía 65 años o más, pero se espera que esta cifra se duplique para 2050, alcanzando cerca del 25.1%. Esto significa que, en menos de tres décadas, América Latina tendrá aproximadamente 193 millones personas mayores de la población total (Caribe, 2022). Esto se traduce en un envejecimiento acelerado de la población, lo que a su vez impacta la sostenibilidad de los sistemas de salud y pensiones, así como la demanda de servicios especializados para el cuidado de la tercera edad (J. Li, 2024).

2.1.1.2. Tendencias nacionales

En Honduras, al igual que en muchos países de América Latina, se ha observado un incremento en la proporción de adultos mayores en las últimas décadas. Este crecimiento demográfico plantea desafíos para el país, especialmente en términos de acceso a servicios de salud y seguridad social. Muchos adultos mayores en el país enfrentan dificultades económicas, ya que más del 50% de ellos no cuentan con una pensión o ingresos estables, dependiendo en gran medida del apoyo de sus familias (Gestión de Información Económica Honduras En Cifras, 2025).

En términos de esperanza de vida, Honduras ha experimentado un aumento progresivo en las últimas décadas. En 2021, la esperanza de vida promedio en el país era de 77 años, pero con variaciones significativas dependiendo del acceso a servicios de salud y las condiciones socioeconómicas. Sin embargo, eventos recientes como la pandemia de COVID-19 han afectado esta tendencia, reduciendo la expectativa de vida debido a la alta mortalidad en adultos mayores (SEN | Indicadores INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA, 2025).

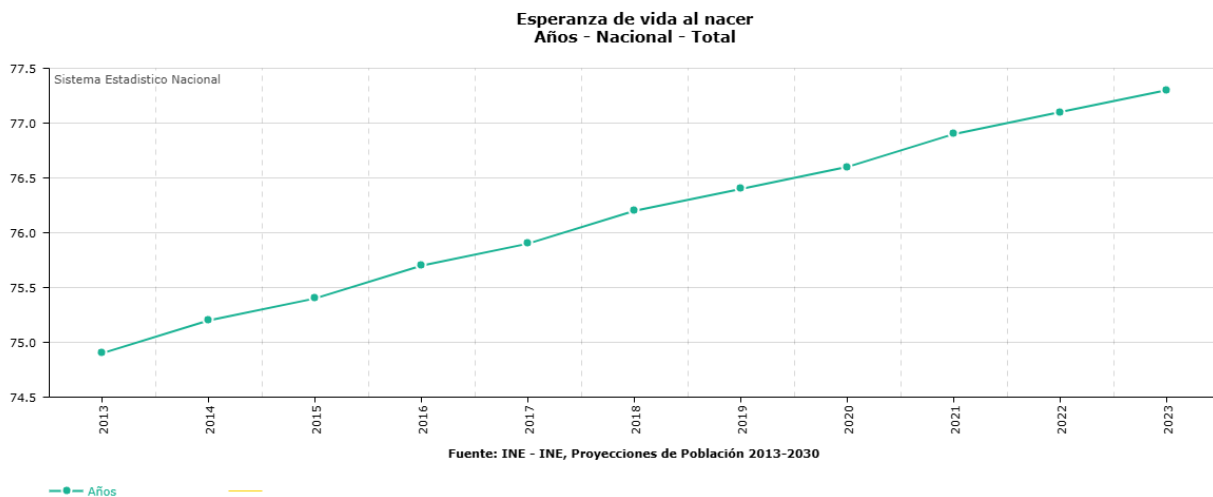


Ilustración 3: Esperanza de vida a nivel nacional.

Otro aspecto importante del envejecimiento en Honduras es la disponibilidad y calidad de los servicios de cuidado para adultos mayores. Existen pocas residencias geriátricas y centros de atención especializada en comparación con la creciente demanda. En contraste, muchas familias

hondureñas deben asumir la responsabilidad del cuidado de sus adultos mayores, lo que puede generar una carga económica y emocional significativa.

2.1.2. TECNOLOGÍAS EXISTENTES PARA DETECCIÓN DE CAÍDAS

Los sistemas de detección de caídas han evolucionado significativamente gracias a los avances tecnológicos en las últimas décadas. Estas tecnologías, diseñadas para identificar y responder rápidamente a eventos de caída han pasado de métodos rudimentarios a sistemas sofisticados basados en sensores, cámaras y algoritmos de inteligencia artificial. Su implementación no solo mejora la calidad de vida de sus usuarios, sino que también reduce el tiempo de respuesta ante emergencias, mitigando el riesgo de complicaciones severas.

2.1.2.1. *Sistemas basados en sensores inerciales*

Los sistemas basados en sensores inerciales son una de las tecnologías más consolidadas para la detección de caídas en adultos mayores. Estos sistemas se caracterizan por el uso de unidades de medición inercial. En estudios realizados por Kepski & Kwolek, (2014) se menciona que estas unidades de medición inercial permiten medir la aceleración lineal, la posición angular y la velocidad angular de un objeto, proporcionando datos críticos para la detección de eventos como caídas que hacen posible identificar patrones de movimiento asociados con una caída al analizar el impacto físico y los cambios abruptos en las velocidades y posiciones.

En el estudio realizado por de Quadros et al., (2018), se propone un sistema de detección de caídas utilizando sensores inerciales en dispositivos portátiles colocados en la muñeca. Este sistema combina acelerómetros, giroscopios y magnetómetros con algoritmos de aprendizaje automático para clasificar de manera precisa los movimientos del usuario.

Considerando otra línea de aplicación en el estudio realizado por Suriani et al., (2018) se realizó un análisis para optimizar la ubicación de sensores inerciales, específicamente acelerómetros, en el cuerpo humano con el fin de detectar caídas durante actividades de rehabilitación de miembros inferiores.

De igual forma existen dispositivos ya patentados como lo es el dispositivo portátil *Shimmer* el cual fue utilizado en el estudio realizado por Kerdjidj et al., (2020) que mediante la recopilación y compresión de los datos recopilados por los sensores inerciales el sistema demostró ser adaptable a diferentes escenarios, incluyendo detección de caídas y reconocimiento de actividades diarias normales.



Ilustración 4: Dispositivo SHIMMER

Fuente: (*Shimmer Wearable Sensor Technology | Wireless IMU | ECG | EMG | GSR, 2025*)

Un enfoque destacado es el propuesto por Fang et al., (2024), quienes emplearon datos obtenidos de acelerómetros y giroscopios para identificar caídas. Este sistema, diseñado para dispositivos portátiles, utiliza un algoritmo de aprendizaje, que entrena su modelo únicamente con datos de actividades diarias normales.

Por otra parte, se tiene el estudio realizado por Zhang et al., (2025) en donde se diseñó un sistema de detección de caídas con un solo sensor inercial para combinar los datos de aceleración y ángulos de movimiento con ayuda de un algoritmo de aprendizaje con el objetivo optimizar la discriminación entre una actividad diaria normal y una caída.

2.1.2.2. Sistemas basados en teléfonos y relojes inteligentes

Los sistemas de detección de caídas basados en teléfonos y relojes inteligentes han ganado relevancia en los últimos años debido a la disponibilidad masiva de estos dispositivos y a la incorporación de sensores avanzados. Tanto los teléfonos como los relojes inteligentes integran acelerómetros, giroscopios, magnetómetros y sistemas de localización GPS, lo que permite

monitorear en tiempo real los movimientos del usuario y detectar patrones que indican una posible caída.

Los relojes inteligentes han emergido como herramientas innovadoras en el monitoreo de la salud, gracias a su capacidad para integrar múltiples sensores, de igual forma cuentan con un diseño más ergonómico. En estudios tempranos como el realizado por Gjoreski et al., (2016) se propone un sistema de teleasistencia basado en relojes inteligentes para la detección automática de caídas y el monitoreo de la actividad en adultos mayores. Este sistema tiene la ventaja de funcionar únicamente con una tarjeta SIM, eliminando la dependencia de conexiones a internet o dispositivos adicionales.

En el estudio realizado por Lee et al. (2018) se propone un sistema de monitoreo en tiempo real para la detección de caídas en donde se combina el uso de sensores del dispositivo móvil para identificar el riesgo de caída y emplea datos de GPS y redes Wi-Fi para determinar con precisión la ubicación del usuario. Cuando se detecta una posible caída, el sistema envía automáticamente una alerta con la ubicación exacta, utilizando Wi-Fi en espacios interiores y GPS en exteriores. Esto permite un mayor tiempo de reacción por parte servicios de emergencia, familiares o cuidadores.

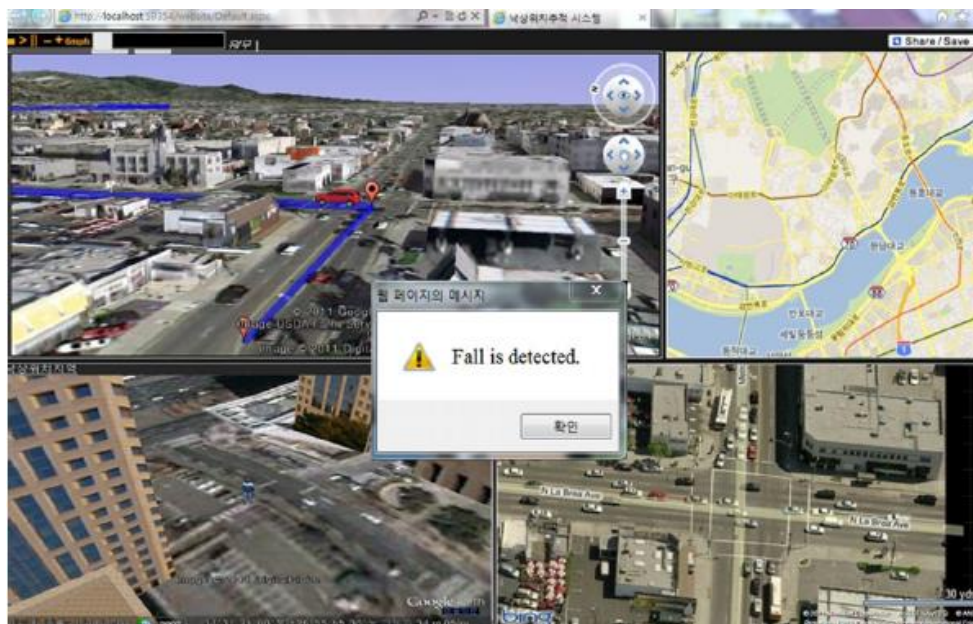


Ilustración 5: Sistemas de detección de caídas utilizando GPS.

Fuente: (Lee et al., 2018)

En otros estudios recientes se han integrado el uso de los dispositivos celulares con el Internet de las cosas como en el estudio realizado por Nooruddin et al., (2020) en donde se desarrolló un sistema IoT de detección de caídas independiente del dispositivo, que utiliza sensores integrados en smartphones y otros dispositivos para capturar datos de movimiento en tiempo real, enviándolos a un servidor centralizado. Esto es de utilidad para mejorar la capacidad de los algoritmos para discriminar entre una caída y una actividad diaria normal.

En estudios como el realizado por (Gupta et al., 2020) se desarrolló un sistema de detección de caídas que integra simultáneamente datos de sensores de movimiento de teléfonos y relojes inteligentes. Esta combinación permite monitorear en tiempo real los movimientos del usuario, mejorando la precisión en la identificación de caídas. El sistema aprovecha la conectividad entre ambos dispositivos para confirmar un evento de caída antes de enviar una alerta permitiendo una comunicación rápida entre el reloj y el teléfono facilitando una respuesta oportuna.

Marcas reconocidas a nivel mundial también han mostrado interés en la implementación de tecnologías para la detección de caídas. Un ejemplo destacado es Apple, que en 2018 incorporó esta función en sus relojes inteligentes. Al detectar una caída fuerte, el reloj emite una alerta y ofrece la opción de contactar automáticamente a los servicios de emergencia si el usuario no responde en un tiempo determinado. Además, puede enviar notificaciones a los contactos de emergencia previamente configurados, incluyendo la ubicación actual del usuario (Apple, 2024).



Ilustración 6: Apple Watch Ultra

Fuente: (Apple, 2024)

Sin embargo, estos sistemas enfrentan desafíos significativos que limitan su eficacia. La precisión en la detección puede verse comprometida por la forma en que el usuario porta el dispositivo, ya sea en el bolsillo, muñeca o bolso, lo que influye directamente en la correcta interpretación de los movimientos. Además, la autonomía limitada de la batería y la dependencia de una conexión constante a internet dificultan su funcionamiento continuo y confiable. En el caso de los adultos mayores, estos retos se agravan debido a la posibilidad de que olviden usar los dispositivos, tengan dificultades para comprender su funcionamiento o manifiesten resistencia inicial a incorporarlos en su vida diaria, lo que reduce su efectividad y adopción.

2.1.2.3. *Sistemas de monitoreo sin contacto*

Los sistemas de monitoreo sin contacto han ganado relevancia en los últimos años debido a su capacidad de proporcionar información de salud de manera continua y no invasiva. Estos sistemas son implementados en áreas como la telemedicina.

En estudios realizados como en el de Quinayás Burgos et al., (2020) se utilizó una cámara integrada con sensores de profundidad, combinada con un software de programación gráfico, para realizar el seguimiento y detección de los movimientos de los participantes de manera precisa. Otra aplicación de estos sistemas de monitoreo es en tecnología de radar como destaca el estudio realizado por Hanifi & Karşligil, (2021) en donde se desarrolló un sistema de detección de caídas basado en un radar Doppler de onda continua siendo capaz de monitorear actividades humanas en interiores, este al operar sin contacto, evita problemas asociados con la iluminación, obstáculos o la privacidad del usuario.

Tabla 1: Resumen de artículos recopilados

AUTOR(ES)	TIPO DE SENSOR	POSICIÓN DE SENSOR	CARACTERÍSTICAS	RESULTADOS OBTENIDOS
GJORESKI ET AL. (2016)	Acelerómetro	Muñeca	Sistema basado en smartwatch con algoritmo de detección de caídas usando patrones de aceleración.	Detección de todas las caídas rápidas y minimización de falsos positivos, con una precisión del 85%.
LEE ET AL. (2018)	Acelerómetro de smartphone	Variable (según uso del usuario)	Detección de caídas en tiempo real mediante la magnitud del vector de señal y seguimiento	Precisión del 96.7% en detección de caídas y sistema de localización con

				de ubicación con Google Maps 3D.	error promedio de menos de 9 m.
Tabla 1: Continuación					
AUTOR(ES)	TIPO DE SENSOR	DE POSICIÓN DE SENSOR	DE	CARACTERÍSTICAS	RESULTADOS OBTENIDOS
SURIANI ET AL. (2018)	Acelerómetro	Cadera, muslo y pie	y	Sistema para monitoreo en rehabilitación basado en sensores portátiles	Precisión del 92.3% al colocar el sensor en la cadera.
NOORUDDIN ET AL. (2019)	Acelerómetro y giroscopio	Pecho		Uso de dispositivos portátiles para detección de caídas. Aplicación de algoritmos de clasificación.	Alta precisión en detección de caídas (99.8%). Limitación en autonomía debido al consumo de batería.
DE QUADROS ET AL. (2020)	Acelerómetro, giroscopio y magnetómetro	Muñeca		Uso de sensores combinados con métodos de aprendizaje automático y umbrales para detección de caídas.	Precisión de 99% usando aprendizaje automático. Limitaciones relacionadas con falsos positivos en actividades similares.
A. GUPTA ET AL. (2020)	Acelerómetro	Cintura		Sistema basado en IoT con comunicación en tiempo real.	Precisión del 92.4% en la detección de caídas. Dependencia de la conectividad a Internet para alertas en tiempo real.
QUINAYÁS BURGOS ET AL., (2020)	Sensor Kinect	Fijo en entorno		Detección basada en el análisis de imágenes para caídas en espacios cerrados.	Precisión limitada por el rango de visión del sensor y dependencia de las condiciones de iluminación.
KERDJIDJ ET AL. (2020)	Acelerómetro y giroscopio	Pecho (usando un dispositivo Shimmer)		Sistema basado en sensores portátiles con técnicas de compresión de datos para minimizar consumo energético y mejorar la transmisión.	Precisión del 99.8% en detección de caídas
FANG ET AL. (2024)	Acelerómetro y giroscopio	Cintura		Uso de Skip-DSCGAN.	Alcanzó una precisión del 96.93% en el conjunto de datos SisFall y del 92.75% en MobiAct.

Tabla 1: Continuación

AUTOR(ES)	TIPO DE SENSOR	POSICIÓN DE SENSOR	CARACTERÍSTICAS	RESULTADOS OBTENIDOS
ZHANG ET AL. (2025)	Acelerómetro y giroscopio	Cintura	Uso combinado de aceleración y ángulos de Euler para clasificar actividades y detectar caídas.	Precisión del 98.75%, sensibilidad del 99.25%.

Fuente: Elaboración propia

2.2. PROBLEMÁTICA

Aproximadamente del 28% al 35% de las personas mayores de 65 años sufren de al menos una caída al año, cifra que aumenta a 42% para aquellos mayores de 70 años, siendo reportados en países como Estados Unidos que el 30% de los adultos mayores reporta caídas anuales, y estas son responsables de aproximadamente 3 millones de visitas a urgencias (CDC, 2024). En Europa, la tasa también es alta con un 35% de incidencia anual en poblaciones con deterioros físicos relacionados con la edad y condiciones de vida riesgosas (Wang et al., 2017).

Por otro lado, en regiones como América Latina, la incidencia puede ser aún mayor debido a factores como ambientes menos seguros y menor acceso a tecnologías preventivas. En Colombia, un estudio indicó que el 49% de los adultos mayores encuestados habían experimentado al menos una caída en el último año (Suárez-Landazábal et al., 2023). Estudios realizados en Perú de igual forma indicaron una prevalencia del 30% de caídas en adultos mayores entre 60 y 79 años por limitaciones físicas o entornos estructurales inseguros (Leitón-Espinoza et al., 2022). Asimismo, estudios realizados en Ecuador denotaron que pacientes con edades comprendidas entre los 80 y 91 evidencian un riesgo de caídas del 83% (Ortega et al., 2022). En México, las caídas en vías públicas y domicilios representan el 30% de fallecimiento de adultos mayores de 65 años (Ceh et al., 2016). Estas cifras reflejan disparidades en infraestructura, educación y acceso a servicios de salud, lo que subraya la importancia de diseñar estrategias adaptadas a cada contexto local.

Estudios describen que los factores de riesgo para las caídas en adultos mayores pueden clasificarse en intrínsecos y extrínsecos (Jehu et al., 2021). Los factores intrínsecos incluyen condiciones individuales relacionadas con el estado de salud del adulto mayor. Entre ellos, la

polifarmacia, incrementa el riesgo de caídas debido a efectos secundarios como mareos y pérdida de equilibrio (Alemán et al., 2023). Enfermedades crónicas como la diabetes, la hipertensión y enfermedades neurodegenerativas también aumentan significativamente la vulnerabilidad a sufrir caídas (CDC, 2024; Drake et al., 2021; van Schooten et al., 2021).

Por otro lado, los factores extrínsecos están vinculados con el entorno en el que viven o se desenvuelven los adultos mayores. Superficies resbaladizas, iluminación deficiente y la falta de adaptaciones en hospitales y hogares son las principales causas de caídas relacionadas con el ambiente (Silva-Fhon et al., 2019). Estudios realizados en hospitales de Brasil recalcan la importancia de ambientes equipados con elementos arquitectónicos anti deslizante para la prevención de caídas de los adultos mayores en el área de hospitalización (Chaves et al., 2018). Estas investigaciones demuestran que, para prevenir caídas, es necesario abordar tanto los riesgos asociados a la salud como las condiciones del entorno.

Las lesiones pueden variar desde contusiones menores hasta fracturas graves, siendo las fracturas de cadera una de las más preocupantes por su alta tasa de morbilidad y mortalidad (Drake et al., 2021). De acuerdo con Florence et al., (2018), las caídas de adultos mayores en los Estados Unidos generaron costos médicos totales de aproximadamente \$50 mil millones en 2015, destacando la carga financiera significativa que estas representan para los sistemas de salud. Los países en vías de desarrollo enfrentan desafíos adicionales debido a recursos limitados y sistemas de salud fragmentados. Esto amplifica la carga sobre las familias, quienes deben asumir los costos asociados con la rehabilitación, así como realizar adaptaciones en los hogares para minimizar futuros incidentes. Estudios de Li et al., (2023). destacan que estas adaptaciones, aunque necesarias, son menos accesibles en comunidades con ingresos bajos, agravando las desigualdades en el manejo y detección de caídas.

Entre otros estudios realizados por Tavan & Azadi, (2024) señalaron que el 41% de los adultos mayores experimentan miedo a caerse nuevamente, lo que no solo incrementa el riesgo de aislamiento social, sino que también eleva las demandas de cuidados prolongados en el hogar y en instituciones de atención. El miedo a caer nuevamente afecta negativamente la calidad de vida de los adultos mayores, limitando su movilidad y fomentando una mayor dependencia de cuidadores (Park et al., 2022). La implementación de sistemas de detección de caídas ofrece una

solución potencial para mitigar los efectos a largo plazo. Estos dispositivos permiten respuestas rápidas ante caídas, reduciendo el tiempo de inmovilidad y, en consecuencia, disminuyendo el riesgo de complicaciones severas (Nandi et al., 2024).

Sin embargo, los sistemas de detección de caídas enfrentan importantes desafíos técnicos y sociales que limitan su eficacia y adopción. En el ámbito tecnológico, muchas soluciones actuales presentan problemas de intuitividad, los diseños de los dispositivos suelen ser poco ergonómicos y complejos de utilizar lo que provoca incomodidad y rechazo entre los adultos mayores (Talukder et al., 2020). Otro desafío es, la falta de soporte técnico cercano y servicios de mantenimiento dificulta la adopción y el uso continuo de estas tecnologías (Stanmore et al., 2019).

Desde la perspectiva social, existe resistencia al uso de tecnologías por parte de los adultos mayores debido a la desconfianza o desconocimiento de su funcionamiento (Martinez, Martín & Costa, 2021). Además, el estigma asociado al uso de dispositivos de asistencia puede hacer que las personas los perciban como símbolos de fragilidad o dependencia, así como sentimientos de rechazo y asilamiento lo que reduce su disposición a utilizarlos (Christoforou et al., 2020).

Por lo tanto, la presente investigación resulta de valor, ya que busca abordar una problemática de salud pública que una vasta cantidad de adultos mayores. La alta incidencia de caídas, sus graves consecuencias físicas y psicológicas, y el impacto económico asociado evidencian la necesidad de soluciones tecnológicas eficientes que permitan detectar caídas de manera oportuna.

2.3. IMAGEN INTEGRADORA

Los sistemas de detección de caídas han cobrado gran relevancia en el ámbito de la salud, especialmente para la atención de adultos mayores, quienes enfrentan un mayor riesgo de accidentes que pueden comprometer su autonomía y bienestar. Estas tecnologías buscan identificar de manera automática eventos de caída mediante el uso de sensores portátiles y algoritmos avanzados, permitiendo una respuesta rápida y eficiente. Al integrar dispositivos electrónicos con sistemas de alerta, se facilita la comunicación inmediata con familiares o servicios de emergencia, contribuyendo a reducir las consecuencias negativas de estos incidentes y promoviendo una atención más oportuna y segura.



Ilustración 7: Imagen integradora

Fuente: Elaboración propia.

2.4. CUADRO DE LIMITACIONES

Tabla 2. Tabla de limitaciones

AUTOR(ES)	AÑO	PAÍS DE ESTUDIO	ENFOQUE	TIPO DE LIMITACIÓN	DETALLE DE LIMITACIÓN
ZHANG ET AL.	2025	China	Experimental (desarrollo y validación preliminar)	Tecnológica	La utilización de un solo sensor reduce la capacidad del sistema para detectar caídas de forma precisa.
FANG ET AL.	2024	China	Experimental (Pruebas de rendimiento)	Metodológica y tecnológica	Uso limitado de datos simulados y validación restringida de los mismos. La necesidad de entrenamiento de los algoritmos generó anomalías en algunas muestras, lo que afectó la precisión y confiabilidad de las lecturas de los sensores.
A. GUPTA ET AL.	2020	India	Experimental (desarrollo y validación preliminar)	Tecnológica	El sistema depende de una conexión a internet estable para transmitir datos en tiempo real.
QUINAYÁS BURGOS ET AL.,	2020	Colombia	Experimental (desarrollo y validación en ambiente controlado)	Tecnológica	Los sistemas ópticos están limitados por sus campos de visión.
KERDJIDJ ET AL.	2020	Argelia	Experimental (desarrollo y validación preliminar)	Tecnológica	Los dispositivos portátiles utilizados para la detección de caídas presentan limitaciones de autonomía en cuanto a recargas para su funcionamiento.
NOORUDDIN ET AL.	2019	Estados Unidos	Experimental (desarrollo y validación preliminar)	Tecnológica	El sistema es dependiente de conexión a redes Wi-Fi. Base de datos empleado en acelerómetros integrados en tecnología existente.

Tabla 2: Continuación

AUTOR(ES)	AÑO	PAÍS DE ESTUDIO	ENFOQUE	TIPO DE LIMITACIÓN	DETALLE DE LIMITACIÓN
DE QUADROS ET AL.	2018	Brasil	Experimental (validación preliminar)	Demográfica y tecnológica	Uso de datos simulados con un grupo pequeño de participantes y una alta sensibilidad a ruido en señales.
SURIANI ET AL.	2018	Malasia	Experimental (desarrollo y validación en ambiente controlado)	Técnica, tecnológica	Los usuarios tienden a moverse de manera controlada por miedo a dañar el dispositivo. La precisión y fiabilidad de los sensores dependen de su ubicación durante el movimiento.
LEE ET AL.	2018	Corea del Sur	Experimental	Tecnológica	Durante las pruebas, la ubicación del smartphone afectó significativamente la precisión del sistema de detección de caídas. Se observaron imprecisiones en el rastreo de ubicación en interiores debido a la dependencia de señales Wi-Fi y GPS.

Fuente: Elaboración propia.

La limitación que se romperá las limitaciones actuales relacionadas con la precisión y la accesibilidad de los sistemas de detección de caídas para adultos mayores. Específicamente, se abordará la dependencia de conexión a Internet para el envío de alertas, el alto costo de los dispositivos comerciales y el consumo energético elevado que afecta la autonomía del sistema.

III. OBJETIVOS

En este capítulo se establecen el objetivo general y los objetivos específicos del proyecto de investigación, los cuales constituyen una guía estructurada para la planificación y ejecución de las actividades y procedimientos requeridos, con el propósito de alcanzar los resultados propuestos.

3.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo de un sistema portátil para la detección de caídas en adultos mayores mediante el uso de sensores inerciales permitiendo el monitoreo en tiempo real y la notificación automática.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Generar un diseño accesible y autónomo mediante el uso de componentes idóneos.
- Implementar un sistema portátil de detección de caídas basado en múltiples sensores inerciales, garantizando eficiencia y precisión en la identificación de eventos.
- Desarrollar un mecanismo de notificación automática que envíe alertas por correo electrónico.

IV. MÉTODOS

En el siguiente capítulo se describen los procedimientos a seguir en la investigación, detallando el enfoque del estudio, la metodología empleada, las variables dependientes e independientes, las técnicas de validación, así como los instrumentos utilizados. Además, se presenta el cronograma de actividades y la operacionalización de las variables, con el propósito de garantizar el cumplimiento de los objetivos previamente establecidos.

4.1. ENFOQUE

El enfoque de la presente investigación es un enfoque mixto, en donde se combinan métodos tanto cuantitativos como cualitativos. El componente cuantitativo se basa en la medición y análisis de variables como la precisión del sistema, tiempo de respuesta del sistema, y la viabilidad técnica del dispositivo en diferentes condiciones experimentales. Por otro lado, el componente cualitativo se centra en la evaluación de la implementación, el análisis de las condiciones de prueba y la interpretación de los resultados obtenidos según el desempeño del sistema. Es de alcance exploratorio, ya que a través de pruebas se pretende evaluar la precisión, fiabilidad y eficiencia del sistema.

El sistema será evaluado en términos de precisión y tiempo de respuesta. Sin embargo, el prototipo no será validado clínicamente en adultos mayores reales, por lo que sus resultados deben considerarse preliminares. En consecuencia, el alcance del proyecto se limita a una validación técnica y funcional, sirviendo como base para futuras fases de prueba con la población objetivo.

El diseño de la investigación es experimental, ya que se basa en la realización de pruebas en un entorno controlado para evaluar el desempeño del sistema de detección de caídas. Se establecerán condiciones específicas en las que se probará el dispositivo, permitiendo medir su efectividad y confiabilidad en la identificación de eventos de caída, asimismo, a través de la experimentación, se busca validar el funcionamiento del sistema. La selección de la muestra será no probabilística por conveniencia; los sujetos o condiciones experimentales serán elegidos en

función de disponibilidad y se utilizarán escenarios diseñadas para evaluar el desempeño del sistema para la obtención de datos relevantes.

Tabla 3: Enfoque de la investigación

Enfoque de investigación	Mixto
Alcance de investigación	Exploratorio
Diseño de investigación	Experimental
Tipo de muestra	No probabilística por conveniencia

Fuente: elaboración propia.

4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

La identificación y definición de las variables de estudio son fundamentales para garantizar la validez y confiabilidad de los resultados obtenidos. Las variables representan las características o propiedades que se miden y analizan en una investigación, y su correcta delimitación y operacionalización permite establecer relaciones claras entre los fenómenos estudiados (Coronel-Carvajal, 2023).

4.2.1. VARIABLES DEPENDIENTES

Precisión del sistema en la detección de caídas: se busca evaluar la capacidad para identificar correctamente eventos de caída en distintos escenarios.

4.2.2. VARIABLES INDEPENDIENTES

- Componentes electrónicos utilizados: se toman en cuenta los sensores empleados para la detección de caídas, acelerómetros, giroscopios y módulos de comunicación, que juntos permiten la recopilación y transmisión de datos.
- Tiempo de respuesta: mide el intervalo entre la ocurrencia de una caída y su detección efectiva.

- Frecuencia de muestreo de los sensores: esta variable determina la cantidad de datos capturados por los sensores por segundo, influyendo directamente en la precisión y rapidez con la que se detecta un evento.
- Ubicación del sensor en el cuerpo: influye directamente en la efectividad de la detección de movimientos asociados con caídas optimizando la captura de datos, asegurando una medición más precisa y consistente del movimiento.
- Condiciones del entorno de prueba: hace referencia a la metodología utilizada para evaluar el sistema, incluyendo la realización de pruebas con caídas simuladas desde diferentes posiciones y alturas., considerando de igual forma, la variabilidad en los movimientos y escenarios de prueba.

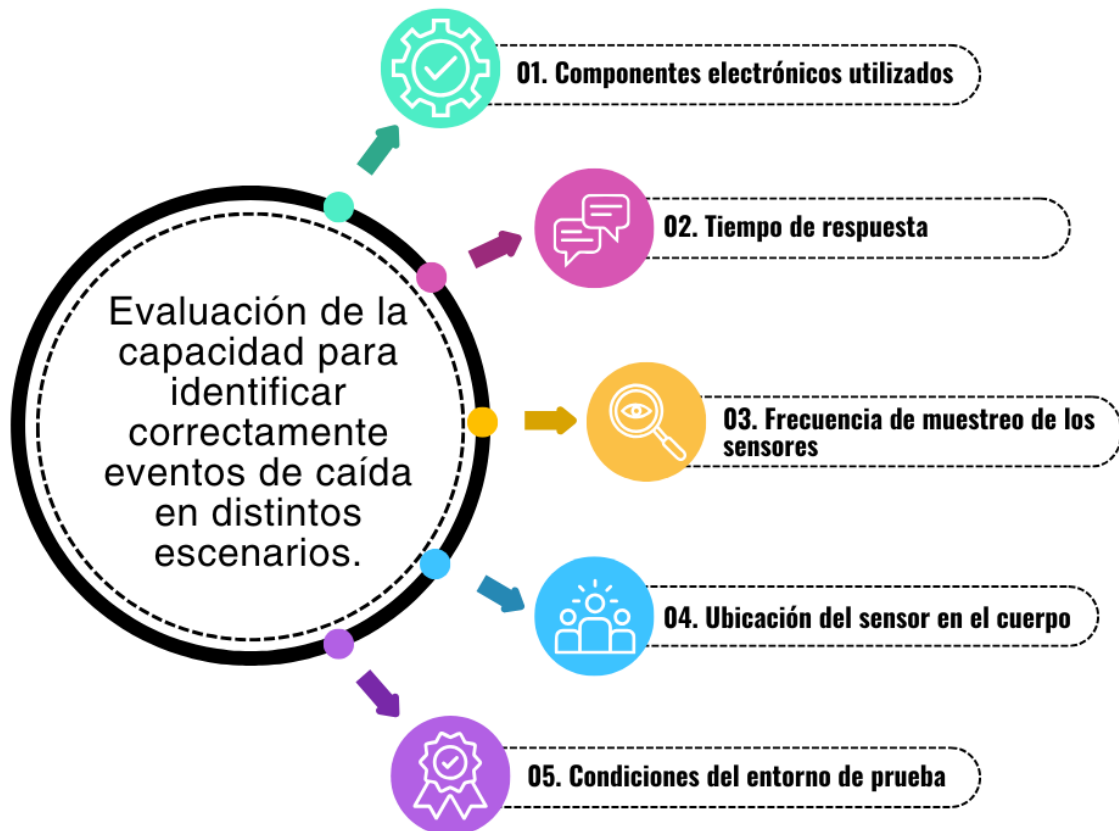


Ilustración 8: Variable dependiente e independientes

Fuente: Elaboración propia en Canva.

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

A continuación, se describen las técnica e instrumentos a emplearse en el desarrollo de la investigación

4.3.1. SOFTWARES

4.3.1.1. *Arduino IDE*

Entorno de desarrollo integrado utilizado para programar el microcontrolador del prototipo. Facilitará la configuración de los sensores y la implementación de algoritmos de detección.

4.3.1.2. *ThingSpeak*

Plataforma de IoT basada en la nube que permitirá la recopilación, almacenamiento y análisis de datos de los sensores inerciales en tiempo real. Se utilizará para visualizar tendencias y evaluar el desempeño del sistema de detección de caídas.

4.3.1.3. *IFTTT*

Plataforma de automatización que permitirá el envío automático de alertas por correo electrónico cuando se detecte una caída, integrándose con ThingSpeak y otros servicios en la nube.

4.3.1.4. *SolidWorks*

Software de modelado CAD en 3D empleado para diseñar la carcasa y estructura del sistema portátil. Permitirá la optimización del diseño físico para mejorar la ergonomía y la integración de los componentes electrónicos.

4.3.2. MICROCONTROLADORES

El microcontrolador escogido es el ESP32 debido a su excelente relación costo-beneficio y sus características técnicas que lo hacen ideal para esta aplicación. Su conectividad inalámbrica, que incluye Wi-Fi y Bluetooth, permite la transmisión de datos en tiempo real sin necesidad de módulos adicionales. Además, su bajo consumo de energía lo hace ideal para dispositivos

portátiles o de monitoreo continuo. Cuenta con un procesador de doble núcleo a 240 MHz y una memoria RAM suficiente para procesar señales de manera eficiente sin requerir hardware externo adicional. Asimismo, dispone de múltiples pines de entrada y salida, incluyendo entradas analógicas y digitales, lo que facilita la conexión con sensores como el MPU6050. Su compatibilidad con protocolos de comunicación como I2C, SPI y UART permite una integración sencilla con otros componentes del sistema.

Tabla 4: Comparativa de microcontroladores

MODELO	ESPECIFICACIONES	PRECIO
ARDUINO NANO	Pequeño tamaño, bajo consumo	\$8 - \$25 USD
ESP32	Wi-Fi, Bluetooth, bajo consumo	\$10 - \$12 USD
ESP12	Wi-Fi integrado, compacto	\$5 - \$10 USD

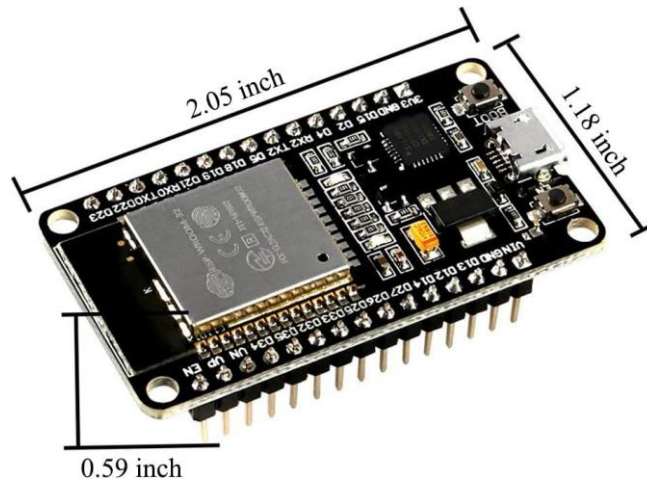


Ilustración 9: Microcontrolador ESP32.

Fuente: Amazon.

4.3.3. SENSORES INERCIALES

El sensor inercial escogido es el MPU6050 GY-521 debido a su combinación de acelerómetro y giroscopio, componentes fundamentales en sistemas de detección de caídas. Su capacidad de medir la aceleración en tres ejes y la velocidad angular en otros tres proporciona información suficiente para detectar cambios bruscos en el movimiento y la orientación del cuerpo, lo cual es clave en este tipo de aplicaciones. Otra ventaja del MPU6050 es su compatibilidad con el protocolo I2C, lo que permite una integración sencilla con microcontroladores como el ESP32, facilitando la transmisión de datos sin requerir una interfaz

compleja. Además, su diseño compacto (20x15x2.5 mm) es ideal para dispositivos portátiles o sistemas embebidos con restricciones de espacio.

Tabla 5: Sensores inerciales

MODELO	EJES DE MEDICIÓN	RANGO DE MEDICIÓN	PRECIO
MPU6050 GY-521	6 (acelerómetro y giroscopio)	Alimentación: 3 – 5 V Consumo: 20 mA Dimensión: 20x15x2.5 mm Rango del giroscopio: + 250 500 1000 2000 ° / s Rango de aceleración: $\pm 2 \pm 4 \pm 8 \pm$ 16 g. Comunicación I2C	\$10 - \$15 USD
		Alimentación: 1.9 – 3.6 V Consumo: 1.9 mA Dimensión: 3.5x3x1 mm Rango del giroscopio: $\pm 245^\circ/s,$ $\pm 500^\circ/s, \pm 2000^\circ/s$ Rango de aceleración: $\pm 2 \pm 4 \pm 8 \pm$ 16 g. Rango de magnetómetro: $\pm 4, \pm 8,$ $\pm 12, \pm 16$ Gauss Comunicación I2C, SPI	\$20 - \$30 USD
LSM9DS1	9 (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro)		

Tabla 5: Continuación

ADXL345	3 (acelerómetro)	Alimentación: 3.3 – 5 V Consumo: 350 uA Dimensión: 19x19xx3 mm Rango de aceleración: $\pm 2g, \pm 4g,$ $\pm 8g, \pm 16g$ (aceleración) comunicación I2C	\$10- \$20 USD
----------------	------------------	--	----------------

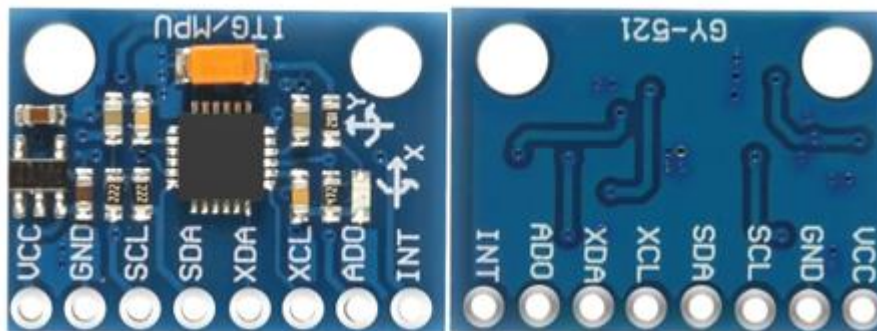


Ilustración 10: Modulo MPU6050.

Fuente: Amazon.

4.3.4. MÓDULOS DE COMUNICACIÓN

El módulo de comunicación seleccionado fue el GT-U7 debido a su alta sensibilidad de recepción, mejor desempeño en entornos con obstáculos y su compatibilidad con múltiples sistemas de posicionamiento global. Con una sensibilidad de hasta -165 dBm, es capaz de captar señales más débiles en comparación con otros módulos como el NEO-6M, lo que le permite mantener la conexión incluso bajo techo o en zonas con interferencias. Además, su capacidad para operar con sistemas GNSS como GPS, GLONASS y BeiDou mejora la precisión y estabilidad de la señal, asegurando un posicionamiento más confiable. Su frecuencia de actualización de hasta 10 Hz lo hace ideal para aplicaciones en movimiento rápido, proporcionando datos más fluidos y precisos.

MODELO	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN	PRECIO
NEO-6M	Alimentación: 3 – 5 V Precisión: ±2.5 m Frecuencia De Actualización: Hasta 5 Hz Sensibilidad: -161 Dbm Canales GNSS: Solo GPS Antena: Cerámica (Posible Necesidad De Antena Externa Activa)	UART, SPI, I2C	\$6 - \$9 USD
GT-U7	Alimentación: 3.6 – 5.0 V Precisión: ±2.5 m Frecuencia De Actualización: Hasta 10 Hz Sensibilidad: -165 Dbm O Más Canales GNSS: GPS, GLONASS, BeiDou (Según Versión) Antena: Cerámica de alta ganancia (mejor rendimiento en interiores)	UART	\$8 - \$15 USD

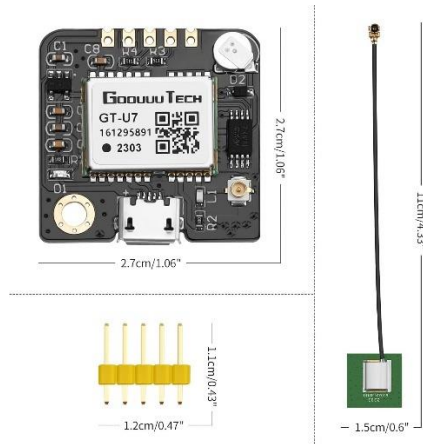


Ilustración 11: Modulo de comunicación el MakerFocus GT-U7

Fuente: Amazon

4.3.5. ZUMBADOR

Se consideró un zumbador activo debido a que ofrece una forma sencilla y eficiente de generar alertas sonoras sin requerir que el microcontrolador produzca una señal de frecuencia. Su diseño compacto y bajo consumo energético facilitan su integración en el sistema sin afectar el rendimiento. Además, solo necesita una señal digital para activarse y emitir un sonido, permitiendo una respuesta inmediata ante una posible emergencia.



Ilustración 12: Buzzer activo.

4.3.6. INSTRUMENTOS

Para la medición de tiempo de respuesta del sistema en la detección de caídas se considera un cronometro digital o bien el cronometro integrado en el celular. Para medir el consumo energético y verificar los voltajes del sistema se utilizará en multímetro.

4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO

La presente investigación sigue un enfoque metodológico basado en el Modelo en V, el cual permite estructurar el proceso en distintas fases, asegurando la validez y confiabilidad de los resultados obtenidos mediante la retroalimentación en cada sección de la metodología (Elnur & Hashimov, 2023). A continuación, se detallan los niveles que componen la metodología empleada.

4.4.1. NIVEL DE REQUISITOS

En el presente apartado se definen el resultado esperado por parte del sistema.

4.4.1.1. Especificación de requisitos

El dispositivo debe ser capaz de detectar y registrar caídas con una precisión mínima del 75%, garantizando que los eventos capturados sean reales y minimizando las falsas alarmas. La información procesada debe ser enviada a una base de datos en la nube en un tiempo no mayor a 10 segundos, asegurando una respuesta rápida en caso de emergencia. Además, se implementará un sistema de alertas automáticas que notifique a los cuidadores o familiares cuando se detecte una caída. El diseño del dispositivo también debe ser portátil y ergonómico, asegurando comodidad para el usuario y evitando interferencias en su rutina diaria.

4.4.1.2. Validación

Se llevan a cabo pruebas para verificar la capacidad del prototipo en la detección de caídas y el envío de notificaciones a través de correo electrónico. Asimismo, se utilizan la interfaz de ThingSpeak para monitorear en tiempo real los datos recopilados por el prototipo, permitiendo su visualización y análisis.

4.4.2. NIVEL DE SISTEMA

En el siguiente apartado se describe la arquitectura del sistema junto con sus funciones principales.

4.4.2.1. *Especificación de diseño*

El sistema de detección de caídas está compuesto por sensores inerciales integrados en un dispositivo portátil que registrará y analizará patrones de movimiento en tiempo real. Este sistema permite la adquisición de datos a través de acelerómetros y giroscopios con una frecuencia de muestreo adecuada para detectar caídas con precisión. Se implementa programación de clasificación de movimiento para diferenciar entre actividades cotidianas y eventos de caída. La transmisión de datos se realiza mediante tecnologías inalámbricas, permitiendo el envío de alertas automáticas a una plataforma en la nube. Además, el sistema genera notificaciones de emergencia dirigidas a cuidadores o familiares cuando se detecte una caída, proporcionando información relevante sobre la ubicación y estado del usuario.

Se establecieron criterios cuantificables, como una precisión mínima del 70% y un tiempo de respuesta menor a 5 segundos. Estos parámetros fueron verificados mediante pruebas controladas y análisis estadístico con prueba Z. De igual forma el diagrama de bloques y el esquemático electrónico fueron utilizados como referencia para el ensamblaje físico. Se comprobó que todas las conexiones eléctricas y la arquitectura lógica se correspondieran con el diseño planteado.

4.4.3. NIVEL DE SUBSISTEMA

El diseño del dispositivo se divide en varios subsistemas interconectados que garantizan su correcto funcionamiento. El subsistema de sensores incluye acelerómetros y giroscopios para la detección de caídas. El subsistema de procesamiento está compuesto por un microcontrolador encargado de procesar los datos de los sensores en tiempo real y ejecutar la programación de detección de caídas basados en clasificación de señales. Para la comunicación, el subsistema de transmisión inalámbrica permite el envío de datos a la nube e integración con dispositivos móviles para la notificación de alertas. En cuanto a la alimentación, se utilizará una batería de litio con autonomía suficiente para operar durante varios días.

4.4.4. NIVEL DE DESARROLLO

Inicialmente, se seleccionaron los componentes clave, como el microcontrolador ESP32, el sensor MPU6050 y el módulo de comunicación GT-U7, basándose en su relación costo-beneficio y funcionalidad. El ensamblaje del prototipo incluyó la soldadura de los componentes en una placa perforada, la conexión del sensor MPU6050 al ESP32 mediante comunicación I2C, y la integración del módulo GT-U7 para la transmisión de datos a la nube. Además, se diseñó y fabricó una carcasa en PLA mediante impresión 3D para garantizar la portabilidad del dispositivo.

En cuanto al software, se desarrolló el código en Arduino IDE para la configuración del ESP32, la lectura de datos del MPU6050 y la implementación de algoritmos de detección de caídas basados en umbrales de aceleración y giroscopio. Se integró ThingSpeak para el almacenamiento y visualización de datos en la nube, donde se configuraron umbrales para identificar caídas. Cuando estos umbrales se superan, se activa IFTTT, que envía alertas automáticas por correo electrónico. Las pruebas de validación incluyeron simulaciones de caídas y actividades cotidianas, evaluando la precisión y el tiempo de respuesta realizando ajustes de los umbrales de detección según fuese necesario.

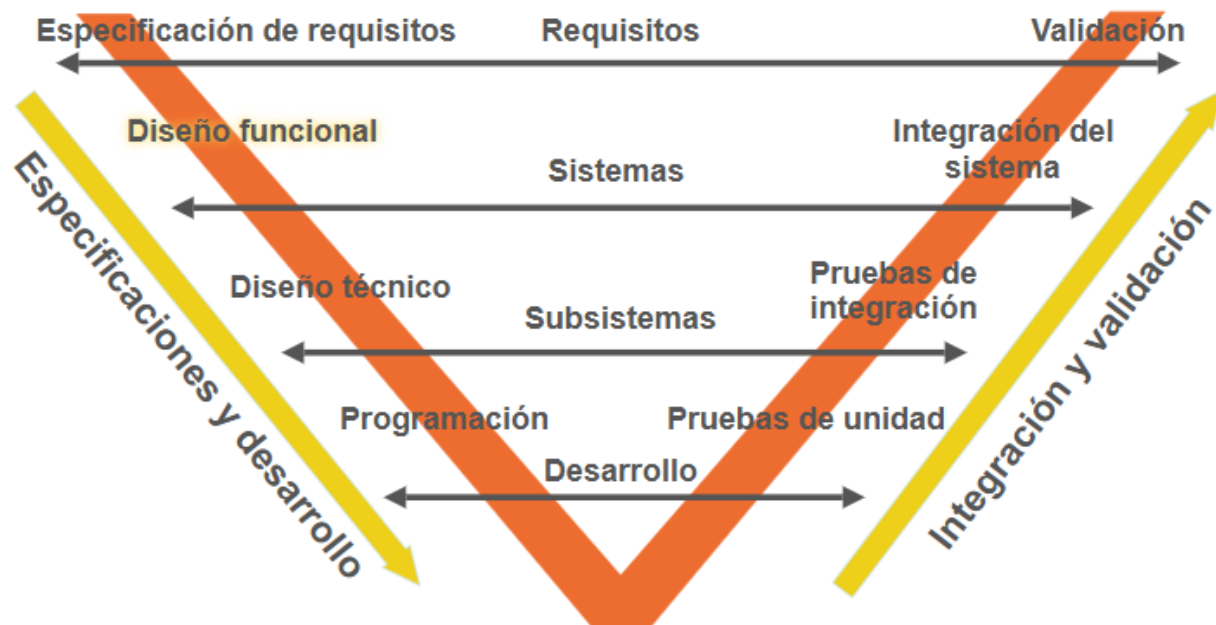


Ilustración 13: Modelo en V

Fuente: elaboración propia en Smartdraw.

4.5. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

La validación se lleva a cabo mediante pruebas de campo, comparativas con trabajos previos y evaluaciones con expertos, con el objetivo de garantizar la precisión, eficacia y utilidad del sistema en escenarios reales.

4.5.1. PRUEBAS DE CAMPO

Con el fin de evaluar la capacidad del sistema para detectar eventos de caída en diferentes escenarios, se realizan simulaciones de caídas controladas desde diversas posiciones y alturas; se incluyen las actividades cotidianas como caminar, sentarse y agacharse, con el objetivo de garantizar que el sistema no genera falsas alarmas ante los movimientos normales. Estas pruebas se ejecutan en una población seleccionada mediante un muestreo no probabilístico por conveniencia, en la cual se miden métricas clave, como la precisión en la detección de caídas y el tiempo de respuesta del sistema.

4.5.2. COMPARATIVA CON TRABAJOS PREVIOS

Se realiza una comparativa de los resultados obtenidos con aquellos reportados en estudios previos de características similares. Esta comparación se basa en métricas clave, como el porcentaje de precisión en la detección de caídas, el porcentaje de error y el tiempo de respuesta del sistema. Los valores obtenidos en las pruebas de campo son contrastados con los resultados publicados en investigaciones que abordan problemáticas afines, lo que permite contextualizar el desempeño del prototipo dentro del estado del arte actual. Esta comparativa no solo servirá para verificar la confiabilidad del sistema, sino también para identificar áreas de mejora y optimización en función de los avances reportados en la literatura científica.

4.6. CRONOGRAMA

A continuación, la distribución de tiempo que se llevara a cabo durante el desarrollo de la investigación.

Tabla 6: Cronograma de actividades

	REVISIÓN DE LITERATURA	DESARROLLO DE METODOLOGÍA	ADQUISICIÓN DE COMPONENTES	ENSAMBLE Y CODIFICACIÓN DE PROTOTIPO	PRUEBAS DE CAMPO	DE CIERRE DE PROYECTO
SEMANA 1	■					
SEMANA 2	■					
SEMANA 3	■					
SEMANA 4	■	■				
SEMANA 5		■				
SEMANA 6				■		
SEMANA 7				■	■	
SEMANA 8					■	
SEMANA 9						■
SEMANA 10						■

Fuente: elaboración propia.

4.7. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

En el siguiente apartado se describe la operacionalización de las variables de investigación.

Tabla 7: Operacionalización de las variables

OBJETIVOS	VARIABLES	DEFINICIÓN	DIMENSIONES	INDICADORES
General	Dependiente			
Desarrollar prototipo de sistema portátil de detección de caídas para adultos mayores, que sea accesible, autónomo y preciso, mediante el uso de sensores inerciales permitiendo el monitoreo en tiempo real y la notificación automática de emergencias a través de correo electrónico o SMS, sin dependencia exclusiva de Internet.	Precisión del sistema en la detección de caídas: se busca evaluar la capacidad para identificar correctamente eventos de caída en distintos escenarios.	Desarrollo de prototipo para la detección eficiente de caídas y alerta.	Funcionalidad mediante pruebas de campo	Porcentajes de error recuperado.
Específicos	Independientes			
Implementar un sistema portátil de detección de caídas basado en múltiples sensores inerciales, garantizando eficiencia y precisión en la identificación de eventos.	Componentes electrónicos utilizado, ubicación del sensor en el cuerpo, Frecuencia de muestreo de los sensores	Selección de componentes en base a requisitos previos según especificaciones de componentes.	Conexión e interacción entre componentes.	Compatibilidad entre componentes.
Realizar el diseño del prototipo mediante el uso de componentes accesibles.	Consumo energético y comparación con métodos tradicionales de detección.	Comprobación de costos y eficiencia energética de los componentes seleccionados.	Comparativa directa	Duración de vida útil de los sistemas de alimentación del prototipo.
Desarrollar un mecanismo de notificación automática que envíe alertas por correo electrónico o SMS.	Tiempo de respuesta, condiciones del entorno de prueba.	Integrar sistema de alarma mediante módulos de comunicación	ThingSpeak Módulos de comunicación Observación directa	Se emite una alarma en tiempo real al detectar una caída.

Fuente: elaboración propia.

4.8. MATRIZ METODOLÓGICA

En el siguiente apartado se describe la matriz metodológica de la investigación para la verificación de cohesión entre el estado del arte, objetivos y metodología.

Tabla 8: Matriz metodológica

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	OBJETIVOS	VARIABLE	METODOLOGIA Y HERRAMIENTAS
Aproximadamente el 28% al 35% de las personas mayores de 65 años sufren al menos una caída al año, cifra que aumenta 42% para aquellos mayores de 70 años siendo reportados en países como estados unidos que el 30% de los adultos mayores reporta caídas anuales, y estas son responsables de aproximadamente 3 millones de visitas a urgencias.		<i>General</i>	<i>Dependiente</i>	
	¿Cómo desarrollar un prototipo de sistema portátil de detección de caídas para adultos mayores, que sea accesible, autónomo y preciso?	Desarrollar prototipo de sistema portátil de detección de caídas para adultos mayores mediante el uso de sensores inerciales permitiendo el monitoreo en tiempo real y la notificación automática de emergencias.	Precisión del sistema en la detección de caídas: se busca evaluar la capacidad para identificar correctamente eventos de caída en distintos escenarios.	Modelo en V Componentes electrónicos del prototipo.
		<i>Específicos</i>	<i>Independientes</i>	
	¿Qué componentes son necesarios para el desarrollo de un sistema portátil de detección de caídas?	Identificar los componentes clave para el diseño del sistema de detección de caídas.	Componentes electrónicos a utilizar, ubicación del sensor en el cuerpo.	Sensores inerciales Microcontrolador ESP32
	¿Cómo evaluar la accesibilidad del sistema en la detección de caídas?	Validar la accesibilidad del prototipo mediante comparación con métodos tradicionales de detección.	Tiempo de respuesta.	Comparación con métodos tradicionales, Evaluación con usuarios finales.
	¿Cómo desarrollar un mecanismo de notificación automática que envíe alertas en caso de caída?	Diseñar e implementar un mecanismo de notificación automática en caso de detección de caída.	Tiempo de respuesta, frecuencia de muestreo de los sensores, condición del entorno de prueba.	Programación en Arduino, Uso de plataformas de IoT (ThingSpeak, IFTTT).

Fuente: elaboración propia.

V. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el siguiente capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas experimentales realizadas con el prototipo de detección de caídas. Estos resultados han sido organizados en función de los distintos tipos de movimientos analizados. De igual forma, se incluyen las métricas de detección, generación de alarmas y tiempo de respuesta, con el fin de evaluar la efectividad y el rendimiento del sistema propuesto. Cada conjunto de resultados se acompaña de una breve interpretación que permite establecer vínculos con los objetivos planteados en la investigación.

5.1. MONTAJE DEL SISTEMA

El montaje del sistema se llevó a cabo en distintas etapas que incluyen la recolección de señales y la arquitectura del sistema. Se diseñó un proceso de integración de hardware y software con el objetivo de garantizar la correcta detección de caídas. El montaje del sistema comprende la integración de los diferentes componentes electrónicos y software que conforman el prototipo de detección de caídas. Este proceso se realizó en etapas, asegurando la correcta comunicación entre sensores, microcontrolador y la plataforma de monitoreo en la nube.

5.1.1. Sensor IMU MPU6050

El MPU-6050 es el sensor principal utilizado en el sistema. Este módulo cuenta con un acelerómetro y giroscopio de 6 ejes, permitiendo medir la aceleración lineal y la velocidad angular en los ejes X, Y y Z. Su integración con el microcontrolador ESP32 se realizó mediante comunicación I2C, lo que facilita la transmisión de datos.

5.1.2. Microcontrolador ESP32

El ESP32 es el microcontrolador encargado de procesar las señales recibidas del MPU-6050 y determinar si se ha producido una caída. Este dispositivo ofrece conectividad Wi-Fi, lo que permite el envío de alertas en tiempo real a plataformas en la nube como ThingSpeak e integración con IFTTT para notificaciones automatizadas.

5.1.3. Thingspeak

Los datos de aceleración y orientación se enviaron a ThingSpeak, una plataforma IoT que permite almacenar y analizar las señales capturadas en tiempo real. Esto facilita el monitoreo remoto y la implementación de respuestas automáticas en caso de una caída.

5.1.4. ARQUITECTURA DEL SISTEMA

5.1.4.1. Soldadura

Los componentes del sistema se han ensamblado en una placa perforada, utilizando soldadura con estaño para garantizar conexiones seguras y estables. Se emplearon herramientas como cautín, flux y cúter para facilitar el proceso de soldadura. Para conectar los módulos entre sí, se usaron jumpers de cobre y se realizó una verificación de continuidad con un multímetro para garantizar que todas las conexiones fueran funcionales y evitar posibles fallos en la transmisión de señales.



Ilustración 14: Soldadura de componentes.

Fuente: Imagen propia.

5.1.4.2. Base

La estructura del prototipo se sostiene sobre una placa de prototipado que permite la disposición de los componentes electrónicos de manera organizada. La placa proporciona estabilidad al sistema y facilita futuras modificaciones. Se ha evitado el uso de materiales conductivos para prevenir cortocircuitos y garantizar la seguridad del montaje.

5.1.4.3. Carcasa

La carcasa del dispositivo está fabricada en PLA el cual es un material reconocido por su ligereza, resistencia y facilidad de moldeo, lo que facilita su adaptación a las necesidades del prototipo. El diseño contempla una tapa desmontable para facilitar el acceso a los componentes en caso de mantenimiento o sustitución, así como un orificio en la parte frontal que contribuye a la ventilación interna y a un fácil acceso al interruptor. Además, la carcasa se integra con una correa ajustable, asegurando una sujeción firme al cuerpo.

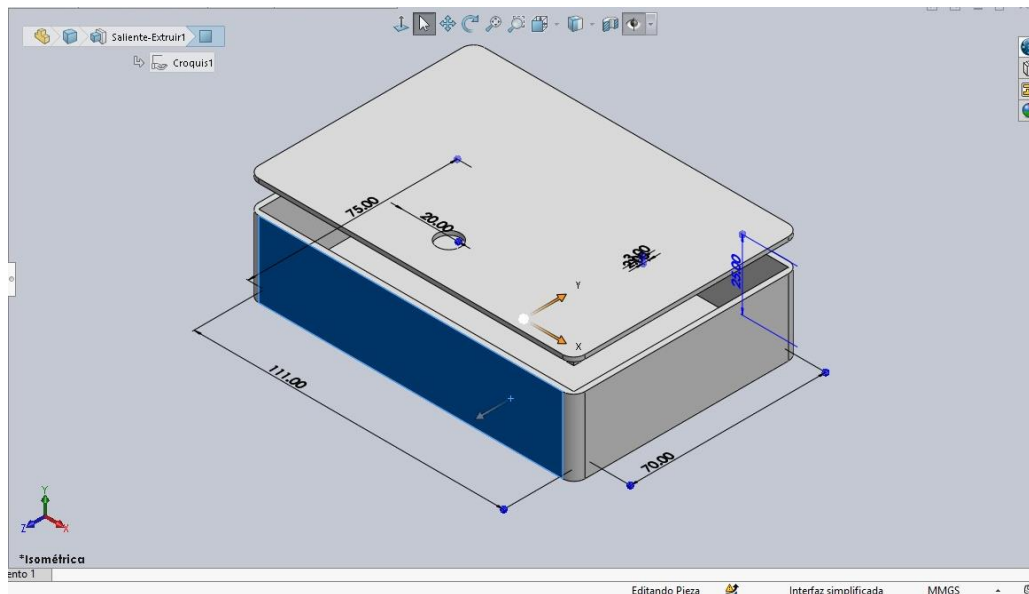


Ilustración 15: Dimensiones de carcasa vista isométrica.

Fuente: Interfaz de SolidWorks.

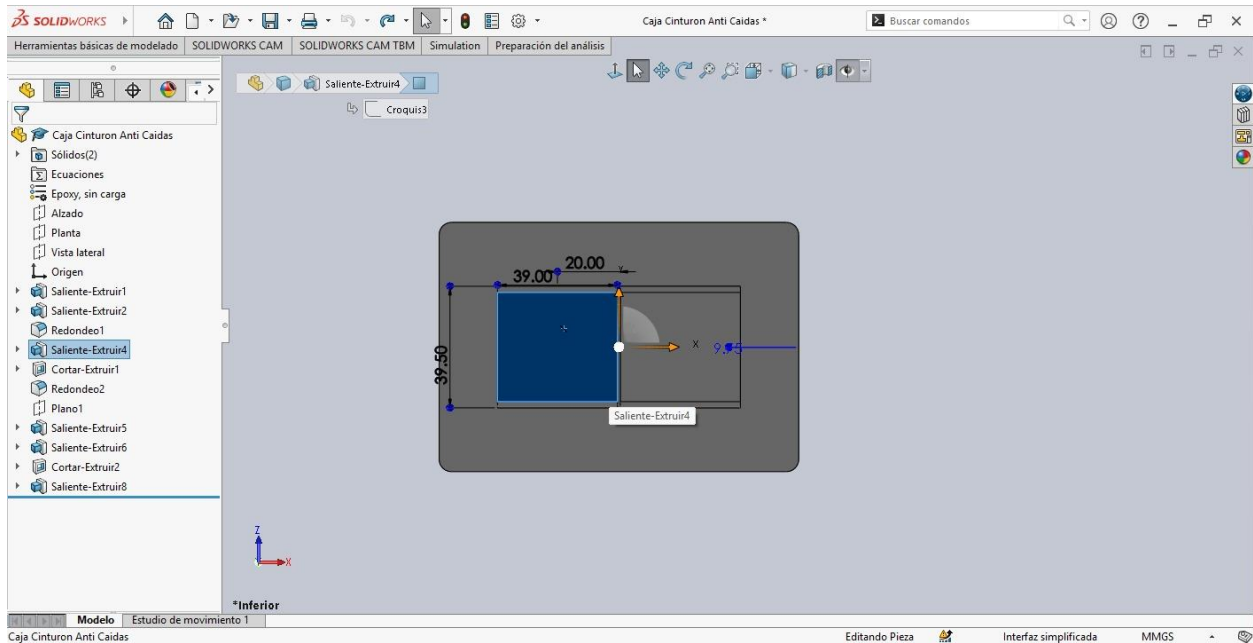


Ilustración 16: Dimensiones de espacio para cinturón.

Fuente: Interfaz de SolidWorks.

5.1.4.4. Alimentación

El sistema recibe energía mediante una batería de litio 18650 recargable ubicada en una porta baterías integrado en la placa. Se ha implementado un módulo regulador de voltaje para estabilizar la alimentación de los componentes electrónicos, evitando fluctuaciones que puedan afectar su funcionamiento. La batería proporciona un suministro de energía continuo al ESP32 y los sensores conectados, permitiendo un funcionamiento autónomo del dispositivo. Se ha incluido un interruptor para controlar el encendido y apagado del sistema, optimizando el consumo energético y prolongando la autonomía del prototipo.

La estimación de la duración de la batería, expresada en horas, se obtiene dividiendo la capacidad nominal de la batería entre la corriente total consumida por el circuito (Mouser Honduras, 2025). El siguiente calculo se realizará considerando el consumo máximo de los componentes.

Tabla 9. Duración teórica de batería.

Componente	Consumo en mA
ESP32	150
MPU6050	5
GT-U7	65
Buzzer	20
total	240

Fuente: Elaboración propia.

$$t = \frac{9900 \text{ mAh}}{240 \text{ mA}} = 41.25 \text{ horas} \quad \text{Ecuación 1}$$

Utilizando una batería de litio 18650 de 9,900 mAh a 3.7V, el sistema teóricamente podría funcionar durante 41 horas de forma continua.

5.2. PROGRAMACIÓN

La programación del sistema se basa en la integración del ESP32, el sensor MPU-6050 y la plataforma de almacenamiento en la nube ThingSpeak, permitiendo la adquisición y transmisión de datos en tiempo real. La configuración del código inicia con la definición de las credenciales de la red Wi-Fi, lo que permite la comunicación del dispositivo con la nube, asegurando la conectividad para el envío de datos. También se establece la dirección I2C del MPU-6050, la cual es fundamental para la comunicación con el microcontrolador. Posteriormente, se declaran las variables que almacenarán los valores obtenidos de los sensores, tanto de aceleración y giroscopio en los ejes X, Y Z como latitud y longitud.

5.2.1. INICIALIZACIÓN DEL SISTEMA

Una vez definida la configuración inicial, el sistema procede a la fase de inicialización en la función principal. En este punto, el ESP32 intenta conectarse a la red Wi-Fi, asegurando que la comunicación con la nube esté establecida antes de continuar con la captura de datos. Se implementa un mecanismo de espera que mantiene el proceso en un bucle hasta que la conexión

sea exitosa, lo que garantiza que el dispositivo pueda enviar datos de manera continua sin interrupciones. En paralelo, se configura la comunicación con el sensor MPU-6050, utilizando el protocolo I2C para enviar las instrucciones necesarias al registro de administración de energía del sensor.

Además, se configura el pin del buzzer como salida, asegurando que esté apagado inicialmente. Este componente actúa como una alerta sonora en caso de detectarse una caída. Finalmente, el sistema entra en un bucle de espera hasta que la conexión Wi-Fi sea exitosa, garantizando que el dispositivo esté listo para operar sin interrupciones.

5.2.2. ADQUISICIÓN DE DATOS DEL SENSOR

La adquisición de datos se lleva a cabo mediante la lectura de los registros internos del MPU-6050, en los cuales se almacenan los valores de aceleración y giroscopio en los tres ejes principales. Para ello, el microcontrolador inicia una transmisión de datos con el sensor y solicita un total de 14 bytes de información, los cuales representan los valores brutos obtenidos de los sensores. Estos valores deben ser convertidos a unidades físicas mediante factores de escala específicos. En el caso de la aceleración, los valores en crudo se dividen por el factor de conversión correspondiente, lo que permite expresar los resultados en g. Por otro lado, los valores del giroscopio son transformados a grados por segundo ($^{\circ}/s$), asegurando que la información pueda ser utilizada de manera efectiva para el análisis del movimiento del usuario.

5.2.3. LECTURA DE DATOS GPS

El sistema integra un módulo GPS para obtener la ubicación del usuario en caso de una caída. Los datos del GPS se leen a través del ESP32, utilizando la biblioteca TinyGPS++ para decodificar la información recibida. Esta biblioteca permite extraer datos como la latitud, la longitud y la precisión de la ubicación, entre otros.

Si el GPS tiene una ubicación válida, las coordenadas de latitud y longitud se almacenan y se envían a la nube junto con los datos del sensor y permite conocer la ubicación exacta del usuario en tiempo real.

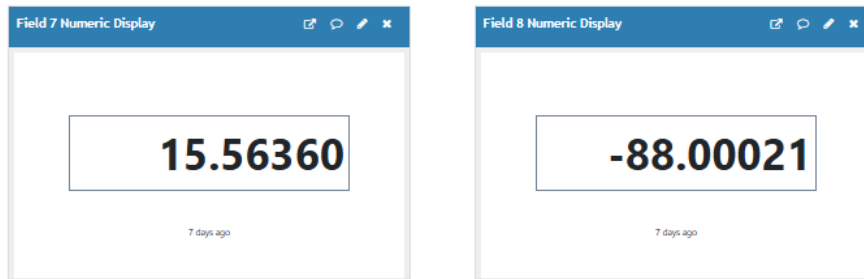


Ilustración 17: Coordenadas obtenidas de modulo GT-U7.

Fuente: Thingspeak.

5.2.4. DETECCIÓN DE CAÍDAS

Para el zumbador activo la detección de caídas se basa en el análisis de los valores de aceleración obtenidos del sensor MPU-6050. El sistema compara estos valores umbrales predefinidos, los cuales representan la aceleración necesaria para considerar un evento como una caída. Si alguno de los valores de aceleración en los ejes X, Y o Z superan estos umbrales, el sistema activa el zumbador para alertar sobre una posible caída.

5.2.5. ENVÍO DE DATOS A THINGSPEAK E INTEGRACIÓN CON IFTTT

Al detectar una caída o un evento relevante, el microcontrolador establece una conexión con el servidor de ThingSpeak y envía los valores obtenidos en tiempo real. Para ello, se construye una URL que contiene la clave de API de la plataforma y los valores de los sensores en los campos designados. La solicitud se envía utilizando el protocolo HTTP, lo que permite que los datos sean registrados y almacenados en la base de datos de ThingSpeak. Esta información puede ser posteriormente utilizada para generar gráficos, analizar tendencias y evaluar el comportamiento del usuario a lo largo del tiempo.

Mediante IFTTT, se pueden configurar eventos automatizados que se activan cuando ThingSpeak recibe datos que indican la detección de una caída. Esto permite enviar alertas en tiempo real a dispositivos móviles mediante notificaciones, por medio de correo electrónico.

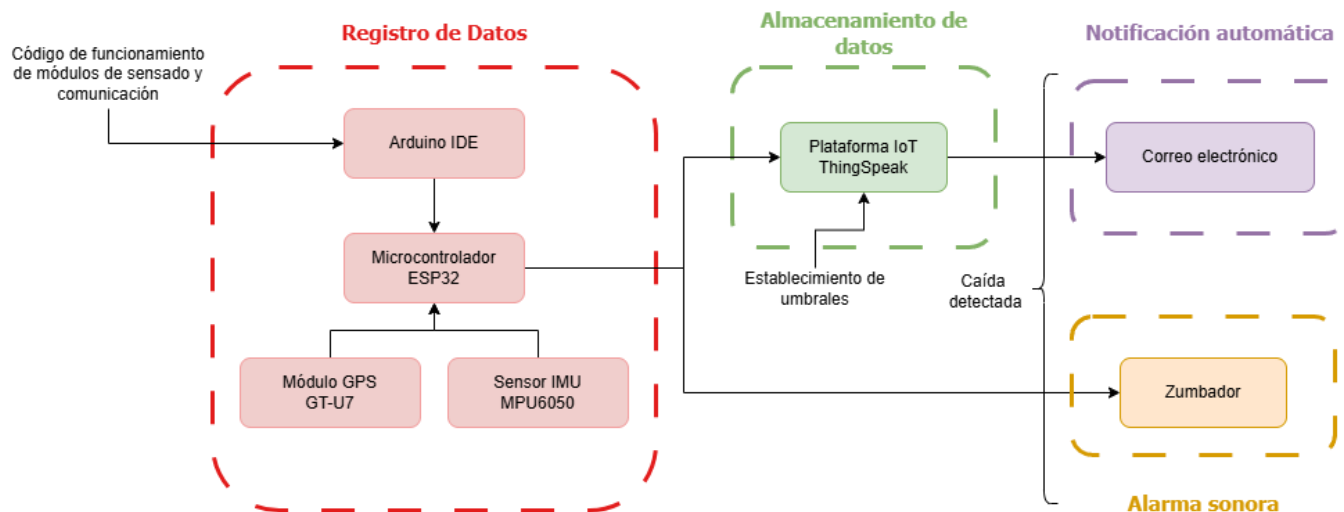


Ilustración 18: Diagrama de funcionamiento del prototipo.

Fuente: Elaboración propia en Draw.io.

5.2.6. ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA

El diseño del sistema electrónico fue plasmado mediante un esquemático elaborado en la plataforma Circuit Designer, en el cual se detallan las conexiones entre el microcontrolador ESP32, el sensor inercial MPU6050, el módulo GPS GT-U7 y el buzzer. Este esquema permite visualizar de manera clara la arquitectura del prototipo y verificar la coherencia de las conexiones físicas con respecto al diagrama de bloques funcional.

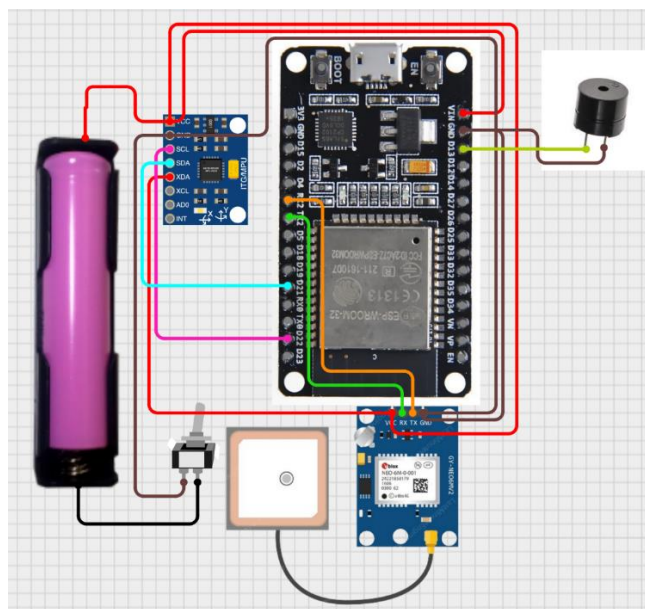


Ilustración 19: Esquemático.

Fuente: elaboración propia en Cirkuit Designer.

5.3. PRUEBAS REALIZADAS

Las pruebas se llevaron a cabo en un entorno diversos para evaluar la eficacia del sistema de detección de caídas basado en sensores inerciales. El objetivo principal fue determinar la precisión del sistema en la identificación de eventos de caída, así como su capacidad para discriminar entre caídas reales y movimientos cotidianos que podrían generar falsas alarmas. Para ello, se diseñaron tres tipos de pruebas: transición de posición sentada a de pie, saltos y caídas simuladas. Cada prueba se repitió múltiples veces para garantizar la confiabilidad de los resultados.

La muestra seleccionada para este estudio estuvo compuesta por 10 participantes, 5 hombres y 5 mujeres, elegidos por conveniencia. Los participantes presentaron una diversidad de atributos en cuanto a edad y estatura, lo que permitió evaluar el sistema de detección de caídas en un grupo heterogéneo. En el caso de los hombres, las edades oscilaron entre 19 y 25 años, con un promedio de 21.4 ± 2.7 años, y las estaturas variaron entre 1.69 y 1.80 metros, con un promedio de 1.74 ± 0.04 metros. Por otro lado, las mujeres presentaron edades entre 19 y 23 años, con un promedio de 20.8 ± 1.6 años, y estaturas entre 1.55 y 1.80 metros, con un promedio de 1.67 ± 0.09 metros. A nivel global, el promedio de edad fue de 21.1 ± 2.1 años, y el promedio de estatura

fue de 1.70 ± 0.07 metros. Esta variabilidad en las características físicas de los participantes permitió evaluar el sistema en condiciones cercanas a las reales, considerando diferentes contextos de uso.

Tabla 10. Esquema de pruebas a realizar.

PRUEBA REALIZADA	NÚMERO DE REPETICIONES	GENERACIÓN DE ALARMA		% DE ERROR	TIEMPO DE RESPUESTA
		Si	No		
TRANSICIÓN DE POSICIÓN SENTADA A DE PIE	3				
SALTANDO	10				
CAIDA	3				

Fuente: elaboración propia.

5.4. TABULACIÓN DE RESULTADOS

Los datos registrados de aceleración y giroscopio en los tres ejes fueron utilizados para identificar los patrones asociados a una caída. Con base en estos valores, se establecieron umbrales que, al ser superados, activan la alarma y envían una notificación mediante ThingSpeak e IFTTT. Se definieron los siguientes criterios:

Tabla 11: Umbrales de detección establecidas.

Aceleración en el eje X (Field 1)	menor o igual a -1900
Aceleración en el eje Y (Field 2)	menor o igual a 4800
Aceleración en el eje Z (Field 3)	mayor o igual a 15,900

Fuente: elaboración propia.

Cuando uno de los datos los obtenidos durante las pruebas cumplen con alguna de estas condiciones, el sistema interpreta el evento como una caída. Estos umbrales fueron determinados tras un análisis preliminar de los patrones de movimiento asociados a caídas, con el objetivo de lograr una clasificación eficiente y precisa de los eventos relevantes. Toda la información capturada por el acelerómetro y el giroscopio puede ser exportada en formato Excel, lo que permite un análisis posterior más detallado. El archivo incluye los valores en tiempo real de los

seis ejes, facilitando así la comparación con los umbrales establecidos para validar los eventos detectados.

ACELERACION EJE X	ACELERACION EJE Y	ACELERACION EJE Z	GIROSCOPIO EJE X	GIROSCOPIO EJE Y	GIROSCOPIO EJE Z	CAIDA DETECTADA
2028	16540	1028	196	6593	856	NO
1024	16328	2188	-1092	6754	-1351	NO
-1376	16956	3032	-223	-9810	241	NO
2932	17132	-396	837	11356	-770	NO
7116	31044	-2440	10162	528	11536	NO
4664	20564	-3588	9392	2174	4157	NO
2548	18088	-1992	-3727	-9471	-1326	NO
-12916	1940	10920	-888	977	-160	SI
7824	9920	-3040	-575	6094	2392	NO
-720	16152	2452	-1361	942	311	NO
-14344	-220	11564	-5617	-2898	-1091	SI
632	16112	1360	-1515	-1283	652	NO
1804	16084	3240	-1408	-795	-50	NO
636	16140	3336	-1233	38	206	NO

Ilustración 20: Datos recopilados durante prueba de campo.

Fuente: Excel.

1740	16072	3112	-999	-571	152	NO
2848	15392	1636	-3471	-950	-2309	NO
832	16184	2428	-1256	275	217	NO
-5336	14872	-2032	-1456	-447	-215	SI
2328	15920	2388	-1254	-500	-1135	NO
32	16244	44	-1836	419	-1016	NO
2432	12860	3540	-4063	-9186	1329	NO
400	13092	5196	-3735	-4909	-747	NO
1168	15708	-2008	-1136	279	107	NO
-1224	15816	852	-1469	-1376	1253	NO
376	15796	4156	-883	687	93	NO
904	16060	3364	-1407	-576	-273	NO
-7164	1168	14680	-1680	2716	2691	NO
-3536	14444	-1764	-1376	-746	240	SI
-6108	7048	12880	-1584	-155	-320	SI
-540	15864	1304	-1424	198	-558	NO
3092	15648	3992	-1648	-1793	1061	NO
2232	14068	7564	-1632	2372	357	NO
-3128	15704	1452	-1584	267	-61	SI
1112	17196	2416	-1504	-9219	-65	NO
1736	15956	908	-1088	-85	549	NO
832	16156	1032	-1184	-365	-160	NO
1524	16348	1492	-1120	81	750	NO
1832	16148	-572	-1264	79	-228	NO

Ilustración 21: Continuación datos recopilados durante prueba de campo.

Fuente: Excel.

Complementariamente, los datos son visualizados en tiempo real a través de la plataforma ThingSpeak. Esta herramienta no solo permite la representación gráfica de los valores en cada eje, sino que también actúa como respaldo en la nube para su monitoreo remoto.



Ilustración 22: Gráficos obtenidos en prueba de funcionamiento.

Fuente: Thingspeak

5.5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En la prueba de transición de posición sentada a de pie, el participante se sentó en una silla y luego se levantó de manera controlada, simulando un movimiento cotidiano que no debería activar el sistema de detección de caídas. Esta prueba se realizó 3 veces por participante para evaluar la capacidad del sistema para ignorar movimientos normales y evitar falsas alarmas. En la prueba de saltos, el participante realizó saltos verticales desde una posición estática, simulando una actividad dinámica que podría confundirse con una caída. Esta prueba se repitió 10 veces para evaluar cómo el sistema maneja movimientos bruscos, pero no relacionados con caídas.

Finalmente, en la prueba de caídas, se simularon caídas controladas desde diferentes alturas y posiciones. El participante se dejó caer, mientras el sistema monitoreaba los datos de los sensores inerciales. Esta prueba se realizó 3 veces para evaluar la precisión del sistema en la detección de caídas reales. Se registró el número de veces que el sistema generó una alarma

correctamente, así como las ocasiones en las que no lo hizo, lo que permitió calcular la tasa de falsos negativos.

Durante todas las pruebas, se midió el tiempo de respuesta del sistema, es decir, el intervalo entre el momento en que ocurrió la caída y el momento en que se generó la alarma. Además, se registraron los datos de aceleración y giroscopio en los tres ejes para su posterior análisis. Los resultados se compararon con estudios previos en la literatura científica, lo que permitió contextualizar el rendimiento del sistema y proponer mejoras para futuras iteraciones.

5.5.1. RESULTADOS PARTICIPANTES MASCULINOS UNIFICADA

Los resultados obtenidos en las pruebas con participantes masculinos muestran un desempeño diferenciado según el tipo de actividad evaluada. En las transiciones de posición sentada a de pie, el sistema demostró una precisión óptima, sin generar falsas alarmas en las 15 repeticiones realizadas, confirmando su excelente capacidad para discriminar movimientos cotidianos. Sin embargo, durante las pruebas de saltos se registró un 18% de falsos positivos, porcentaje que sugiere la necesidad de ajustar los parámetros de sensibilidad para movimientos bruscos. En cuanto a la detección de caídas, el sistema identificó correctamente el 80% de los eventos con un tiempo de respuesta promedio de 2.9 segundos. Comparado con el estudio de (Kerdjidj et al., 2020), que reportó un promedio de 98% de falsos positivos, el sistema desarrollado tiene un margen significativo de mejora en la detección de caídas. Los tres casos no detectados indican la conveniencia de revisar los umbrales de impacto y considerar la integración de datos del giroscopio para mejorar la precisión.

Tabla 12: Resultados participantes masculinos.

Prueba realizada	Número de Repeticiones	Generación de alarma		% de error	Tiempo de respuesta (s)
		Si	No		
Transición de posición sentada a de pie	15		15	0	NA
Saltando	50	9	41	18	NA
Caída	15	12	3	20	2.9

Fuente: Elaboración propia.

5.5.2. RESULTADOS PARTICIPANTES FEMENINOS UNIFICADA

En las pruebas de transición de sentado a pie, se mantuvo el 0% de falsos positivos, Sin embargo, en las pruebas de saltos se identificó un 10% de falsas alarmas, cifra que es significativamente menor al 18% observado en hombres. Esta diferencia sugiere que el sistema responde mejor a los patrones de movimiento femeninos en actividades dinámicas, pero requiere ajustes finos para minimizar estos errores. En las pruebas de caídas el prototipo mostró un 93.3% de efectividad, superando el desempeño del grupo masculino. Este resultado, combinado con un tiempo de respuesta más rápido, indica que el sistema funciona particularmente bien con usuarias mujeres en situaciones de caída real.

Los resultados sugieren patrones interesantes: mientras que en actividades cotidianas y de caída el sistema se comporta similarmente para ambos géneros, existe una marcada diferencia en el manejo de movimientos dinámicos como saltos, donde muestra significativamente menos falsas alarmas con usuarios mujeres. Esta variación podría estar relacionada con diferencias biomecánicas en la ejecución de movimientos bruscos entre géneros. El sistema, en su estado actual, demuestra ventajas específicas en su aplicación para mujeres, particularmente en términos de precisión durante actividades dinámicas y velocidad de respuesta ante caídas, aunque el reto del 20% de falsos negativos en detección de caídas persiste igualmente para ambos sexos.

Tabla 13: Resultados participantes femeninos unificados.

Prueba realizada	Número de Repeticiones	Generación de alarma		% de error	Tiempo de respuesta (s)
		Si	No		
Transición de posición sentada a de pie	15		15	0	NA
Saltando	50	5	45	10	NA
Caída	15	14	1	6.67	2.32

Fuente: Elaboración propia.

5.5.3. RESULTADOS UNIFICADOS

La tabla de resultados obtenidos permite identificar patrones importantes en el comportamiento del sistema de detección de caídas frente a distintos tipos de movimiento. En términos generales, se observa una tendencia favorable hacia la precisión en la diferenciación entre actividades comunes y caídas reales, un aspecto crucial en cualquier sistema de este tipo.

En las pruebas que simulan la transición de posición sentada a de pie, el sistema no generó ninguna alarma. Este comportamiento describe una alta especificidad para evitar falsos positivos ante movimientos cotidianos que, aunque involucran aceleraciones considerables, no representan un evento de caída. Este tipo de movimiento presenta características suaves y progresivas, lo cual probablemente se mantiene dentro de los rangos de aceleración establecidos por los umbrales. Este hallazgo concuerda con estudios previos donde se destaca la necesidad de filtrar movimientos comunes como parte esencial de un sistema funcional de monitoreo de caídas (Quinayás Burgos et al., 2020).

Por otro lado, en el caso de los saltos, se evidencia un aumento en la cantidad de alarmas activadas, con una precisión de detección de aproximadamente 86%. Esta tendencia sugiere que el sistema puede confundirse en cierta medida cuando el cuerpo experimenta cambios bruscos de aceleración vertical, similares a los que ocurren durante una caída. Este resultado es consistente con lo documentado en estudios previos relacionados, donde se señala que actividades de alta intensidad pueden generar firmas inerciales difíciles de distinguir de eventos de caída sin el uso de filtros adicionales o algoritmos de clasificación más complejos como los utilizados en el estudio realizado por (Fang et al., 2024) en donde se alcanzó un 95.5% de precisión utilizando redes neuronales y sensores inerciales. A pesar de ello, la proporción de alarmas incorrectas sigue siendo moderada, lo cual evidencia un desempeño aceptable del sistema para entornos domésticos o de baja criticidad.

En lo que respecta a las pruebas de caídas simuladas, el sistema mostró una tasa de detección del 86.67% con un tiempo de respuesta promedio de 3 segundos, lo que confirma que es capaz de generar una alerta en un periodo suficientemente corto como para ser funcional en contextos reales. Desde una perspectiva más técnica, los errores de detección observados podrían

a variaciones individuales en la forma de caer, lo cual no siempre genera la combinación precisa de aceleraciones establecida por los umbrales.

Tabla 14: Resultados unificados.

Prueba realizada	Número de Repeticiones	Generación de alarma		Precisión de detección (%)	Tiempo de respuesta (s)
		Si	No		
Transición de posición sentada a de pie	30		15	100	NA
Saltando	100	14	86	86	NA
Caída	30	26	4	86.67	2.61

Fuente: Elaboración propia.

El sistema propuesto muestra una alta capacidad para identificar caídas reales y descartar movimientos normales. La precisión global se mantiene por encima del 85%, superando el mínimo aceptable del 75% definido en los requisitos del proyecto. Sin embargo, es importante destacar que el margen de error estimado es de aproximadamente 1.5%, lo cual se mantiene dentro de un rango aceptable para sistemas portátiles basados en sensores inerciales, especialmente en pruebas de campo. Esto ha sido respaldado por (Gjoreski et al., 2016), quienes reportan que la precisión de muchos sistemas similares oscila entre el 80% y 90%, debido a las variaciones en la ejecución de movimientos y las condiciones del entorno.

A pesar de que el rendimiento no alcanza el de sistemas avanzados de aprendizaje automático, esto es comprensible considerando el enfoque de accesibilidad y bajo costo del proyecto.

Cabe señalar que el sistema depende de reglas fijas basadas en rangos de aceleración, lo que implica una limitación frente a la variabilidad natural del movimiento humano. Este comportamiento es frecuente en soluciones que no emplean inteligencia artificial o aprendizaje automático, pero permite mantener el sistema ligero, rápido y de bajo consumo. A diferencia de muchos estudios previos como los realizados por de Quadros et al., (2018) y Zhang et al., (2025), en los que se utilizaron datos recolectados por sensores únicamente para su análisis posterior en

entornos controlados o simulados, en el presente proyecto se realizaron pruebas de campo con el prototipo en funcionamiento, lo que implicó la detección y el análisis de eventos en tiempo real. Esta diferencia metodológica representa un avance importante en términos de aplicabilidad práctica, ya que somete al sistema a condiciones más cercanas a su uso final y permite evaluar su desempeño frente a la imprevisibilidad del entorno y del comportamiento humano.

5.5.1. VARIABLES EVALUADAS Y PARÁMETRO CRÍTICO

Durante las pruebas experimentales del prototipo, se definieron y registraron diversas variables para evaluar su desempeño en condiciones controladas. Las variables dependientes consideradas fueron la generación de la alerta ante la simulación de una caída, la precisión de detección, entendida como la proporción de aciertos en relación con el total de eventos, y el tiempo de respuesta o latencia del sistema, medido desde la ocurrencia de la caída hasta la activación de la alerta.

Entre las variables independientes se incluyó el tipo de movimiento realizado por el participante, mientras que las variables controladas fueron la ubicación del sensor inercial, el hardware utilizado, y la plataforma de transmisión de datos.

El parámetro crítico establecido para determinar el éxito del sistema fue la precisión de detección de caídas, con un umbral mínimo aceptable del 70%. Los resultados obtenidos demostraron que el sistema superó significativamente dicho umbral, conforme a lo determinado mediante la prueba estadística de hipótesis Z.

5.5.2. PRUEBA DE PRECISIÓN

Para la validación del rendimiento general del sistema desarrollado, se aplicó una prueba estadística de hipótesis Z para una proporción, la cual permite determinar si una proporción observada, en este caso, la precisión. Si la precisión es significativamente diferente o superior a un valor mínimo de referencia. Para este análisis, se estableció un umbral del 70% como criterio de comparación (Connor & Imrey, 2014; Zou et al., 2003).

Con base en los resultados obtenidos en las tres pruebas realizadas (transición de posición, salto y caída), se elaboró una tabla de confusión que resume el comportamiento del sistema ante diferentes condiciones, obteniendo los siguientes valores.

Tabla 15. Resumen de tabla de confusión.

RESULTADO DEL PROTOTIPO	CANTIDAD	CATEGORÍA
DETECTÓ	26	Verdadero Positivo (VP)
NO DETECTÓ	4	Falso Negativo (FN)
DETECTÓ	14	Falso Positivo (FP)
NO DETECTÓ	116	Verdadero Negativo (VN)

Fuente: Elaboración propia.

A partir de estos resultados, se formularon una hipótesis nula en donde la precisión es menor o igual al 70% y una hipótesis alternativa en donde la precisión del sistema es mayor o igual al 70%. Dado que el interés del análisis era confirmar si el prototipo supera ese mínimo establecido, se utilizó una prueba unilateral, con un nivel de significancia del 5% ($\alpha = 0.05$). La fórmula de la estadística Z para una proporción es la siguiente (Zou et al., 2003).

$$Z = \frac{\hat{p} - p}{\sqrt{\frac{p(1-p)}{n}}} \quad \text{Ecuación 2}$$

Para sacar la precisión observada se aplica la siguiente formula.

$$\hat{p} = \frac{VP+VN}{n} = \frac{26+116}{160} = 0.8875 \quad \text{Ecuación 3}$$

Teniendo como valor de referencia (p) de 0.70 y el tamaño de la muestra (n) siendo 160.

$$Z = \frac{0.8875 - 0.70}{\sqrt{\frac{0.70(1-0.70)}{160}}} \approx 5.18 \quad \text{Ecuación 4}$$

El valor Z obtenido supera ampliamente el umbral crítico de 1.645 para una prueba unilateral con $\alpha = 0.05$, y el valor p es muchísimo menor al nivel de significancia. Esto indica que la diferencia entre la precisión observada y el umbral mínimo del 70% es estadísticamente significativa. Por tanto, se rechaza la hipótesis nula y se concluye que el sistema sí supera significativamente el rendimiento esperado.

5.6. PRESUPUESTO DEL PROYECTO

El presente apartado contempla el desglose de los costos incurridos durante el desarrollo del sistema portátil de detección de caídas en este desglose se encuentran los gastos directos contemplando los componentes electrónicos, materiales físicos para el ensamblaje y elementos de software. Este presupuesto refleja que el prototipo puede ser construido con una inversión relativamente baja, considerando su utilidad potencial en la prevención de caídas en adultos mayores. Además, al emplear herramientas de código abierto y en su mayor parte softwares gratuitos, se redujeron significativamente los costos operativos.

Tabla 16: Presupuesto del proyecto.

	Descripción	Costo Unitario (Lps.
Componentes	ESP32	L. 420.00
	Módulo de comunicación GT-U7	L. 243.01
	MPU6050	L. 188.00
	Batería 18650	L. 250.00
	Zumbador	L. 56.00
	Cable para soldar	L. 35.00
	Interruptor de palanca	L. 25.00
	Porta batería	L. 55.00
Programas	IFTT	L. 76.97
Materiales de arquitectura	Carcasa PLA	L. 150.00
	Cinturón	L. 117.00
Descripción		Total
Total		L. 1,615.98 (\$62.36 USD)

Tabla 16: Continuación	
Total (con mano de obra)	L. 4,115.98 (\$158.78 USD)

Fuente: Elaboración propia.

5.7. COMPARACIÓN CON DISPOSITIVOS EN EL MERCADO

En el ámbito del monitoreo de caídas, se han desarrollado diversos dispositivos tanto a nivel comercial como en entornos de investigación. Estos dispositivos difieren significativamente en términos de precisión, costo, método de detección, portabilidad y capacidad de integración con otras tecnologías.

Uno de los sistemas más utilizados en investigación es *Shimmer3 IMU Unit*, (2025), una plataforma de sensores inerciales diseñada para la adquisición y transmisión de datos biomédicos en tiempo real. En el estudio de (Kerdjij et al., 2020), SHIMMER fue empleado para recolectar datos de aceleración en adultos mayores, permitiendo evaluar algoritmos de detección de caídas con alta precisión. No obstante, su uso está limitado por su alto costo, el cual supera los \$400 USD por unidad, lo que representa un obstáculo considerable para su implementación con presupuestos restringidos.

Otro ejemplo son las soluciones basadas en tecnología de radar, como los dispositivos de detección por *Mmwave Technology Contactless Fall Detection Fall Prevention Radar*, (2025), cuyo funcionamiento sin contacto ofrece ventajas para el monitoreo pasivo de personas. Sin embargo, según Quinayás Burgos et al. (2020), estas tecnologías requieren instalación fija, alimentación eléctrica constante y configuración técnica especializada, con un precio promedio que ronda los \$300 USD, lo cual también representa una barrera para su adopción masiva en entornos con limitaciones logísticas.

En el sector comercial, *Life Alert Medical Alert System*, (2025.) es uno de los sistemas más reconocidos y orientado específicamente a adultos mayores. Este sistema ofrece un botón de emergencia portátil que activa una llamada a un centro de atención las 24 horas. Aunque ha sido ampliamente adoptado en países como Estados Unidos, presenta importantes limitaciones: requiere de la acción voluntaria del usuario (presionar el botón), lo cual puede no ser posible

durante una caída grave; además, tiene un costo inicial de aproximadamente \$20 USD, y exige una suscripción mensual que supera los \$20 USD, lo que se traduce en un gasto recurrente superior a L. 10,000 al año, inaccesible para muchos adultos mayores en países de ingresos bajos y medios como Honduras.

5.8. LIMITACIONES

Una de las principales limitaciones técnicas identificadas en el desarrollo del prototipo es su sensibilidad a movimientos comunes. El sistema se basa en la detección de umbrales establecidos para los valores de aceleración en los ejes X, Y y Z. Esto implica que ciertos movimientos cotidianos o bruscos, como sentarse rápidamente, cambiar de posición o saltar, pueden ser erróneamente interpretados como caídas, generando falsos positivos. Aunque se realizaron esfuerzos para ajustar los umbrales y minimizar estos errores, aún existe un margen de mejora mediante la incorporación de algoritmos más complejos como redes neuronales o técnicas de aprendizaje automático que puedan distinguir entre actividades similares.

Otra limitación técnica importante radica en la dependencia exclusiva del sensor inercial MPU6050, el cual mide aceleración y velocidad angular. Si bien este tipo de sensor es útil para detectar caídas por su bajo costo y portabilidad, el sistema no considera otros parámetros complementarios como el ritmo cardíaco, la postura corporal o la orientación espacial, los cuales podrían enriquecer el análisis y proporcionar una validación cruzada que permita reducir falsos positivos y mejorar la sensibilidad del sistema ante diferentes tipos de caídas.

Por otro lado, el uso de la plataforma ThingSpeak para el almacenamiento y visualización de datos en tiempo real también impone restricciones. Esta plataforma permite enviar hasta 3 millones de mensajes por año y hasta 8 campos de información por canal, lo cual puede ser suficiente para pruebas preliminares, pero puede limitar su escalabilidad para aplicaciones clínicas o de monitoreo a largo plazo en múltiples pacientes simultáneamente.

En cuanto a las limitaciones metodológicas, una de las principales debilidades del estudio es la cantidad reducida y la homogeneidad de los participantes. El sistema fue evaluado con una muestra de 10 personas jóvenes, en su mayoría saludables y con un rango de edad similar. Las caídas en adultos mayores, que son el público objetivo del dispositivo, pueden tener

características distintas debido a la pérdida de masa muscular, menor capacidad de reacción o patrones de movimiento más lentos.

Una limitación adicional relevante corresponde a la latencia del sistema. Este tiempo de respuesta está influenciado por la secuencia de instrucciones que se ejecutan en el ciclo principal: primero la lectura del sensor inercial MPU6050 mediante comunicación I2C, seguida de la evaluación de los umbrales establecidos, y posteriormente la lectura del módulo GPS GT-U7 por UART. Finalmente, se realiza la verificación de conexión a la red Wi-Fi y el envío de datos a la plataforma ThingSpeak, así como la activación del buzzer en caso de detección positiva. Esta arquitectura secuencial, sin ejecución en paralelo, condiciona el tiempo de reacción del sistema.

Además, se observó que la mayor parte de esta latencia proviene del módulo GPS, cuya tasa de actualización es de 1 Hz, generando un retardo base cercano a 1000 ms, mientras que el tiempo de lectura del sensor inercial y ejecución de la programación de detección es menor a 20 ms en promedio (*GPS Basics - SparkFun Learn*, 2018). Esto puede generar latencias en el ESP32, ya que el microcontrolador podría permanecer bloqueado temporalmente mientras espera datos del módulo GPS o durante la transmisión de información a través de la red. Adicionalmente, el envío de datos mediante protocolos como HTTP o MQTT introduce una latencia variable que puede variar entre 100 y 1000 milisegundos, dependiendo de factores como la calidad de la conexión Wi-Fi, la congestión de la red y la carga de los servidores en la nube. Debido a esta variabilidad en los tiempos de respuesta, se optó por la implementación de un zumbador como mecanismo de alerta inmediata.

Considerando lo anterior se recomienda considerar alternativas como el procesamiento local independiente del GPS para la detección inmediata, así como la implementación de tareas en paralelo para reducir el tiempo total del ciclo de respuesta.

5.9. FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN

Una línea de trabajo futura importante sería la ampliación de la muestra de participantes, incorporando adultos mayores o personas con movilidad reducida. Esto permitiría evaluar el desempeño del sistema en condiciones más reales y con usuarios que representan directamente el público objetivo del dispositivo. Además, se podrían obtener datos más representativos sobre

diferentes tipos de caídas y su cinemática, enriqueciendo el entrenamiento de sistemas de detección más precisos.

Asimismo, se propone la implementación de algoritmos de aprendizaje automático para mejorar la clasificación de eventos. Actualmente, la detección se basa en umbrales definidos empíricamente, lo que limita la capacidad del sistema para diferenciar caídas reales de movimientos cotidianos. El uso de modelos como redes neuronales o árboles de decisión entrenados con bases de datos más amplias permitiría desarrollar un sistema más inteligente, con tasas de error más bajas y mejor adaptación a diferentes perfiles de usuarios.

Otra vía de expansión consiste en integrar nuevos sensores, tales como monitores de frecuencia cardíaca o sensores de presión para detectar impactos. Estas integraciones podrían no solo validar la ocurrencia de una caída, sino también ayudar a estimar su severidad, un aspecto relevante para la respuesta de los servicios de emergencia.

Como línea clave a futuro, se propone establecer conectividad directa del sistema con servicios de emergencia nacionales o comunitarios. Esta integración permitiría que, ante la detección de una caída, se envíe automáticamente una alerta al 911 u otros cuerpos de socorro, reduciendo el tiempo de respuesta y aumentando la probabilidad de intervención oportuna.

VI. CONCLUSIONES

En este apartado se responden los objetivos definidos al inicio de la investigación.

6.1. CONCLUSIONES GENERALES

El desarrollo del prototipo de un sistema portátil de detección de caídas para adultos mayores demostró ser una solución viable, accesible y funcional. La integración de sensores inerciales, junto con el uso de plataformas de IoT como ThingSpeak e IFTTT, permitió la identificación efectiva de eventos de caída en tiempo real, logrando una precisión del 88%. Este sistema no solo garantiza un monitoreo constante, sino que también posibilita una respuesta inmediata mediante el envío de alertas automáticas, cumpliendo con el propósito de mejorar la autonomía y la seguridad de los adultos mayores.

6.2. CONCLUSIONES ESPECIFICAS

Se logró realizar el diseño del prototipo utilizando componentes de bajo costo y fácil adquisición como el ESP32, MPU6050 y módulo GT-U7, garantizando una solución accesible con un presupuesto significativamente inferior a otros dispositivos en el mercado, sin comprometer la funcionalidad del sistema.

Se implementó con éxito un sistema basado en sensores inerciales capaz de diferenciar entre movimientos cotidianos y caídas reales. El algoritmo permitió identificar correctamente eventos de caída con un porcentaje de precisión aceptable para aplicaciones prácticas, especialmente en entornos donde el acceso a tecnologías más avanzadas es limitado.

El sistema fue capaz de emitir alertas automáticas a través de correo electrónico al detectar caídas. La integración con IFTTT y ThingSpeak permitió un monitoreo remoto en tiempo real, mejorando la comunicación.

VII. RECOMENDACIONES

En el presente apartado se enumeran las posibles soluciones a las limitaciones planteadas.

- a) Se recomienda implementar algoritmos de procesamiento de señales más avanzados, como técnicas basadas en aprendizaje automático como nearest neighbors, para mejorar la precisión en la detección de caídas. Estos algoritmos pueden reducir falsos positivos al distinguir patrones complejos en los datos del acelerómetro y giroscopio, y pueden integrarse utilizando librerías compatibles con el ESP32 o plataformas externas como Python.
- b) Para investigaciones futuras, se sugiere reemplazar el interruptor actual por una botonera, con el objetivo de mejorar la ergonomía del dispositivo y facilitar su manipulación. Asimismo, se recomienda optimizar el diseño de la banda para asegurar un mejor ajuste en la zona de la cadera del usuario, incrementando la comodidad y estabilidad del sistema durante su uso.
- c) Se puede utilizar plataformas como Blynk, que permiten automatizar alertas por llamada o mensaje SMS al detectar una caída. La idea es que, además del correo electrónico, se configure el sistema para contactar directamente a servicios médicos o familiares.
- d) Para mejorar el rendimiento de la batería se recomienda utilizar baterías de mayor capacidad y programar el ESP32 en modo de bajo consumo o deep sleep cuando no se detecta movimiento significativo. Esto alarga la duración sin necesidad de recargar frecuentemente.

VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Edemekong, P. F., Bomgaars, D. L., Sukumaran, S., & Schoo, C. (2025). Activities of Daily Living. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470404/>
2. ASALE, R.-, & RAE. (2025-a). *Caer* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Retrieved February 8, 2025, from <https://dle.rae.es/caer>
3. ASALE, R.-, & RAE. (2025-c). *Inercial* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Retrieved February 8, 2025, from <https://dle.rae.es/inercial>
4. *I2C-bus specification and user manual*. (2021). 2021.
5. ASALE, R.-, & RAE. (2025-d). *Sensor* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Retrieved February 8, 2025, from <https://dle.rae.es/sensor>
6. *Falls*. (2021). <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>
7. CDC. (2024, July 23). *About Older Adult Fall Prevention*. Older Adult Fall Prevention. <https://www.cdc.gov/falls/about/index.html>
8. *Envejecimiento y salud*. (2024). Retrieved February 8, 2025, from <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
9. ASALE, R.-, & RAE. (2025-b). *Esperanza* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Retrieved February 22, 2025, from <https://dle.rae.es/esperanza>

10. 90E2E48. (2025). datadot. Retrieved February 22, 2025, from <https://data.who.int/es/indicators/i/A21CFC2/90E2E48>
11. Nations, U. (2024). *Población | Naciones Unidas*. United Nations; United Nations. Retrieved February 22, 2025, from <https://www.un.org/es/global-issues/population>
12. *World Bank Open Data*. (n.d.). World Bank Open Data. Retrieved February 12, 2025, from <https://data.worldbank.org>
13. *Estadísticas e indicadores: Demográficos y Sociales—CEPALSTAT Bases de Datos y Publicaciones Estadísticas*. (2024). Retrieved February 22, 2025, from <https://statistics.cepal.org/portal/cepalstat/dashboard.html?theme=1&lang=es>
14. Caribe, C. E. para A. L. y el. (2022, December 13). *CEPAL examina el panorama actual del envejecimiento en la región, así como los avances y desafíos para el ejercicio de los derechos y la inclusión de las personas mayores*. <http://www.cepal.org/es/noticias/cepal-examina-panorama-actual-envejecimiento-la-region-asi-como-avances-desafios-ejercicio>
15. Li, J. (2024). Population Aging and Sustainability of Pension Funds. *Advances in Economics, Management and Political Sciences*, 118, 39–47. <https://doi.org/10.54254/2754-1169/118/20241998>
16. *Gestión de Información Económica Honduras en Cifras*. (2024). Retrieved February 22, 2025, from <https://www.bch.hn/estadisticas-y-publicaciones-economicas/boletin-estadistico-memoria-anual-y-otras-publicaciones/honduras-en-cifras>

17. SEN | *Indicadores INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA*. (n.d.). Retrieved February 22, 2025, from https://sen.ine.gob.hn/Home/IndicadoresInstitucion?id_institucion=69&id_comite=38
18. Kepski, M., & Kwolek, B. (2014). Detecting human falls with 3-axis accelerometer and depth sensor. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2014*, 770–773. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6943704>
19. de Quadros, T., Lazzaretti, A. E., & Schneider, F. K. (2018). A Movement Decomposition and Machine Learning-Based Fall Detection System Using Wrist Wearable Device. *IEEE Sensors Journal*, 18(12), 5082–5089. *IEEE Sensors Journal*. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2829815>
20. Suriani, N. S., Rashid, F., 'Atyka N., & Yunos, N. Y. (2018). Optimal Accelerometer Placement for Fall Detection of Rehabilitation Patients. *Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering (JTEC)*, 10(2–5), Article 2–5. <https://jtec.utem.edu.my/jtec/article/view/4344>
21. Kerdjijdj, O., Ramzan, N., Ghanem, K., Amira, A., & Chouireb, F. (2020). Fall detection and human activity classification using wearable sensors and compressed sensing. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, 11(1), 349–361. <https://doi.org/10.1007/s12652-019-01214-4>
22. Fang, K., Pan, J., Li, L., & Xiang, R. (2024). A Novel Fall Detection Framework Using Skip-DSCGAN Based on Inertial Sensor Data. *Computers, Materials and Continua*, 78(1), 493–514. <https://doi.org/10.32604/cmc.2023.045008>

23. Zhang, L., Liu, Y.-A., Wang, Q., Chen, H., Xu, J., & Li, D. (2025). A Fall Detection Device Based on Single Sensor Combined with Joint Features. *Tsinghua Science and Technology*, 30(2), 695–707. Tsinghua Science and Technology.
<https://doi.org/10.26599/TST.2023.9010129>
24. Gjoreski, H., Bizjak, J., & Gams, M. (2016). Using Smartwatch as Telecare and Fall Detection Device. *2016 12th International Conference on Intelligent Environments (IE)*, 242–245. <https://doi.org/10.1109/IE.2016.55>
25. Lee, Y., Yeh, H., Kim, K.-H., & Choi, O. (2018). A real-time fall detection system based on the acceleration sensor of smartphone. *International Journal of Engineering Business Management*, 10, 1847979017750669. <https://doi.org/10.1177/1847979017750669>
26. Nooruddin, S., Milon Islam, Md., & Sharna, F. A. (2020). An IoT based device-type invariant fall detection system. *Internet of Things*, 9, 100130.
<https://doi.org/10.1016/j.iot.2019.100130>
27. Gupta, A., Srivastava, R., Gupta, H., & Kumar, B. (2020). *IoT Based Fall Detection Monitoring and Alarm System For Elderly*. <https://ieeexplore.ieee.org/document/9376569>
28. *Use Fall Detection with Apple Watch*. (2024). Apple Support.
<https://support.apple.com/en-us/108896>
29. Quinayás Burgos, C. A., Quintero Benavidez, D. F., Ruíz Omen, E., Narváez Semanate, J. L., Quinayás Burgos, C. A., Quintero Benavidez, D. F., Ruíz Omen, E., & Narváez Semanate, J. L. (2020). Sistema de detección de caídas en personas utilizando vídeo vigilancia. *Ingeniare. Revista Chilena de Ingeniería*, 28(4), 684–693. <https://doi.org/10.4067/S0718-33052020000400684>

30. Hanifi, K., & Karşligil, M. (2021). *Elderly Fall Detection With Vital Signs Monitoring Using CW Doppler Radar*. <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9429253>
31. Wang, K., Delbaere, K., Brodie, M. A. D., Lovell, N. H., Kark, L., Lord, S. R., & Redmond, S. J. (2017). Differences Between Gait on Stairs and Flat Surfaces in Relation to Fall Risk and Future Falls. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 21(6), 1479–1486. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2017.2677901>
32. Suárez-Landazábal, O., Parody-Muñoz, A. E., Suárez-Landazábal, O., & Parody-Muñoz, A. E. (2023). Prevalencia de caídas y factores de riesgo intrínsecos en personas adultas mayores. Barranquilla (Atlántico), Colombia. *Revista de la Universidad Industrial de Santander. Salud*, 55. <https://doi.org/10.18273/saluduis.55.e:23011>
33. Leitón-Espinoza, Z. E., Silva-Fhon, J. R., de Lima, F. M., Fuentes-Neira, W. L., Villanueva-Benites, M. E., Partezani-Rodrigues, R. A., Leitón-Espinoza, Z. E., Silva-Fhon, J. R., de Lima, F. M., Fuentes-Neira, W. L., Villanueva-Benites, M. E., & Partezani-Rodrigues, R. A. (2022). Predicción de caídas y caídas recurrentes en adultos mayores que viven en el domicilio. *Gerokomos*, 33(4), 212–218. https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1134-928X2022000400002&lng=es&nrm=iso&tlng=es
34. Ortega, L. D. la T., Ortiz, C. S. S., Rodríguez, X. I., Silva, A. A. A., Mera, T. A., & Alcívar, M. P. (2022). *Evaluación del riesgo de caídas en los adultos mayores, durante el periodo de confinamiento 2020*. <http://repositorio.cidecuador.org/jspui/handle/123456789/1685>
35. Ceh, J. G. G., Alcocer, B. S., & Valle, A. R. C. (2016). Incidencia del síndrome de caídas en el hogar, estudio realizado en personas mayores en el rango de edad de 60 a 80 años. *RIDE*

Revista Iberoamericana para la Investigación y el Desarrollo Educativo, 6(12), Article 12.

<https://www.ride.org.mx/index.php/RIDE/article/view/215>

36. Jehu, D. A., Davis, J. C., Falck, R. S., Bennett, K. J., Tai, D., Souza, M. F., Cavalcante, B. R., Zhao, M., & Liu-Ambrose, T. (2021). Risk factors for recurrent falls in older adults: A systematic review with meta-analysis. *Maturitas*, 144, 23–28.
<https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2020.10.021>
37. Drake, S. A., Conway, S. H., Yang, Y., Cheatham, L. S., Wolf, D. A., Adams, S. D., Wade, C. E., & Holcomb, J. B. (2021). When falls become fatal—Clinical care sequence. *PLoS ONE*, 16(1), e0244862. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244862>
38. van Schooten, K. S., Taylor, M. E., Close, J. C. T., Davis, J. C., Paul, S. S., Canning, C. G., Latt, M. D., Hoang, P., Kochan, N. A., Sachdev, P. S., Brodaty, H., Dean, C. M., Hulzinga, F., Lord, S. R., & Delbaere, K. (2021). Sensorimotor, Cognitive, and Affective Functions Contribute to the Prediction of Falls in Old Age and Neurologic Disorders: An Observational Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 102(5), 874–880.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.10.134>
39. Silva-Fhon, J. R., Partezani-Rodrigues, R., Miyamura, K., Fuentes-Neira, W., Silva-Fhon, J. R., Partezani-Rodrigues, R., Miyamura, K., & Fuentes-Neira, W. (2019). Causas y factores asociados a las caídas del adulto mayor. *Enfermería universitaria*, 16(1), 31–40.
<https://doi.org/10.22201/eneo.23958421e.2019.1.576>
40. Chaves, B. J. P., Oliveira, J. dos S., Rodrigues, M. M. P., Falcão, R. M. de M., Souza, S. V. O. de, Carvalho, E. A. da S., Bezerra, S. C. A., & Fernandes, A. M. (2018). Fatores extrínsecos

- para risco de quedas de idosos hospitalizados. *Revista de Enfermagem UFPE on line*, 12(7), Article 7. <https://doi.org/10.5205/1981-8963-v12i7a231271p1835-1840-2018>
41. Silva-Fhon, J. R., Partezani-Rodrigues, R., Miyamura, K., Fuentes-Neira, W., Silva-Fhon, J. R., Partezani-Rodrigues, R., Miyamura, K., & Fuentes-Neira, W. (2019). Causas y factores asociados a las caídas del adulto mayor. *Enfermería universitaria*, 16(1), 31–40. <https://doi.org/10.22201/eneo.23958421e.2019.1.576>
42. Florence, C. S., Bergen, G., Atherly, A., Burns, E., Stevens, J., & Drake, C. (2018). Medical Costs of Fatal and Nonfatal Falls in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 66(4), 693–698. <https://doi.org/10.1111/jgs.15304>
43. Li, Y., Hou, L., Zhao, H., Xie, R., Yi, Y., & Ding, X. (2023). Risk factors for falls among community-dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Medicine*, 9. <https://doi.org/10.3389/fmed.2022.1019094>
44. Tavan, H., & Azadi, A. (2024). The frequency of fall, fear of fall and its related factors among Iranian elderly: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Africa Nursing Sciences*, 20, 100660. <https://doi.org/10.1016/j.ijans.2024.100660>
45. Park, C., Atique, M. M. U., Mishra, R., & Najafi, B. (2022). Association between Fall History and Gait, Balance, Physical Activity, Depression, Fear of Falling, and Motor Capacity: A 6-Month Follow-Up Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(17), Article 17. <https://doi.org/10.3390/ijerph191710785>
46. Nandi, P., Anupama, K. R., Agarwal, H., Patel, K., Bang, V., Bharat, M., & Guru, M. V. (2024). Inertial measurement and heart-rate sensor-based dataset for geriatric fall detection

using custom built wrist-worn device. *Data in Brief*, 52, 109812.

<https://doi.org/10.1016/j.dib.2023.109812>

47. Talukder, Md. S., Sorwar, G., Bao, Y., Ahmed, J. U., & Palash, Md. A. S. (2020). Predicting antecedents of wearable healthcare technology acceptance by elderly: A combined SEM-Neural Network approach. *Technological Forecasting and Social Change*, 150, 119793.
<https://doi.org/10.1016/j.techfore.2019.119793>
48. Stanmore, E. K., Mavroeidi, A., de Jong, L. D., Skelton, D. A., Sutton, C. J., Benedetto, V., Munford, L. A., Meekes, W., Bell, V., & Todd, C. (2019). The effectiveness and cost-effectiveness of strength and balance Exergames to reduce falls risk for people aged 55 years and older in UK assisted living facilities: A multi-centre, cluster randomised controlled trial. *BMC Medicine*, 17(1), 49. <https://doi.org/10.1186/s12916-019-1278-9>
49. Martinez, Martín, E., & Costa, A. (2021). *Assistive Technology for Elderly Care: An Overview*. <https://ieeexplore.ieee.org/document/9465105?denied=>
50. Christoforou, E. G., Panayides, A. S., Avgousti, S., Masouras, P., & Pattichis, C. S. (2020). An Overview of Assistive Robotics and Technologies for Elderly Care. In J. Henriques, N. Neves, & P. de Carvalho (Eds.), *XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON 2019* (pp. 971–976). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-31635-8_118
51. Coronel-Carvajal, C. (2023). Las variables y su operacionalización. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 27. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1025-02552023000100002&lng=es&nrm=iso&tlng=pt

52. Alemán, G. G. S., Rodríguez, V. M. V., Aguilar, M. de L. L., & Navarro, Z. P. (2023). Caídas en el adulto mayor, en relación a su salud y capacidad funcional: Falls in the elderly, in relation to their health and functional capacity. *LATAM Revista Latinoamericana de Ciencias Sociales y Humanidades*, 4(3), Article 3. <https://doi.org/10.56712/latam.v4i3.1130>
53. Elnur, K., & Hashimov, E. (2023). V-MODEL FOR AIR DEFENSE SYSTEMS. *Modeling, Control and Information Technologies: Proceedings of International Scientific and Practical Conference*, 6, Article 6. <https://doi.org/10.31713/MCIT.2023.011>
54. *Calculadora de duración de la batería | Mouser Honduras*. (n.d.). Retrieved March 24, 2025, from <https://www.mouser.hn/technical-resources/conversion-calculators/battery-life-calculator>
55. Connor, J. T., & Imrey, P. B. (2014). Proportions: Inferences and Comparisons. In *Methods and Applications of Statistics in Clinical Trials* (pp. 570–594). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/9781118596333.ch34>
56. Zou, K. H., Fielding, J. R., Silverman, S. G., & Tempany, C. M. C. (2003). Hypothesis Testing I: Proportions. *Radiology*, 226(3), 609–613. <https://doi.org/10.1148/radiol.2263011500>
57. *Shimmer Wearable Sensor Technology | Wireless IMU | ECG | EMG | GSR*. (n.d.). Shimmer Wearable Sensor Technology. Retrieved February 8, 2025, from <https://www.shimmersensing.com/>
58. *Shimmer3 IMU Unit*. (n.d.). Shimmer Wearable Sensor Technology. Retrieved March 24, 2025, from <https://www.shimmersensing.com/product/shimmer3-imu-unit/>
59. *Mmwave Technology Contactless Fall Detection Fall Prevention Radar—Fall Detection Sensor and Telehealth Devices for Seniors*. (n.d.). Retrieved March 24, 2025, from

<https://b5c38fc8e4fbce20.en.made-in-china.com/product/maeRpoBvCzcF/China-Mmwave-Technology-Contactless-Fall-Detection-Fall-Prevention-Radar.html>

60. *Life Alert Medical Alert System Cost & Pricing in 2025*. (n.d.). Retrieved March 24, 2025, from <https://www.seniorliving.org/medical-alert-systems/life-alert/>
61. *GPS Basics—SparkFun Learn*. (2018). <https://learn.sparkfun.com/tutorials/gps-basics/all>

IX. ANEXOS

ANEXO 1: PROTOTIPADO

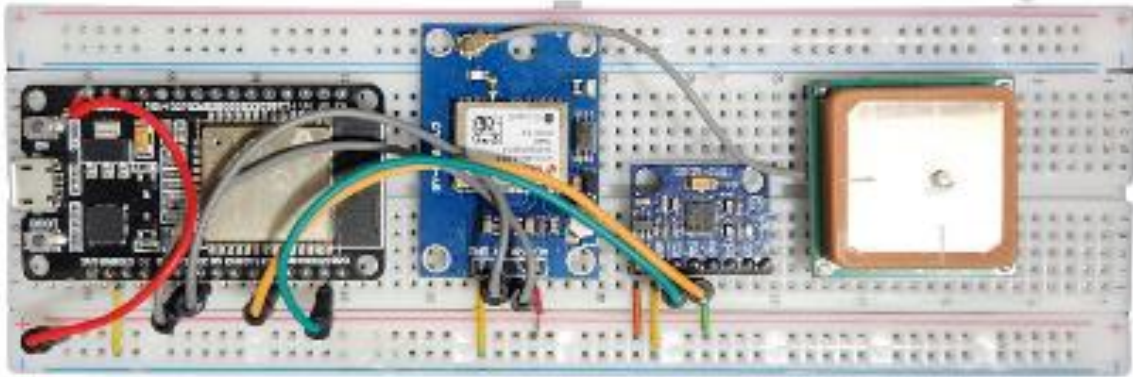


Ilustración 23. Prueba de funcionamiento en protoboard.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 24. Componentes soldados.

Fuente: Elaboración propia.

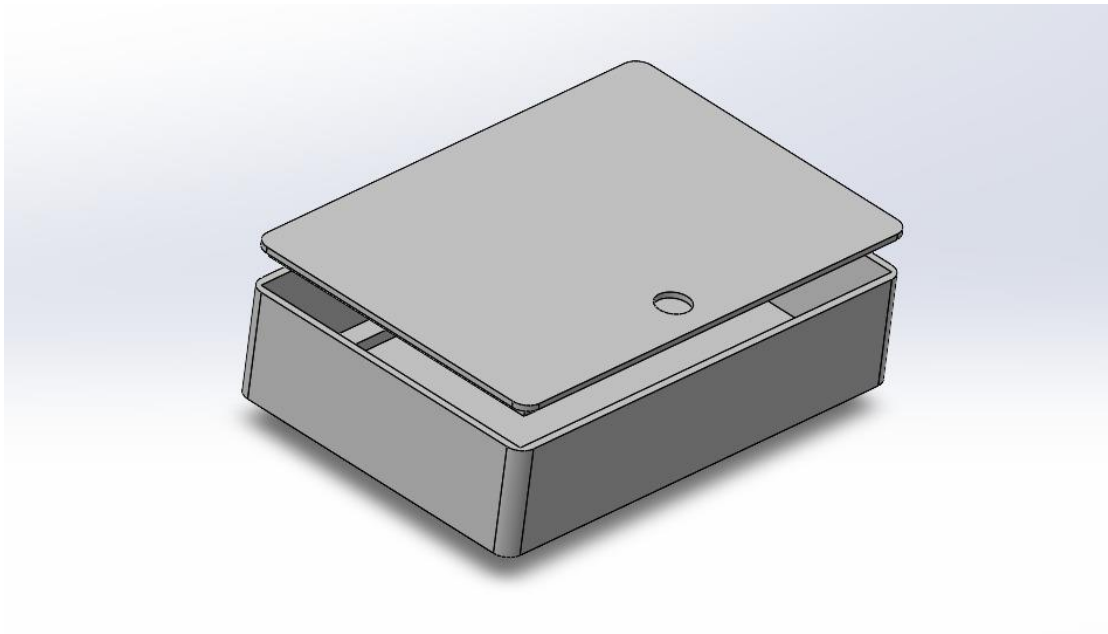


Ilustración 25. Diseño de carcasa en Solidworks.

Fuente: Interfaz de Solidworks.



Ilustración 26. Prototipo completo.

Fuente: Elaboración propia.

ANEXO 2: INTERFACES DE PROGRAMAS

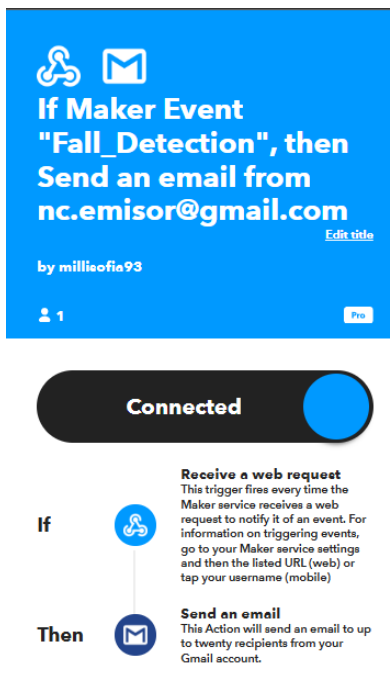


Ilustración 27: Acción de envío de correo configurado en IFTTT.

Fuente: IFTTT.

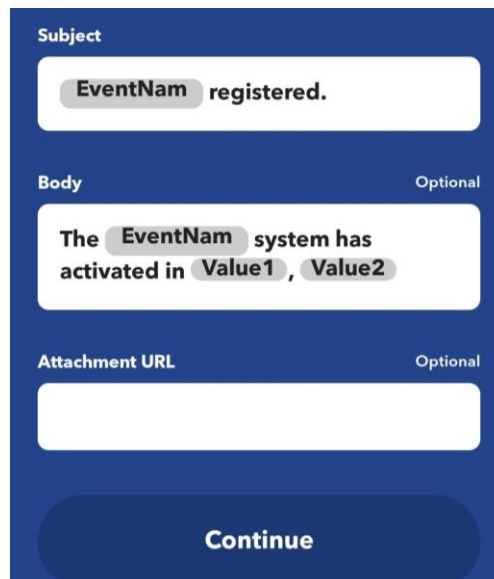


Ilustración 28: Configuración de correo en IFTTT.

Fuente: IFTTT.

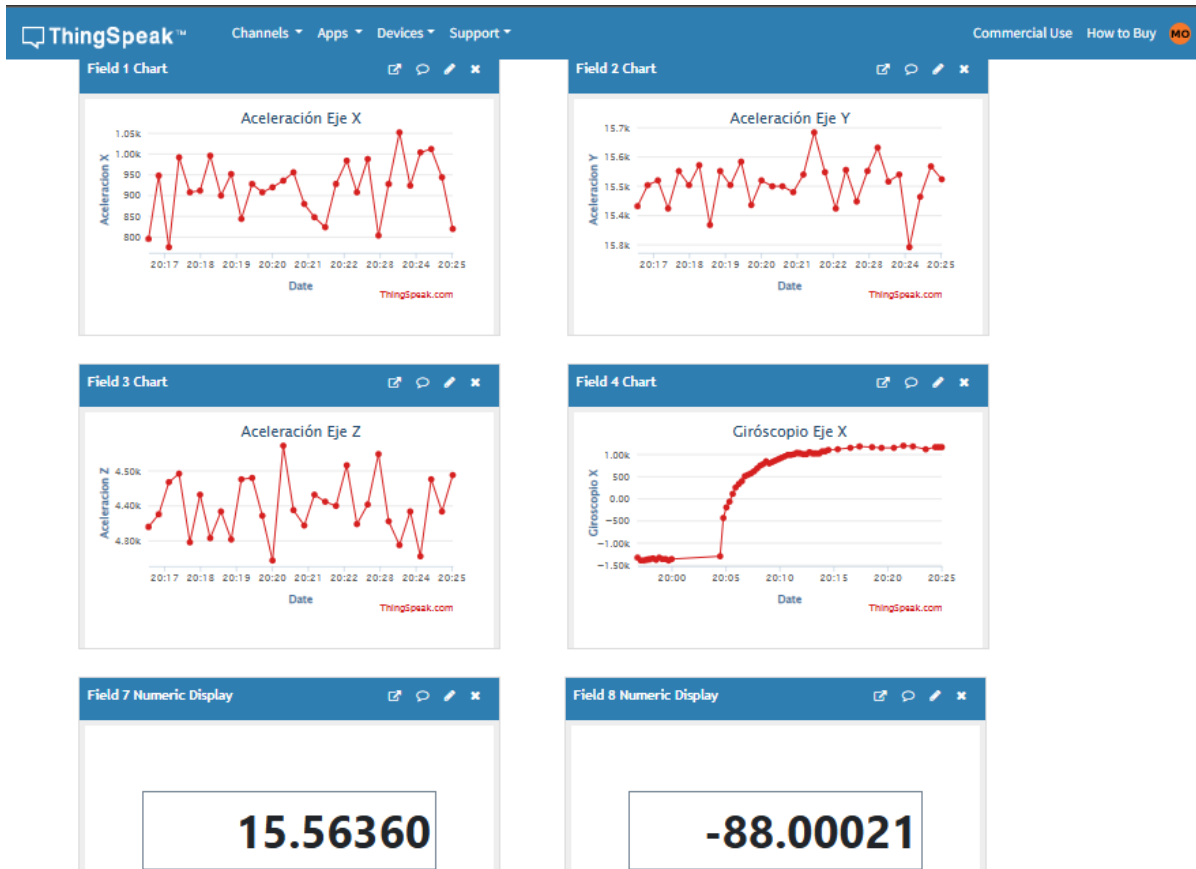


Ilustración 29: Visualización de aceleración y ubicación en Thingspeak.

Fuente: Thingspeak

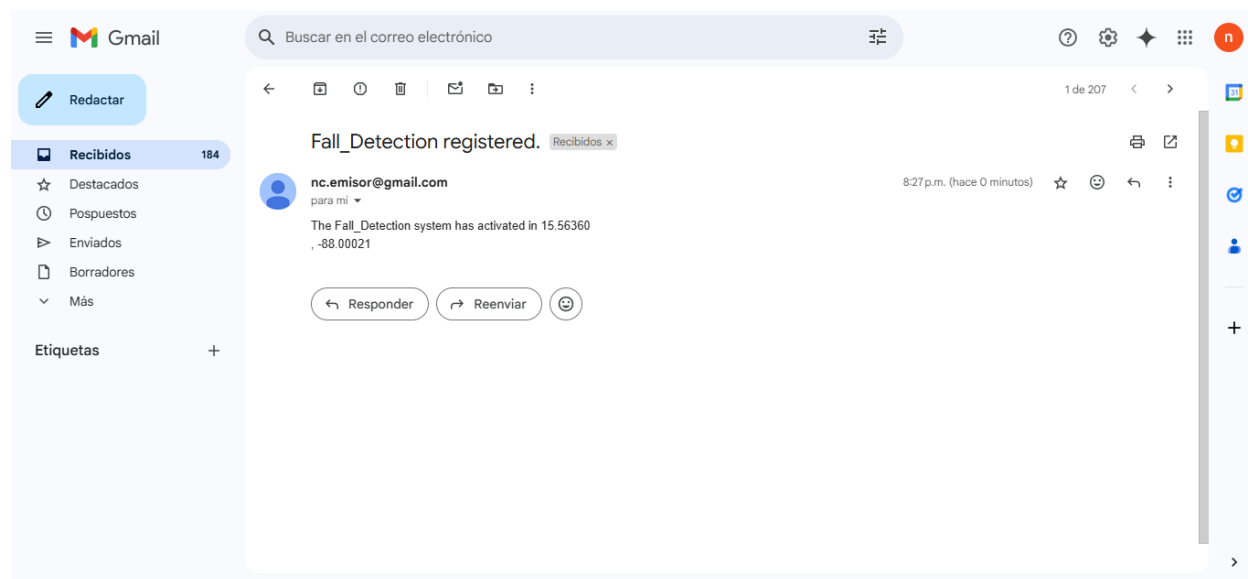


Ilustración 30. Muestra de correo generado.

Fuente: Gmail.

ANEXO 3: ESQUEMÁTICO

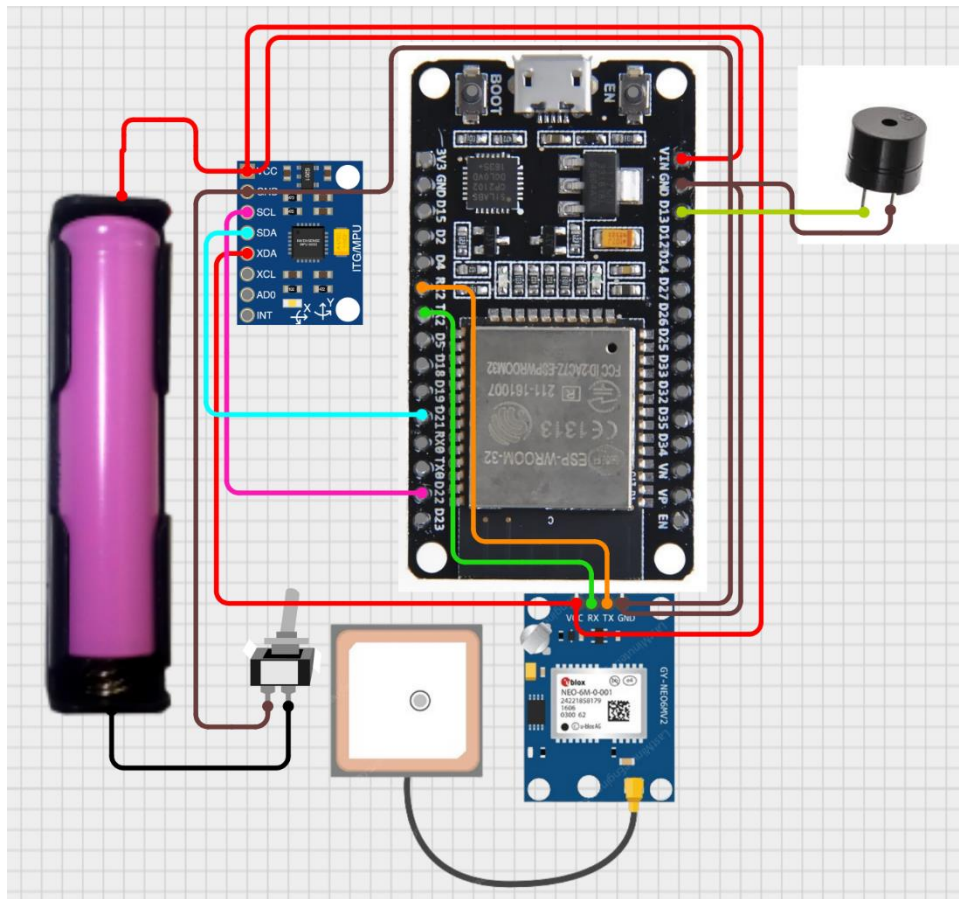


Ilustración 31. Esquemático de circuito utilizado.

Fuente: Elaboración propia por Cirkít Designer.

ANEXO 4: CÓDIGOS

```
#include <Wire.h>

#include <WiFi.h>

#include <TinyGPS++.h>

#include <HTTPClient.h>

// Configuración de WiFi
```

```
const char* ssid = "Cc";

const char* password = "123456e.";

// Configuración de ThingSpeak

const char* thingspeakApiKey = "3U5TO089OQ5TUQWG";
const char* thingspeakServer = "http://api.thingspeak.com/update";

// Configuración de pines para el GPS

#define RXD1 16 // Pin RX1 del ESP32

#define TXD1 17 // Pin TX1 del ESP32

// Pin del buzzer

#define BUZZER_PIN 13

// Objeto para manejar el GPS

TinyGPSPlus gps;

// Dirección I2C del MPU6050

const int MPU6050_ADDR = 0x68;

// Variables para almacenar los datos del MPU6050

int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ;
```

```

void setup() {

Serial.begin(115200);

Serial1.begin(9600, SERIAL_8N1, RXD1, TXD1);

// Inicializa I2C

Wire.begin();

Wire.beginTransmission(MPU6050_ADDR);

Wire.write(0x6B);

Wire.write(0);

Wire.endTransmission(true);

// Configura el pin del buzzer como salida

pinMode(BUZZER_PIN, OUTPUT);

digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW); // Buzzer inicia apagado

// Conecta a WiFi

WiFi.begin(ssid, password);

while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {

delay(500);

Serial.print(".");

}

Serial.println("Conectado a WiFi");

}

```

```

void loop() {

  // Lee los datos del MPU6050

  Wire.beginTransmission(MPU6050_ADDR);

  Wire.write(0x3B);

  Wire.endTransmission(false);

  Wire.requestFrom(MPU6050_ADDR, 14, true

  AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // Aceleración en el eje X
  AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // Aceleración en el eje Y
  AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // Aceleración en el eje Z
  GyX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // Velocidad angular en el eje X
  GyY = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // Velocidad angular en el eje Y
  GyZ = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // Velocidad angular en el eje Z

  // Detección de caída
  if (AcX <= -1900 && AcY <= 4800 && AcZ >= 15900) {

    digitalWrite(BUZZER_PIN, HIGH); // Activa el buzzer
  Serial.println("¡Caída detectada!");

  } else {

    digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW); // Apaga el buzzer

  }
}

```

```

// Lectura de datos del GPS

while (Serial1.available() > 0) {
    gps.encode(Serial1.read());
}

// Verificación si GPS tiene una ubicación válida

if (gps.location.isValid()) {
    Serial.print("Latitud: ");
    Serial.println(gps.location.lat(), 6);
    Serial.print("Longitud: ");
    Serial.println(gps.location.lng(), 6);
} else {
    Serial.println("GPS no tiene una ubicación válida.");
}

// Prepara los datos para enviar a ThingSpeak

if (WiFi.status() == WL_CONNECTED) {
    HTTPClient http;

    String url = String(thingspeakServer) + "?api_key=" + String(thingspeakApiKey) +
        "&field1=" + String(AcX) + // Aceleración en el eje X (en g)
        "&field2=" + String(AcY) + // Aceleración en el eje Y (en g)
        "&field3=" + String(AcZ) + // Aceleración en el eje Z (en g)
        "&field4=" + String(GyX) + // Velocidad angular en el eje X (en °/s)

```

```

    "&field5=" + String(GyY) + // Velocidad angular en el eje Y (en °/s)

    "&field6=" + String(GyZ); // Velocidad angular en el eje Z (en °/s)

// Si el GPS tiene una ubicación válida, envía latitud y longitud
if (gps.location.isValid()) {
    url += "&field7=" + String(gps.location.lat(), 6) + // Latitud GPS
        "&field8=" + String(gps.location.lng(), 6); // Longitud GPS
}

// Envía los datos a ThingSpeak
Serial.println("URL enviada a ThingSpeak: " + url);
http.begin(url);
int httpCode = http.GET();

if (httpCode > 0) {
    Serial.println("Datos enviados a ThingSpeak");
} else {
    Serial.println("Error al enviar datos");
}

http.end();
} else {
    Serial.println("WiFi desconectado. Reconectando...");
}

```

```
WiFi.begin(ssid, password);  
  
delay(5000); // Espera 5 segundos para reconectar  
  
}  
  
delay(5000); // Espera 5 segundos antes de la siguiente lectura  
  
}
```

Fuente: DEV C++.

ANEXO 5: SUJETOS DE PRUEBA



Ilustración 32: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 33: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 34: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 35: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 36: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 37: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 38: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 39: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 40: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 41: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 42: Participante realizando la prueba de funcionamiento.

Fuente: Imagen propia.

ANEXO 6: HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO



CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Título del Estudio: Desarrollo de un Prototipo Inicial de Sistema Portátil de Detección de Caídas para Adultos Mayores Utilizando Sensores Inerciales

Antes de decidir participar, es importante que comprenda los detalles del estudio y sus implicaciones. Por favor, tómese el tiempo necesario para revisar la siguiente información.

Objetivo del Estudio:

El propósito de este estudio es evaluar la eficacia de un sistema portátil basado en sensores inerciales y conectividad IoT para la detección de caídas en adultos mayores. Se busca validar el desempeño del dispositivo en diferentes condiciones de uso y analizar su potencial para mejorar la seguridad y monitoreo de personas en riesgo de caídas.

Procedimientos:

Si decide participar, se le pedirá que utilice un dispositivo portátil y se realizarán simulaciones de caídas y otros movimientos. Estos procedimientos tomarán aproximadamente 15 minutos. Se estará haciendo un registro por medio de fotos y/o videos.

Confidencialidad:

Toda la información recopilada será tratada de manera confidencial. Su nombre y cualquier información que pueda identificarle no se divulgarán en los informes o publicaciones resultantes del estudio. Los datos serán almacenados de forma segura y solo serán accesibles para los investigadores.

Beneficios Potenciales:

No hay garantías de beneficios directos para usted al participar en este estudio. Sin embargo, los resultados pueden contribuir al avance del conocimiento en el desarrollo de tecnologías para la prevención y detección de caídas, lo que podría beneficiar a futuras generaciones de investigadores y futuros usuarios.

Riesgos:

Los riesgos potenciales son mínimos, ya que el dispositivo es portátil y no invasivo. En las pruebas de simulación de caídas, se tomarán todas las medidas de seguridad necesarias para minimizar cualquier posibilidad de lesión. En caso de incomodidad o malestar, podrá interrumpir su participación en cualquier momento.

Participación Voluntaria:

Ilustración 43: Consentimiento informado presentado a los participantes (pág. 1)



Su participación es completamente voluntaria. Puede decidir no participar o retirarse en cualquier momento sin penalización ni perjuicio. Su decisión no afectará su atención médica ni su relación con UNITEC.

Contacto:

Si tiene alguna pregunta o inquietud durante o después del estudio, puede comunicarse con el investigador Milliet Sofia Ordoñez Acosta por medio de milliet.ordonez@unitec.edu o la Ingeniera Reyna Valle por medio de reyna.ordonez@unitec.edu.hn.

Consentimiento:

Al firmar a continuación, confirmo que he leído y comprendido la información proporcionada en este documento y que he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Acepto participar voluntariamente en el estudio "Desarrollo de un Prototipo Inicial de Sistema Portátil de Detección de Caídas para Adultos Mayores Utilizando Sensores Inerciales".

Nombre del Participante: _____

Firma del Participante: _____

Fecha: 03/07/2025

Firma del Investigador Principal: _____

Fecha: 03/07/2025

Ilustración 44: Consentimiento informado presentado a los participantes (pág.2).

Fuente: Imagen propia.