

CONESCAPANHONDURAS2025paper17.pdf

 Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)

Document Details

Submission ID

trn:oid::14348:477750820

Submission Date

Jul 31, 2025, 11:55 PM CST

Download Date

Aug 12, 2025, 12:17 PM CST

File Name

CONESCAPANHONDURAS2025paper17.pdf

File Size

821.0 KB

7 Pages




6,198 Words

35,767 Characters

30% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

Top Sources

- 28%  Internet sources
- 22%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Integrity Flags




0 Integrity Flags for Review

No suspicious text manipulations found.

Our system's algorithms look deeply at a document for any inconsistencies that would set it apart from a normal submission. If we notice something strange, we flag it for you to review.

A Flag is not necessarily an indicator of a problem. However, we'd recommend you focus your attention there for further review.

Top Sources

- 28%  Internet sources
- 22%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Top Sources

The sources with the highest number of matches within the submission. Overlapping sources will not be displayed.

1	Internet	arxiv.org	2%
2	Publication	Peter Fermin Dajime, Heather Smith, Yanxin Zhang. "Bespoke Exergames for Bala...	<1%
3	Internet	rinacional.tecnm.mx	<1%
4	Publication	Leal, João Gonalo Nunes. "Sistema de Deteco de Quedas Automtico Baseado e...	<1%
5	Internet	accounts.public.ce.basespace.illumina.com	<1%
6	Internet	zagan.unizar.es	<1%
7	Publication	Shuang Wang, Bin Liu, Yu-Lin Wang, Yingying Hu, Juan Liu, Xing-Dao He, Jinhui Yu...	<1%
8	Publication	Pieers De La Cruz, Kevin Javier, Pedro Castaneda. "Patients rehabilitation with mu...	<1%
9	Publication	Lilik Anifah, Muhamad Syariffuddien Zuhrie, Muhammad, Haryanto. "A novel pe...	<1%
10	Publication	Runjie Sun, Yijing Li, Yanru Kang, Xinqi Xu, Jie Zhu, Haiyan Fu, Yining Zhang, Jingw...	<1%
11	Publication	Chaturapron Chokphukhiao, Rina Patramanon, Kitkamon Maitree, Sumonta Kase...	<1%

12	Internet	www.coursehero.com	<1%
13	Publication	Da-Min Ding, Ya-Gang Wang, Wei Zhang, Qiu Chen. "Fall Detection System on Sm...	<1%
14	Internet	online-journals.org	<1%
15	Internet	www.revistavive.org	<1%
16	Internet	idus.us.es	<1%
17	Internet	kth.diva-portal.org	<1%
18	Internet	onlinelibrary.wiley.com	<1%
19	Internet	web.archive.org	<1%
20	Internet	www.techscience.com	<1%
21	Internet	latam.redilat.org	<1%
22	Internet	www.hindawi.com	<1%
23	Publication	Pablo A.G. Agostinho, Édison A.P. Bedoya, Amanda R. Cota, Suene F.N. Chaves et a...	<1%
24	Internet	engagedscholarship.csuohio.edu	<1%
25	Publication	Jefferson Guamán-Egas, Ana Pamela Castro-Martin. "Fall Detection with Artificial ...	<1%

26	Publication	Julien Maitre, Kevin Bouchard, Sebastien Gaboury. "Fall Detection with UWB Rada...	<1%
27	Internet	itconfdoc.nuwm.edu.ua	<1%
28	Internet	www.dspace.uce.edu.ec	<1%
29	Internet	www.e-agmr.org	<1%
30	Publication	Kijung Kim, Guhnnoo Yun, Sung-Kee Park, Dong Hwan Kim. "Fall Detection for the ...	<1%
31	Internet	journal.eng.unila.ac.id	<1%
32	Internet	cienciadigital.org	<1%
33	Internet	www.cacic2016.unsl.edu.ar	<1%
34	Internet	mooc.uniss.edu.cu	<1%
35	Internet	rcientificas.uninorte.edu.co	<1%
36	Internet	uu-img.s3.ap-south-1.amazonaws.com	<1%
37	Internet	ve.scielo.org	<1%
38	Internet	www.uece.br	<1%
39	Internet	www.iksadamerica.org	<1%

40	Internet	repositorio.unicauca.edu.co:8080	<1%
41	Publication	Asmaa M Namoos, Nicholas Thomson, Sarah Bradley, Michel Aboutanos. "The Im...	<1%
42	Internet	fs.unm.edu	<1%
43	Internet	www.ndss-symposium.org	<1%
44	Internet	www.scielo.cl	<1%
45	Internet	haciendavidaplana.com	<1%
46	Internet	www.colibri.udelar.edu.uy	<1%
47	Publication	Haihua Xie, Peidong Han, Changhe Li, Yiqin Chen, Sanyou Zeng. "Lightweight Mid...	<1%
48	Internet	www.dfki.de	<1%
49	Internet	covid19.vnuhcm.edu.vn	<1%
50	Internet	egreta.uab.cat	<1%
51	Internet	amslaurea.unibo.it	<1%
52	Internet	assets-eu.researchsquare.com	<1%
53	Internet	gresis.osc.int	<1%

54	Internet	oa.upm.es	<1%
55	Internet	www.scielo.br	<1%
56	Internet	d197for5662m48.cloudfront.net	<1%
57	Internet	dspace.uib.es	<1%
58	Internet	dspace.unach.edu.ec	<1%
59	Internet	ijsrcseit.com	<1%
60	Internet	jpmi.journals.id	<1%
61	Internet	loginfx.com	<1%
62	Internet	ojs3.unpatti.ac.id	<1%
63	Internet	scholarshare.temple.edu	<1%
64	Internet	www.cambridge.org	<1%
65	Internet	www.geriatricarea.com	<1%
66	Internet	www.researchgate.net	<1%
67	Internet	www.science.gov	<1%

68	Internet	www.scribd.com	<1%
69	Internet	ddd.uab.cat	<1%
70	Internet	dl.dropboxusercontent.com	<1%
71	Internet	issuu.com	<1%
72	Internet	jcyta.cenidet.tecnm.mx	<1%
73	Internet	mailweb.udlap.mx	<1%
74	Internet	repositorio.usmp.edu.pe	<1%
75	Internet	repositorio.uta.edu.ec	<1%
76	Internet	riull.ull.es	<1%
77	Internet	www.redcreacion.org	<1%
78	Internet	www.wma.net	<1%
79	Publication	Jorge Hernández Olcina. "Posicionamiento GNSS con computación en la nube par...	<1%
80	Publication	Sanchez, Maria Angélica. "O serviço social: abordagens e intervenções para o idos...	<1%
81	Internet	argentina.emc.com	<1%

82	Internet	aws.amazon.com	<1%
83	Internet	eprints.keele.ac.uk	<1%
84	Internet	es.dahsolarpv.com	<1%
85	Internet	hdl.handle.net	<1%
86	Internet	prezi.com	<1%
87	Internet	publicaciones.usanpedro.edu.pe	<1%
88	Internet	translate.evernote.com	<1%
89	Internet	worldwidescience.org	<1%
90	Internet	www.arlsura.com	<1%
91	Internet	www.eltiempo.com	<1%
92	Internet	www.etapainfantil.com	<1%
93	Internet	www.scitel.es	<1%
94	Internet	www.todo-mail.com	<1%
95	Publication	Cunha, Alfredo, and Roberto Lourenço. "Quedas em idosos: prevalência e fatores ...	<1%

96

Internet

sedici.unlp.edu.ar

<1%

Sistema de Detección y Alerta de Caídas en Adultos Mayores basado en Sensores Inerciales

Abstract – 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 prototipo de 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, 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 se basa en un modelo en V, 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.

Keywords - adulto mayor, caídas, detección, dispositivo de monitoreo, sensores inerciales.

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 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 [1]. 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 y falta de accesibilidad particularmente en regiones de bajos ingresos [2]. Esto deja a una gran parte de la población vulnerable sin acceso a tecnologías de soporte que mejoren su seguridad y autonomía.

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 [3].

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 [4].

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 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 [5].

Estos sensores han sido implementados para el análisis de datos obtenidos de acelerómetros y giroscopios para identificar caídas. Este sistema, diseñado para dispositivos portátiles, utilizando un algoritmo de aprendizaje, que entrena su modelo únicamente con datos de actividades diarias normales [6].

En cambio, en otros estudios se propone un sistema de detección de caídas utilizando sensores inerciales en dispositivos portátiles colocados en la muñeca [7]. Este sistema combina acelerómetros, giroscopios y magnetómetros con algoritmos de aprendizaje automático para clasificar de manera precisa los movimientos del usuario.

En otras investigaciones de la misma línea de aplicación 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 [8].

Considerando otra línea de aplicación 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 [9].

De igual forma existen dispositivos ya patentados como lo es el dispositivo portátil Shimmer el cual fue utilizado 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 [10].

También se conocen los sistemas de detección de caídas basados en teléfonos y relojes inteligentes, los cuales 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. Estudios realizados proponen sistemas 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 Wifi para determinar con precisión la ubicación del usuario [11].

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.

En otros estudios recientes se han integrado el uso de los dispositivos celulares con el Internet de las cosas con el desarrollo de sistemas IoT de detección de caídas independientes del dispositivo, que utilizan sensores integrados en smartphones y otros dispositivos para capturar datos de movimiento en tiempo real, enviándolos a un servidor centralizado [12]. Esto es de utilidad para mejorar la capacidad de los algoritmos para discriminar entre una caída y una actividad diaria normal.

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 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 [13]. Este sistema tiene la ventaja de funcionar únicamente con una tarjeta SIM, eliminando la dependencia de conexiones a internet o dispositivos adicionales.

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 [14].

Otros estudios proponen 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 [15]. 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.

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. 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 recientemente 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 [16].

Otra aplicación de estos sistemas de monitoreo son los sistemas 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 [17].

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 [2]. 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 de alto riesgo [18].

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 para el año 2023 [19]. 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 [20]. Asimismo estudios realizados en Ecuador denotaron que pacientes con edades comprendidas entre los 80 y 91 evidencian un riesgo de caídas del 83% [21]. 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 [22]. 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 [23]. Enfermedades crónicas como la diabetes, la hipertensión y enfermedades neurodegenerativas también aumentan significativamente la vulnerabilidad a sufrir caídas [2], [24], [25].

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 [26]. 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 [27]. 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 [24]. Desde una perspectiva económica 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 [28]. De igual forma se destacan que estas adaptaciones, aunque necesarias, son menos accesibles en comunidades con ingresos bajos, agravando las desigualdades en el manejo y detección de caídas [29].

En otros estudios 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 [30]. 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 [31].

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 [32]. 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 [33]. Otro desafío es, la falta de soporte técnico cercano y servicios de mantenimiento dificulta la adopción y el uso continuo de estas tecnologías [34].

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 [35]. 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 aislamiento lo que reduce su disposición a utilizarlos [36].

II. METODOLOGÍA

Se adoptó un enfoque mixto que combina métodos cuantitativos y cualitativos. El análisis cuantitativo se centró en variables como la precisión, el tiempo de respuesta y la viabilidad técnica del sistema, mientras que el componente cualitativo evaluó la implementación y el desempeño bajo distintas condiciones. La investigación fue de tipo exploratorio y diseño experimental, con pruebas en entornos controlados para validar la efectividad del dispositivo. La muestra se seleccionó por conveniencia, empleando escenarios simulados para obtener datos relevantes sobre la detección de caídas.

Se emplearon diversas herramientas, clasificadas en software y hardware. A nivel de software, se utilizó Arduino IDE para la programación del ESP32, ThingSpeak como plataforma IoT para almacenamiento y análisis de datos, IFTTT para la automatización de alertas por correo electrónico y SolidWorks para el diseño 3D del dispositivo. En cuanto a hardware, se utilizó el microcontrolador ESP32, elegido por su conectividad Wi-Fi y bajo consumo; el sensor inercial MPU6050, por su capacidad de registrar aceleración y velocidad angular en tres ejes; el módulo GPS GT-U7, por su alta sensibilidad y precisión; y un zumbador activo, que permitió emitir alertas sonoras. Como instrumentos auxiliares, se empleó un multímetro para verificar voltajes y un cronómetro para medir el tiempo de respuesta del sistema.

El estudio 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 [37]. La Fig. 1 muestra el modelo en V utilizado.

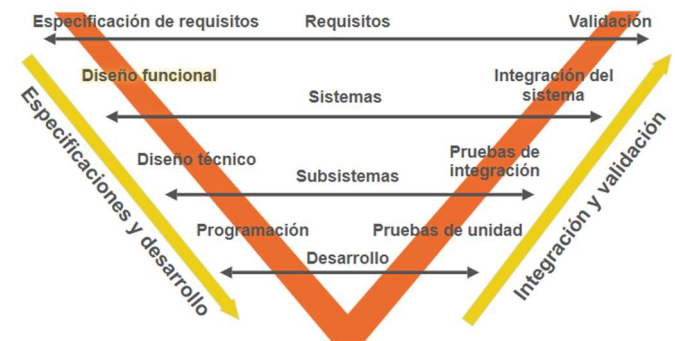


Fig. 1. Modelo en V del prototipo.

A. Nivel de requisitos – Especificación y Validación

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 implementa 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.

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.

B. Nivel de sistema – Diseño e Implementación

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.

C. Nivel de subsistema – Diseño técnico y pruebas de integración

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.

D. Nivel de desarrollo – Programación y pruebas de unidad

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.

Las pruebas se realizaron con voluntarios en escenarios simulados, ejecutando actividades como caminar, sentarse y caídas desde distintas posiciones. Cada prueba fue cronometrada, registrando el tiempo de respuesta del sistema desde la detección hasta el envío de la alerta. Se recolectaron y analizaron los datos en ThingSpeak, y se generaron notificaciones mediante IFTTT. La secuencia fue replicada múltiples veces para confirmar la consistencia del sistema. Se utilizó siempre el mismo protocolo experimental, garantizando la replicabilidad del estudio. La muestra del estudio incluyó 10 participantes (5 hombres y 5 mujeres) seleccionados por conveniencia, con diversidad en edad y estatura para representar un grupo heterogéneo. En los hombres, las edades oscilaron entre 19 y 25 años (21.4 ± 2.7 años) y las estaturas entre 1.69 y 1.80 m (1.74 ± 0.04 m). En las mujeres, las edades variaron entre 19 y 23 años (20.8 ± 1.6 años) y las estaturas entre 1.55 y 1.80 m (1.67 ± 0.09 m). En conjunto, la edad promedio fue de 21.1 ± 2.1 años y la estatura promedio de 1.70 ± 0.07 m. Esta variabilidad permitió evaluar el sistema de detección de caídas en condiciones cercanas a escenarios reales..



Fig. 2. Participante durante prueba de funcionamiento.

El enfoque metodológico aplicado se sustenta en trabajos previos que avalan el uso de sensores inerciales como herramientas viables para la detección de caídas. Estudios como los de Zhang et al. y Fang et al. demuestran la alta precisión alcanzable mediante acelerómetros y giroscopios, empleando algoritmos de aprendizaje automático o umbrales dinámicos [6], [8].

III. DESCRIPCIÓN Y RESULTADOS

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.

Durante la fase experimental del proyecto, se construyó e integró un sistema portátil de detección de caídas basado en un sensor inercial MPU6050 y un microcontrolador ESP32. El código fue desarrollado en Arduino IDE, donde se programaron las condiciones lógicas para activar una alerta cuando los valores de aceleración superaban los umbrales definidos. El sistema recibe energía mediante una batería de litio 18650 recargable ubicada en una porta baterías integrado en la placa.



Fig. 3. Prototipo construido.

Se ha implementó 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 [38]. En la Fig. 4 se presenta el diagrama de funcionamiento del prototipo.

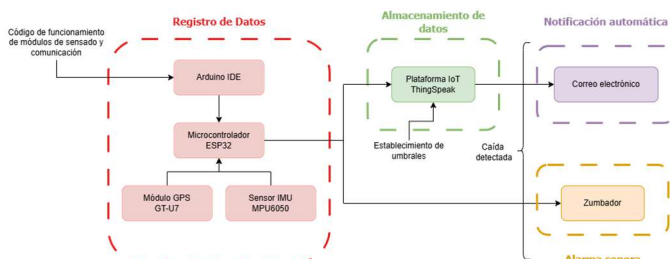


Fig. 4. Diagrama de bloques del prototipo.

Para registrar y visualizar los datos, se implementó la plataforma ThingSpeak, mientras que el servicio IFTTT permitió generar alertas por correo electrónico en tiempo real tras la detección de eventos.

Se realizaron pruebas simuladas con diez voluntarios, ejecutando diferentes actividades como saltar, sentarse y simulación de caídas. El sistema demostró una capacidad efectiva

para distinguir entre caídas y actividades cotidianas mediante la variación de aceleración en los tres ejes, la cual se monitoreó en tiempo real en la plataforma (Fig. 5).

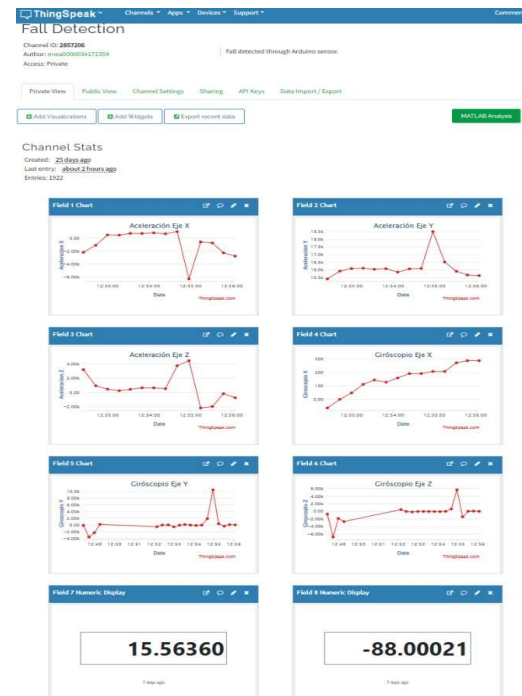


Fig. 5. Gráficos obtenidos en prueba de funcionamiento.

Para validar el desempeño del sistema, se llevaron a cabo un total de 160 pruebas controladas, de las cuales 130 correspondieron a actividades diarias normales y 30 a caídas simuladas. El sistema debía emitir una alerta por correo electrónico únicamente en caso de caída. Los datos obtenidos se resumen en la Tabla I y Tabla II, donde se observan los eventos correctamente detectados y los errores falsos positivos.

TABLE I. RESULTADOS UNIFICADOS

Prueba realizada	Número de repeticiones	Generación de alarma		Precisión de detección (%)	Tiempo de respuesta (s)
		Si	No		
Transición de sentado a de pie	30	-	30	100	NA
Saltando	100	14	86	86	NA
Caída	30	26	4	87	2.61

TABLE II. RESUMEN DE TABLA DE CONFUSIÓN.

Resultado del prototipo	Cantidad de pruebas	Categoría
Detectó	26	Verdadero Positivo (VP)
No detectó	4	Falso Negativo (FN)
Detectó	14	Falso Positivo (FP)
No detectó	116	Verdadero Negativo (VN)

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 [13], 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 [7] y [8] 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.

Desde una perspectiva económica, el sistema propuesto representa una opción notablemente más accesible en comparación con dispositivos comerciales. El costo total del prototipo, incluyendo el ESP32, MPU6050, batería y materiales de ensamblaje, ronda los \$64 dólares.

IV. CONCLUSIÓN

El desarrollo del prototipo de un sistema portátil de detección de caídas para adultos mayores demostró ser una solución viable, accesible y funcional, alcanzando una precisión del 88.75% en la identificación de eventos de caída en tiempo real. La integración de sensores inerciales y plataformas como ThingSpeak e IFTTT permitió no solo el monitoreo continuo, sino también la emisión automática de alertas, contribuyendo a una respuesta oportuna y al fortalecimiento de la autonomía y seguridad del usuario.

El uso de componentes de bajo costo y fácil adquisición, como el ESP32, el MPU6050 y el módulo GPS GT-U7, permitió construir un sistema económico sin sacrificar funcionalidad, posicionándose como una alternativa realista frente a soluciones comerciales de mayor costo.

Este proyecto sienta una base sólida para futuras mejoras e investigaciones, abriendo la posibilidad de integrar sensores fisiológicos que enriquezcan el análisis del contexto, así como algoritmos más avanzados que incrementen la precisión del sistema. En conjunto, estos avances permitirán evolucionar hacia soluciones más completas, personalizadas y adaptadas a las necesidades reales de la población adulta mayor.

REFERENCES

- [1] "Falls," 2021. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/falls>
- [2] CDC, "About Older Adult Fall Prevention," Jul. 2024. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/falls/about/index.html>

- [3] "Gestión de Información Económica Honduras en Cifras," 2023. [Online]. Available: <https://www.bch.hn/estadisticas-y-publicaciones-economicas/boletin-estadistico-memoria-anual-y-otras-publicaciones/honduras-en-cifras>
- [4] "SEN | Indicadores INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA," 2023. [Online]. Available: https://sen.ine.gob.hn/Home/IndicadoresInstitucion?id_institucion=69&id_comite=38
- [5] M. Kepski and B. Kwolek, "Detecting human falls with 3-axis accelerometer and depth sensor," *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2014, pp. 770–773, 2014.
- [6] K. Fang, J. Pan, L. Li, and R. Xiang, "A Novel Fall Detection Framework Using Skip-DSCGAN Based on Inertial Sensor Data," *Computers, Materials and Continua*, vol. 78, no. 1, pp. 493–514, Jan. 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/org/science/article/pii/S1546221824001899>
- [7] T. de Quadros, A. E. Lazzaretti, and F. K. Schneider, "A Movement Decomposition and Machine Learning-Based Fall Detection System Using Wrist Wearable Device," *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 12, pp. 5082–5089, Jun. 2018, conference Name: IEEE Sensors Journal. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8345625>
- [8] L. Zhang, Y.-A. Liu, Q. Wang, H. Chen, J. Xu, and D. Li, "A Fall Detection Device Based on Single Sensor Combined with Joint Features," *Tsinghua Science and Technology*, vol. 30, no. 2, pp. 695–707, Apr. 2025, conference Name: Tsinghua Science and Technology. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10786934>
- [9] N. S. Suriani, F. N. Rashid, and N. Y. Yunos, "Optimal Accelerometer Placement for Fall Detection of Rehabilitation Patients," *Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering (JTEC)*, vol. 10, no. 2-5, pp. 25–29, Jul. 2018, number: 2-5. [Online]. Available: <https://jtec.utem.edu.my/jtec/article/view/4344>
- [10] O. Kerdjidi, N. Ramzan, K. Ghanem, A. Amira, and F. Chouireb, "Fall detection and human activity classification using wearable sensors and compressed sensing," *J Ambient Intell Human Comput*, vol. 11, no. 1, pp. 349–361, Jan. 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s12652-019-01214-4>
- [11] Y. Lee, H. Yeh, K.-H. Kim, and O. Choi, "A real-time fall detection system based on the acceleration sensor of smartphone," *International Journal of Engineering Business Management*, vol. 10, p. 1847979017750669, Jan. 2018, publisher: SAGE Publications Ltd STM. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/1847979017750669>
- [12] S. Nooruddin, M. Milon Islam, and F. A. Sharna, "An IoT based device-type invariant fall detection system," *Internet of Things*, vol. 9, p. 100130, Mar. 2020. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2542660519301623>
- [13] H. Gjoreski, J. Bizjak, and M. Gams, "Using Smartwatch as Telecare and Fall Detection Device," in *2016 12th International Conference on Intelligent Environments (IE)*, Sep. 2016, pp. 242–245, iSSN: 2472-7571. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7723508>
- [14] "Use Fall Detection with Apple Watch," 2024. [Online]. Available: <https://support.apple.com/en-us/108896>
- [15] A. Gupta, R. Srivastava, H. Gupta, and B. Kumar, "IoT Based Fall Detection Monitoring and Alarm System For Elderly," 2020. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9376569>
- [16] C. A. Quinaya's Burgos, D. F. Quintero Benavidez, E. Ru'iz Omen, J. L. Narva'ez Semanate, C. A. Quinaya's Burgos, D. F. Quintero Benavidez, E. Ru'iz Omen, and J. L. Narva'ez Semanate, "Sistema de detección de caídas en personas utilizando video vigilancia," *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, vol. 28, no. 4, pp. 684–693, Dec. 2020, publisher: Universidad de Tarapacá. [Online]. Available: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0718-33052020000400684&lng=es&nrm=iso&tlng=pt
- [17] K. Hanifi and M. Karşilgil, "Elderly Fall Detection With Vital Signs Monitoring Using CW Doppler Radar," 2021. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9429253>
- [18] K. Wang, K. Delbaere, M. A. D. Brodie, N. H. Lovell, L. Kark, S. R. Lord, and S. J. Redmond, "Differences Between Gait on Stairs and Flat Surfaces in Relation to Fall Risk and Future Falls," *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 21, no. 6, pp. 1479–1486, Nov. 2017.

- [19] O. Sua'ez-Landazábal, A. E. Parody-Mun'oz, O. Sua'ez-Landaza'bal, and A. E. Parody-Mun'oz, "Prevalencia de caídas y factores de riesgo intrínsecos en personas adultas mayores. Barranquilla (Atlántico), Colombia," *Revista de la Universidad Industrial de Santander. Salud*, vol. 55, Dec. 2023, publisher: Universidad Industrial de Santander. [Online]. Available: <http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sciabstract&pid=S0121-08072023000100025&lng=en&nrm=iso&tlng=es>
- [20] Z. E. Leito'n-Espinoza, J. R. Silva-Fhon, F. M. de Lima, W. L. Fuentes-Neira, M. E. Villanueva-Benites, R. A. Partezani-Rodrigues, Z. E. Leito'n-Espinoza, J. R. Silva-Fhon, F. M. de Lima, W. L. Fuentes-Neira, M. E. Villanueva-Benites, and R. A. Partezani-Rodrigues, "Predicción de caídas y caídas recurrentes en adultos mayores que viven en el domicilio," *Gerokomos*, vol. 33, no. 4, pp. 212–218, 2022, publisher: Idemm Farma, S.L. [Online]. Available: <https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sciabstract&pid=S1134-928X2022000400002&lng=es&nrm=iso&tlng=es>
- [21] L. De La Torre Ortega, C. S. Salgado Ortiz, X. Iturralde Rodríguez, A. Alcívar Silva, T. Abril Mera, and M. Peña Alcívar, "Evaluación del riesgo de caídas en los adultos mayores, durante el periodo de confinamiento 2020," *revistavive*, vol. 5, no. 13, pp. 63–74, Feb. 2022. [Online]. Available: <http://revistavive.org/index.php/revistavive/article/view/152>
- [22] D. Jehu, J. Davis, R. Falck, K. Bennett, D. Tai, M. Souza, B. Cavalcante, M. Zhao, and T. Liu-Ambrose, "Risk factors for recurrent falls in older adults: A systematic review with meta-analysis," *Maturitas*, vol. 144, pp. 23–28, Feb. 2021. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0378512220304242>
- [23] G. G. S. Alema'n, V. M. V. Rodríguez, M. d. L. L. Aguilar, and Z. P. Navarro, "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*, vol. 4, no. 3, pp. 1051–1058, Sep. 2023, number: 3. [Online]. Available: <https://latam.redilat.org/index.php/lt/article/view/1130>
- [24] S. A. Drake, S. H. Conway, Y. Yang, L. S. Cheatham, D. A. Wolf, S. D. Adams, C. E. Wade, and J. B. Holcomb, "When falls become fatal—Clinical care sequence," *PLoS One*, vol. 16, no. 1, p. e0244862, Jan. 2021. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7787527/>
- [25] K. S. van Schooten, M. E. Taylor, J. C. T. Close, J. C. Davis, S. S. Paul, C. G. Canning, M. D. Latt, P. Hoang, N. A. Kochan, P. S. Sachdev, H. Brodaty, C. M. Dean, F. Hulzinga, S. R. Lord, and K. Delbaere, "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*, vol. 102, no. 5, pp. 874–880, May 2021. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999320312569>
- [26] J. R. Silva-Fhon, R. Partezani-Rodrigues, K. Miyamura, W. Fuentes-Neira, J. R. Silva-Fhon, R. Partezani-Rodrigues, K. Miyamura, and W. Fuentes-Neira, "Causas y factores asociados a las caídas del adulto mayor," *Enfermería universitaria*, vol. 16, no. 1, pp. 31–40, Mar. 2019, publisher: Universidad Nacional Autónoma de México, Escuela Nacional de Enfermería y Obstetricia. [Online]. Available: <http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sciabstract&pid=S1665-70632019000100031&lng=es&nrm=iso&tlng=es>
- [27] B. J. P. Chaves, J. d. S. Oliveira, M. M. P. Rodrigues, R. M. d. M. Falcao, S. V. O. d. Souza, E. A. d. S. Carvalho, S. C. A. Bezerra, and A. M. Fernandes, "Fatores extrínsecos para risco de quedas de idosos hospitalizados," *Revista de Enfermagem UFPE on line*, vol. 12, no. 7, pp. 1835–1840, Jul. 2018, number: 7. [Online]. Available: <https://periodicos.ufpe.br/revistas/index.php/revistaenfermagem/article/view/231271>
- [28] C. S. Florence, G. Bergen, A. Atherly, E. Burns, J. Stevens, and C. Drake, "The Medical Costs of Fatal Falls and Fall Injuries among Older Adults," *J Am Geriatr Soc*, vol. 66, no. 4, pp. 693–698, Apr. 2018. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6089380/>
- [29] Y. Li, L. Hou, H. Zhao, R. Xie, Y. Yi, and X. Ding, "Risk factors for falls among community-dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis," *Front. Med.*, vol. 9, Jan. 2023, publisher: Frontiers. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/journals/medicine/articles/10.3389/fmed.2022.1019094/full>
- [30] H. Tavan and A. Azadi, "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*, vol. 20, p. 100660, Jan. 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214139124000052>
- [31] C. Park, M. M. U. Atique, R. Mishra, and B. Najafi, "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*, vol. 19, no. 17, p. 10785, Jan. 2022, number: 17 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1660-4601/19/17/10785>
- [32] P. Nandi, K. R. Anupama, H. Agarwal, K. Patel, V. Bang, M. Bharat, and M. V. Guru, "Inertial measurement and heart-rate sensor-based dataset for geriatric fall detection using custom built wrist-worn device," *Data in Brief*, vol. 52, p. 109812, Feb. 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352340923008740>
- [33] M. S. Talukder, G. Sorwar, Y. Bao, J. U. Ahmed, and M. A. S. Palash, "Predicting antecedents of wearable healthcare technology acceptance by elderly: A combined SEM-Neural Network approach," *Technological Forecasting and Social Change*, vol. 150, p. 119793, Jan. 2020. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0040162518320031>
- [34] E. K. Stanmore, A. Mavroidi, L. D. de Jong, D. A. Skelton, C. J. Sutton, V. Benedetto, L. A. Munford, W. Meekes, V. Bell, and C. Todd, "The effectiveness and cost-effectiveness of strength and balance Exergames to reduce falls risk for people aged 55years and older in UK assisted living facilities: a multi-centre, cluster randomised controlled trial," *BMC Med*, vol. 17, no. 1, p. 49, Feb. 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1186/s12916-019-1278-9>
- [35] E. Martinez, Mart'in and A. Costa, "Assistive Technology for Elderly Care: An Overview," 2021. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9465105?denied=>
- [36] E. G. Christoforou, A. S. Panayides, S. Avgousti, P. Masouras, and C. S. Pattichis, "An Overview of Assistive Robotics and Technologies for Elderly Care," in *XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON 2019*, J. Henriques, N. Neves, and P. de Carvalho, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 971–976.
- [37] 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>
- [38] 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>