

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**Diseño de un sistema inteligente de monitoreo intradomiciliario y
remoto para el cuidado de la población adulta mayor**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR:

JOSE LUIS MUÑOZ ZUTA

ASESOR:

LUIS ANGELO VELARDE CRIADO

Lima, octubre, 2023

Informe de Similitud


Yo,Luis Angelo Velarde Criado.....,
docente de la Facultad de ...Ciencias e Ingeniería... de la Pontificia
Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado
Diseño de un sistema inteligente de monitoreo intradomiciliario y
remoto para el cuidado de la población adulta mayor
.....,
del/de la autor(a)/ de los(as) autores(as)

.....JOSE LUIS MUÑOZ ZUTA.....,

dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de ...10.%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 27/08/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha:San Miguel, 27 de Setiembre del 2023.....

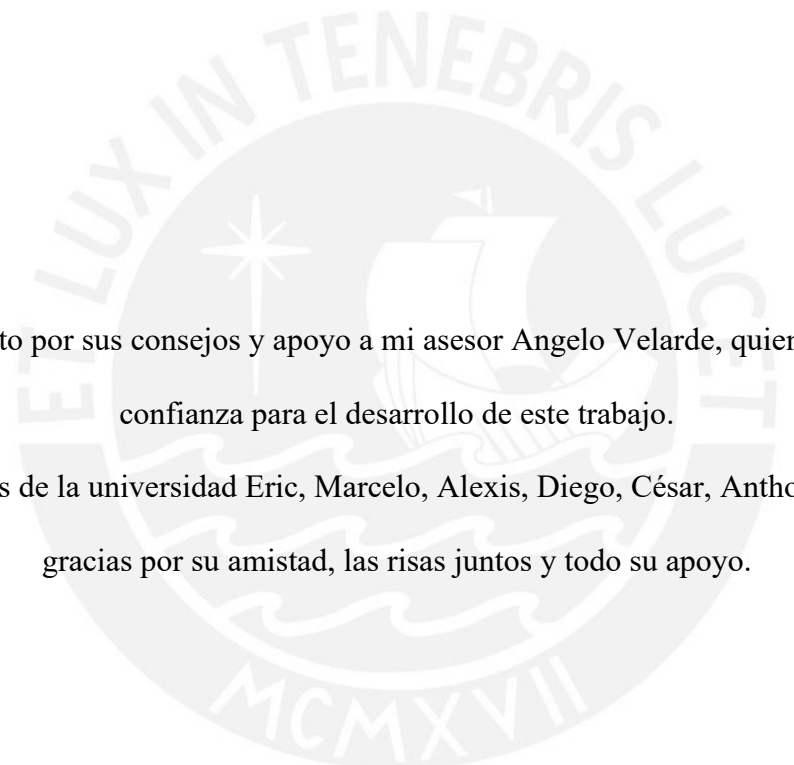
Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <u>Velarde Criado, Luis Angelo</u>	
DNI: 09646736	Firma 
ORCID: 0000-0003-4879-9918	

RESUMEN

Los adultos mayores suelen sufrir ciertos problemas de salud, deterioro físico, entre otras afecciones que son propias de la edad. En el Perú, son más de 800 000 personas mayores que viven en hogares unipersonales y carecen de un acompañante. Ante una situación de emergencia y al vivir solos, los adultos mayores corren el riesgo de no recibir atención inmediata, ya que no poseen una forma de comunicación rápida con sus familiares o cuidadores, quienes, a la vez, no poseen una herramienta que les informe de lo ocurrido.

El presente trabajo de tesis consiste en el diseño e implementación de un sistema de monitoreo intradomiciliario y remoto para las viviendas unipersonales de adultos mayores en el Perú. El diseño se basa en el enfoque AAL (vida asistida por el ambiente), el cual tiene como objetivo mejorar la calidad de vida independiente de las personas mayores y discapacitadas mediante la aplicación de nuevas tecnologías para integrar funcionalidades de monitoreo y cuidado en su vivienda.

El sistema se divide en cinco subsistemas: módulo *wearable*, tecnologías integradas en la vivienda, unidad de control y comunicaciones, base de datos y un aplicativo móvil. El sistema desarrollado es capaz de monitorear en tiempo real el pulso cardíaco del usuario con una precisión del 93%, y detecta si ha sufrido una caída intradomiciliaria con una precisión del 72%. También, se integra un sistema de botones de emergencia en la vivienda, los cuales, al ser accionados, envían una alerta inmediata al familiar indicando que se requiere su atención. Se integra un módulo de prevención de caídas, el cual emite advertencias sonoras en zonas de riesgo de accidentes para reforzar el cuidado al transitarlas. Por último, el familiar de la persona mayor visualiza el pulso cardíaco en tiempo real en un aplicativo móvil para Android OS, y recibe alertas vía aplicación y SMS en caso de una situación de emergencia ocurrida en la vivienda.



Agradecimiento por sus consejos y apoyo a mi asesor Angelo Velarde, quien me brindó su confianza para el desarrollo de este trabajo.

A mis amigos de la universidad Eric, Marcelo, Alexis, Diego, César, Anthony y Álvaro, gracias por su amistad, las risas juntos y todo su apoyo.

Dedicado a mi papá José y mamá Macrina, los padres y abuelos más amorosos, quienes

fueron mi inspiración para el desarrollo de este trabajo.

A mi hermana Gabriela, por su afecto, amor y darme alegrías en todo momento.

A mis padres Marlon y Noemí, por su apoyo y amor incondicionales, por creer en mí y

ayudarme a cumplir mis metas.

A mi perro Lochis, por su amistad incondicional y acompañarme en todo momento.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1 – PROBLEMÁTICA Y ESTADO DEL ARTE	2
1.1. DESCRIPCIÓN DE LA PROBLEMÁTICA	2
1.2. ESTADO DEL ARTE	4
1.2.1. VIDA DIARIA ASISTIDA (AMBIENT ASSISTED LIVING - AAL)	4
1.2.2. TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA FÍSICO-CORPORAL EN UN AMBIENTE AAL	4
1.2.2.1. Detección de caídas intradomiciliarias	4
1.2.2.2. Detección y captura de movimiento (Motion tracking)	6
1.2.2.3. Tecnologías de casa inteligente (Smart home technologies)	6
1.2.3. TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA COGNITIVA EN UN AMBIENTE AAL	7
1.2.3.1. Geolocalización	7
1.2.3.2. Recordatorio de medicación	7
1.2.4. TECNOLOGÍAS PARA LA EVALUACIÓN DE LA SALUD EN UN AMBIENTE AAL	8
1.3. JUSTIFICACIÓN	9
1.4. OBJETIVOS	10
1.4.1. OBJETIVO GENERAL	10
1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	10
CAPÍTULO 2 – MARCO TEÓRICO	11
2.1. TECNOLOGÍA <i>WEARABLE</i>	11
2.2.1. PULSO CARDÍACO	11
2.2.2. DETECCIÓN DE CAÍDAS	13
2.2.2.1. Unidad de medición inercial	13
2.2.2.2. Algoritmo de detección de caídas	14
2.2.3. COMUNICACIÓN INALÁMBRICA	15
2.2.3.1. Zigbee	16
2.2.3.2. Bluetooth	16
2.2.3.3. Wifi	16
2.2.3.4. Opciones propietarias	17
2.2. TECNOLOGÍAS INTEGRADAS LA VIVIENDA	17
2.2.1. PREVENCIÓN DE CAÍDAS	17
2.2.2. BOTONES DE EMERGENCIA	18
2.3. UNIDAD DE CONTROL Y COMUNICACIÓN	19
2.4. BASE DE DATOS EN TIEMPO REAL	20
2.5. APLICACIÓN MÓVIL	20
2.6. DIAGRAMA DE BLOQUES	21
CAPÍTULO 3 – DISEÑO DEL SISTEMA	22

3.1. MÓDULO PORTÁTIL	22
3.1.1. ELECCIÓN DEL SENSOR DE PULSO CARDÍACO	22
3.1.2. ELECCIÓN DE LA UNIDAD DE MEDICIÓN INERCIAL (IMU)	23
3.1.3. ELECCIÓN DEL MÓDULO DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA	25
3.1.4. ELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR	26
3.1.5. FLUJO DEL PROGRAMA	28
3.1.6. ELECCIÓN DE LA BATERÍA	29
3.1.7. BLOQUE DE ALIMENTACIÓN DEL MÓDULO PORTÁTIL	29
3.1.8. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DISEÑO DEL MÓDULO <i>WEARABLE</i>	31
3.2. MÓDULO VIVIENDA INTELIGENTE	31
3.2.1. ELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR	32
3.2.2. ELECCIÓN DE COMPONENTES – BOTÓN DE EMERGENCIA	32
3.2.3. BLOQUE DE ALIMENTACIÓN DEL BOTÓN DE EMERGENCIA	33
3.2.4. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DISEÑO DEL BOTÓN DE EMERGENCIA	33
3.2.5. ELECCIÓN DE COMPONENTES – MÓDULO PREVENCIÓN DE CAÍDAS	34
3.2.6. BLOQUE DE ALIMENTACIÓN DEL MÓDULO DE PREVENCIÓN DE CAÍDAS	35
3.2.7. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DISEÑO DEL MÓDULO DE PREVENCIÓN DE CAÍDAS	35
3.3. UNIDAD DE CONTROL Y COMUNICACIONES	36
3.3.1. ELECCIÓN DEL MÓDULO DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA – RECEPTOR	36
3.3.2. ELECCIÓN DEL MÓDULO GSM	36
3.3.3. ELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR	37
3.3.4. FLUJO DEL PROGRAMA	39
3.3.5. BLOQUE DE ALIMENTACIÓN DE LA UCC	40
3.3.6. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DISEÑO DE LA UNIDAD DE CONTROL Y COMUNICACIONES	40
3.4. BASE DE DATOS	41
3.5. APLICATIVO MÓVIL	41
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS	42
4.1. ESCENARIO DE PRUEBAS	42
4.2. MÓDULO <i>WEARABLE</i>	43
4.2.1. DIAGRAMA DE CONEXIONES PARA PRUEBAS	43
4.2.2. RESULTADOS DE MEDICIÓN DE FRECUENCIA CARDÍACA	44
4.2.3. RESULTADOS DE DETECCIÓN DE CAÍDAS	45
4.3. BOTÓN DE EMERGENCIA	46
4.3.1. DIAGRAMA DE CONEXIONES PARA PRUEBAS	46
4.4. MÓDULO DE PREVENCIÓN DE CAÍDAS	47
4.4.1. DIAGRAMA DE CONEXIONES PARA PRUEBAS	47
4.4.2. RESULTADOS	48
4.5. UNIDAD DE CONTROL Y COMUNICACIONES	48
4.5.1. DIAGRAMA DE CONEXIONES PARA PRUEBAS	48
4.5.2. RESULTADOS CONEXIÓN WIFI Y RED CELULAR	49
4.5.3. RESULTADOS UCC – MÓDULO <i>WEARABLE</i>	50
4.5.4. RESULTADOS UCC – BOTÓN DE EMERGENCIA	50
4.6. BASE DE DATOS	51
4.7. APLICATIVO MÓVIL	52

CONCLUSIONES **54**

RECOMENDACIONES **56**

BIBLIOGRAFÍA **57**



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. CarePredict Tempo Series 3. Tomado de https://www.carepredict.com/	5
Figura 2. MedMinder. Tomado de https://www.medminder.com/pill-dispenser/	8
Figura 3. Técnicas de captura en fotopleletismografía. Tomado de https://www.researchgate.net/publication/277801575_Mediciones_fotopleletismograficas	12
Figura 4. Ejes de movimiento de una IMU. Tomado de https://www.ceva-dsp.com/ourblog/what-is-an-imu-sensor/#:~:text=An%20IMU%20is%20a%20specific,considered%20a%209%2Daxis%20IMU.	13
Figura 5. Las tres etapas de una caída. Tomado de https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6819680 .	15
Figura 6. Diagrama de bloques del dispositivo wearable. Elaboración propia.	17
Figura 7. Diagrama de bloques del módulo de prevención de caídas. Elaboración propia.	18
Figura 8. Diagrama de bloques del módulo botón de emergencia. Elaboración propia.....	19
Figura 9. Diagrama de bloques general del sistema de monitoreo intradomiciliario y remoto. Elaboración propia.....	21
Figura 10. Sensor MAX30102.....	23
Figura 11. Sensor MAX30105.....	23
Figura 12. Sensor MAX30101.....	23
Figura 13. PulseSensor.....	23
Figura 14. MPU6050.....	24
Figura 15. MPU9250.....	24
Figura 16. LSM9DS1.....	24
Figura 17. Módulo NRF24L01+	26
Figura 18. Módulo NRF24L01+ PA/LNA	26
Figura 19. Módulo HC-12.....	26
Figura 20. Microcontrolador AVR ATmega328P en encapsuladoTQFP-32	27
Figura 21. TCA9548A Multiplexor I2C.....	27
Figura 22. Diagrama de flujo del programa del módulo wearable.....	28
Figura 23. Diagrama esquemático del bloque de alimentación del módulo portátil	30
Figura 24. Diagrama esquemático del módulo wearable.....	31
Figura 25. Diagrama del bloque de alimentación del botón de emergencia.....	33
Figura 26. Diagrama esquemático del diseño del botón de emergencia.....	33
Figura 27. Módulo DFPlayer Mini	34
Figura 28. Sensor de movimiento PIR HC-SR501.....	34
Figura 29. Diagrama del bloque de alimentación del módulo de prevención de caídas	35
Figura 30. Diagrama esquemático del módulo de prevención de caídas	35
Figura 31. Módulo SIM900	37
Figura 32. Módulo SIM800L.....	37
Figura 33. Módulo SIM800C	37
Figura 34. Módulo SIM900A	37
Figura 35. Diagrama de flujo del programa de la unidad de control y comunicaciones	39
Figura 36. Diagrama del bloque de alimentación de la unidad de control y comunicaciones.....	40
Figura 37. Diagrama esquemático de la unidad de control y comunicaciones.....	40
Figura 38. Plano de vivienda para las pruebas	42
Figura 39. Conexiones de módulo portátil - pulso cardíaco.....	43
Figura 40. Conexiones de módulo portátil - detector de caídas	43
Figura 41. Implementación detector de caídas en muñeca.....	43
Figura 42. Implementación monitor de pulso cardíaco en muñeca.....	43
Figura 43. Monitor serial Arduino IDE – Programa unidad de Control y comunicaciones.....	45
Figura 44. Conexiones del botón de emergencia	46
Figura 45. Implementación del botón de emergencia	46
Figura 46. Conexiones para el módulo de prevención de caídas	47

<i>Figura 47. Implementación del módulo de prevención de caídas.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 48. Conexiones Unidad de Control y comunicaciones.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 49. Implementación de la Unidad de Control y comunicaciones.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 50. Inicio del programa de la UCC.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 51. Recepción de BPM en la UCC proveniente del módulo portátil.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 52. Recepción de alerta en la UCC proveniente del botón de emergencia.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 53. Estructura de la base de datos en Firebase para una vivienda monitoreada.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 54. Interfaz del aplicativo móvil.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 55. Smartphone con notificación y SMS ante la activación de un botón de emergencia.....</i>	<i>53</i>



ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Tabla comparativa de sensores de pulso cardíaco</i>	23
<i>Tabla 2. Tabla comparativa de unidades de medición inercial</i>	24
<i>Tabla 3. Tabla comparativa de transceptores</i>	25
<i>Tabla 4. Tabla comparativa de tipos de baterías</i>	29
<i>Tabla 5. Tabla comparativa de módulos GSM</i>	37
<i>Tabla 6. Tabla comparativa de SoC con Wifi integrado</i>	38
<i>Tabla 7. Resultados de caídas detectadas</i>	45



ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Latidos por minuto detectados MAX30105 vs Pulsioxímetro médico - Usuario en reposo _____ 44

Gráfico 2. Latidos por minuto detectados MAX30105 vs Pulsioxímetro médico - Usuario en movimiento _____ 44



INTRODUCCIÓN

La vejez es la etapa de la vida en la cual los problemas de salud suelen aparecer con más frecuencia, lo cual genera un cambio en el estilo de vida, puesto que se requiere de mayor cuidado y asistencia. Un gran porcentaje de los adultos mayores que viven en casas unipersonales afrontan situaciones de riesgo, debido a que suelen sufrir de afecciones de salud que comprometen su estado físico y mental.

Por lo descrito, existe un porcentaje considerable de la población adulta mayor que carece de un acompañante que lo asista en una situación de emergencia, como un infarto, una caída intradomiciliaria u otra situación de peligro.

Uno de los paradigmas que aborda la aplicación de las tecnologías en la creación de ambientes que asistan y monitoreen al usuario es AAL (vida asistida por el ambiente). Este concepto tiene por objetivo garantizar mejores condiciones de vida para las personas discapacitadas y de la tercera edad en sus viviendas unipersonales.

Por lo expuesto, el objetivo del presente trabajo es diseñar un sistema de monitoreo intradomiciliario y remoto que permita un seguimiento del pulso cardíaco, que envíe alertas al familiar del adulto mayor si este ha sufrido una caída o si se encuentra en una situación de emergencia. El familiar recibe estas alertas vía un aplicativo móvil desarrollado para monitorear a distancia del estado del adulto mayor.

El desarrollo del texto de la presente tesis es del siguiente modo: el capítulo 1 describe la problemática y explica el estado de arte, que consiste en la descripción de tecnologías pertenecientes al enfoque Ambient Assisted Living. El capítulo 2 profundiza en los conceptos teóricos necesarios para el desarrollo del sistema propuesto. El capítulo 3 describe analiza las propuestas de solución y describe el diseño final del sistema propuesto. En el capítulo 4, se analizan los resultados de las pruebas ejecutadas y la implementación realizada. Finalmente, se presentan las conclusiones y recomendaciones.

CAPÍTULO 1 – PROBLEMÁTICA Y ESTADO DEL ARTE

1.1. Descripción de la problemática

En las últimas 2 décadas, el envejecimiento de la población ha aumentado rápidamente a nivel mundial; según la OMS, se espera que la población adulta mayor (PAM) supere los 2 billones de personas para el 2050 [1]. En el Perú, se considera que una persona de la tercera edad es aquella mayor de 60 años [2]. Esta etapa de la vida, la vejez, está asociada con cambios en la vida cotidiana que requieren un proceso de adaptación y de asistencia en algunas ocasiones [3]; ello se debe a que los adultos mayores suelen sufrir un descenso gradual de sus capacidades físicas y cognitivas, y un mayor índice de enfermedades crónicas en la vejez [1], [4]. Si bien es cierto que no toda la PAM presenta estos problemas, en el Perú, se registró que 4 de cada 5 adultos mayores padecen de alguna enfermedad crónica o alguna molestia física constante [5]. Una alternativa para la atención de las personas mayores son los asilos o residencias para ancianos, especialmente en los casos en los que ya no viven con sus parientes [6]. No obstante, diversos estudios han demostrado que los niveles de depresión y aislamiento social son altos en este tipo de lugares debido a la percepción de dependencia por parte del adulto mayor; por ello, la mayoría de ellos prefieren vivir solos en su casa [7]–[9].

La PAM que vive de manera independiente afronta situaciones de riesgo y de dificultad incluso en la realización de actividades cotidianas dentro de su vivienda [10]. En primer lugar, las limitaciones físicas de movilidad representan una dificultad al momento de transitar por su casa [4]; el 29.6% de adultos mayores presenta dificultad para usar brazos y piernas en el Perú [11]. En segundo lugar, según la OMS, las caídas en la PAM son la segunda causa de muerte a nivel mundial (646 000 muertes por año) [12]. Según el Ministerio de la Salud, a nivel nacional, entre el 50 y 60% de adultos mayores sufren, al menos, una caída intradomiciliaria al año y, en su gran mayoría, son indicadores de alguna enfermedad aguda o crónica que requiere una evaluación de la salud [13]. Por otro lado, la hipertensión arterial constituye la primera causa

de consulta ambulatoria de personas mayores en el Minsa y Essalud, debido a que es la enfermedad crónica más frecuente[14]; está relacionada con ataques cardíacos, anginas de pecho y otros problemas cardiovasculares[15]. En la misma línea, al vivir solos, esta población se enfrenta a situaciones de riesgo por un posible deterioro cognitivo propio de la tercera edad: perder las llaves de su hogar, incumplimiento en la toma de medicamentos, desorientación, entre otros [16], [17].

Por consiguiente, existe un sector de la población nacional afectado por la problemática planteada. Según el INEI, los adultos mayores conforman un 12.7% de la población nacional, lo que corresponde a 4 140 000 personas[5]. Además, la cifra de viviendas unipersonales y unifamiliares ha ido en crecimiento y ha alcanzado el 20.6% de la población mayor total del Perú (852 000 personas) en el último año[11].

Según la Ley de la Persona Adulta Mayor, las personas mayores tienen derecho al envejecimiento saludable en su vivienda, y a llevar una calidad de vida digna y saludable[2]. Lamentablemente, existe un porcentaje considerable de la PAM que carece de un acompañante en su casa que pueda monitorear sus actividades, problemas de salud y asistirlo en una posible situación de emergencia, lo cual representa un factor de riesgo importante para este sector de población peruana[18].

De acuerdo con lo descrito, la aplicación de la tecnología es una alternativa importante para generar una mejora en la calidad de vida de la población adulta mayor que vive de manera independiente en el Perú; por ello, se propone el diseño de un sistema inteligente de monitoreo intradomiciliario y remoto capaz de contribuir con la mitigación de la problemática descrita.

1.2. Estado del arte

A continuación, se presentarán las diferentes tecnologías y dispositivos enfocados a la asistencia y monitoreo intradomiciliarios de la población adulta mayor.

1.2.1. Vida diaria asistida (Ambient Assisted Living - AAL)

El concepto del monitoreo del bienestar de las personas mayores en el domicilio y a distancia es abordado por los sistemas basados en Ambient Assisted Living (AAL, vida asistida por el ambiente en español). Su enfoque es el de garantizar mejores condiciones de vida intradomiciliarias para las personas mayores, o con enfermedades crónicas y en estado de recuperación por enfermedad mediante el desarrollo de servicios innovadores[19]–[22]. Generalmente, estos sistemas integran diferentes tecnologías que incluyen IoT, Big Data, Machine Learning, Artificial Intelligence, *wearables*, smartphones, entre otras. El tipo de asistencia que brindan se puede clasificar en 3 ámbitos de asistencia: físico, cognitivo y aspectos de la salud.

1.2.2. Tecnologías de asistencia físico-corporal en un ambiente AAL

1.2.2.1. Detección de caídas intradomiciliarias

Dado que las caídas en las personas mayores son frecuentes, los sistemas de detección de caídas pueden mitigar las consecuencias negativas. La gran mayoría de estos sistemas se enfocan en reconocer cuando la persona ha sufrido una caída y emiten una alerta a familiares o cuidadores cuando esto ocurre[23]–[25]; no obstante, se utilizan distintas tecnologías para lograr dicho objetivo. En primer lugar, se utilizan dispositivos portátiles y algoritmos basados en umbrales; es decir, cuando los datos sobrepasan un límite establecido, se entiende que ha ocurrido una caída. Rakhman et al. [26] presentaron un prototipo de detección usando los acelerómetro y giroscopio incorporados de un smartphone. Similarmente, GoSafe2 y MobileHelp son dispositivos que utilizan los mismos sensores, pero ya no los incorporados en el teléfono[27], [28]. También está la tecnología *wearable*, la cual implementa la misma técnica de detección,

pero estos equipos pueden ser utilizados como accesorios o implantados en la vestimenta, como CarePredict Tempo [29] [Figura 1]. Asimismo, en [25], se presenta un *wearable* que, utilizando un giroscopio triaxial y un acelerómetro, logró una efectividad de detección del 90%. Similarmente, en Perú, Oporto presenta un dispositivo *wearable* con el mismo concepto [30].



Figura 1. CarePredict Tempo Series 3. Tomado de <https://www.carepredict.com/>

Asimismo, existen diversos trabajos relacionados que incorporan tecnologías de inteligencia artificial (IA) como machine learning y el procesamiento de imágenes utilizando Deep learning [31]–[33]. Adhikari et.al [34], en su trabajo “*Activity recognition for indoor fall detection using convolutional neural network*”, propusieron un sistema de detección de caídas basado en imágenes captadas por una cámara Kinect RGB, en una red neural convolucional (CNN) y en una base de datos de 21499 imágenes; se logró una efectividad de detección del 93%. En la misma línea, Casilari et.al [35], en su estudio “*A study on the application of convolutional neural networks to fall detection evaluated with multiple public datasets*”, presentaron un sistema basado en una CNN que reconocía el patrón de los datos de un acelerómetro triaxial; la efectividad de detección fue de 99.22%. La ventaja que poseen los sistemas que incorporan IA es que logran tener mayor efectividad en la detección que los basados en umbrales; a pesar de ello, estos últimos son igualmente fiables[36].

1.2.2.2. Detección y captura de movimiento (Motion tracking)

El enfoque AAL también refiere a sistemas que registran el seguimiento de las actividades que realiza el adulto mayor con el objetivo de monitorear periodos de reposo, sedentarios, activos y de caminata; también se pueden reconocer actividades como dormir, comer, hacer ejercicio, entre otros, y registrarlos en un historial que puede ser compartido con los familiares [37]. Por ejemplo, Senior Life Systems es un producto basado en sensores capaz de analizar patrones de comportamiento y detectar anomalías como periodos de sueño inadecuados, no comer a las horas, y alertar a los familiares si ello ocurre [38]. Sin embargo, al igual que Tempo[29], un reloj *wearable* basado en IoT, ambos poseen un alto costo. Una propuesta más económica es presentada en HABITAT[7].

1.2.2.3. Tecnologías de casa inteligente (Smart home technologies)

En la actualidad, el campo de la domótica está ampliamente desarrollado. No obstante, existen enfoques personalizados hacia la población mayor. Debido a las dificultades para el uso de extremidades, algunas personas mayores se benefician de la domótica gracias al control remoto de luces, de electrodomésticos y dispositivos, seguridad automatizada de la vivienda, entre otras [9], [11], [39]. Isyanto et.al, en su artículo “Design and Implementation of IoT-Based Smart Home Voice Commands for disabled people using Google Assistant”, proponen una casa inteligente innovadora que controla dispositivos eléctricos, como la televisión (TV), las luces y los ventiladores, utilizando solo comandos de voz desde un smartphone[40]. Por otro lado, Capodieci et.al [21] desarrollaron un asistente inteligente llamado Alfred, el cual es capaz de reconocer comandos de voz con lenguaje natural para controlar la iluminación. En la misma línea, servicios más comerciales como Google Home y Alexa Echo cumplen la misma función[41], [42]. En general, los asistentes controlados por voz son más intuitivos y amigables con las personas mayores, especialmente aquellos que no requieren de un smartphone para la interacción [39].

1.2.3. Tecnologías de asistencia cognitiva en un ambiente AAL

1.2.3.1. Geolocalización

La población adulta mayor puede sufrir problemas cognitivos graves como el Alzheimer, una de las causas principales de demencia[43]; ello puede ocasionar pérdida de orientación o que la persona abandone su vivienda sin motivo alguno. Para ello, se han implementado dispositivos de localización basados en IoT en forma de *wearables*, los cuales envían la ubicación en tiempo real por Internet y permiten a un familiar saber si la persona abandonó su casa y en dónde se encuentra[19], [29], [44], [45].

1.2.3.2. Recordatorio de medicación

Uno de los principales problemas a los que se enfrenta la PAM es el deterioro de su capacidad de retención y memoria, especialmente a la hora de consumir sus medicamentos a tiempo y de forma constante [16]. Los smartphones son utilizados como una herramienta para solucionar este problema. Por ejemplo, *Pill Reminder Medisafe* es un aplicativo móvil que emite notificaciones para indicar la hora correcta para tomar la medicación; además, si no se tomó la dosis, se envía una notificación a los familiares o cuidadores para alertar lo sucedido[46], [47]. Otras apps que cumplen las mismas funciones son *MedPlan* y *Life Reminders*[48]. La ventaja que poseen es que son *apps* gratuitas; sin embargo, los inconvenientes son que funcionan solo en smartphones y que son los mismos usuarios quienes deben ingresar el horario de medicación. Un enfoque distinto es el de HABITAT, el cual incorpora una pantalla interactiva en la cual se emiten recordatorios visuales[7]; no obstante, el dispositivo representa un alto costo por sus dimensiones. Existen otras soluciones como *MedMinder*, el cual presenta un dispensador inteligente de medicamentos [Figura 2]. Incluye recordatorios de voz, bloqueo de compartimentos de píldoras, conexión con smartphone, alerta de recarga de medicamentos y configuración remota. A pesar de ser un producto innovador, posee un diseño voluminoso y requiere de una suscripción pagada que representa un gasto excesivo[16], [49].



Figura 2. MedMinder. Tomado de <https://www.medminder.com/pill-dispenser/>

De acuerdo con lo descrito, existe la necesidad de desarrollar un sistema intuitivo de recordatorio de medicación económico que no dependa de un smartphone y que sea monitoreado por un cuidador o familiar.

1.2.4. Tecnologías para la evaluación de la salud en un ambiente AAL

El monitoreo de la información sobre salud y bienestar es vital para la población anciana[50]. En los últimos años, el dominio de la salud electrónica se ha visto beneficiado con el desarrollo de *wearables* y dispositivos IoT portátiles. Por ejemplo, se emplean monitores de pulso cardíaco y oxímetros basados en IoT para el monitoreo remoto de signos vitales [51]. Otros dispositivos como glucómetros, monitores de presión arterial, básculas, etc., también envían la información por Internet, de modo que se puedan detectar anomalías como hipertensión arterial, aumento o disminución anormal del peso, índices elevados de azúcar en la sangre[52][53][54]. Existe una tendencia a desarrollar *wearables*, ya que realizan un seguimiento constante y no interrumpen las actividades cotidianas; además, son preferidos por las personas mayores[17]. Es el caso de We-Care, la pulsera IoT que monitorea la temperatura corporal, y alerta en caso de ausencia de signos vitales [55]; trabajos similares son presentados en [56], [57]. Del mismo modo, Bernadus et.al [25] presentaron un *wearable* IoT junto con una app móvil que despliega la información de signos vitales para que un familiar pueda realizar el seguimiento de la misma. Actualmente, el enfoque de la mayoría de los investigadores es permitir el monitoreo en tiempo real de los parámetros médicos más importantes relacionados

con el bienestar de los adultos mayores. Para ello, las tecnologías basadas en la nube y el IoT proporcionan los medios para la implementación de estos dispositivos[50].

1.3. Justificación

Tres de los trabajos más importantes que realizan la integración de varios servicios en un solo sistema son HABITAT, We-Care, *AAL System for the elderly*. Todos ellos poseen una aplicación móvil o servicio web para el monitoreo a distancia; no obstante, tienen diferentes funcionalidades. El primero propone una vivienda inteligente que integra un panel visual interactivo para emitir recordatorios y un sistema de geolocalización intradomiciliaria, y un *wearable* monitor de actividad, pero posee un alto costo de implementación[7]. Por otro lado, We-Care es una pulsera que integra un detector de caídas, monitoreo de temperaturas corporal y ambiental, un botón de pánico y geolocalización; a pesar de tener exitosos resultados de funcionamiento, no es apto para integrar otros servicios de un asistencia intradomiciliaria[55]. Otro enfoque se encuentra en “IoT aware AAL System for elderly people”, el cual permite la interacción de un *wearable* con sensores en la vivienda para monitorear qué ambientes frecuenta más el adulto mayor o si se ha caído; además, utiliza el smartphone como un recordatorio de medicación. Sin embargo, es prueba de concepto y no una implementación, por lo cual no se han comprobado sus resultados. En la presente investigación, se plantea el diseño e implementación de un sistema inteligente de monitoreo intradomiciliario y remoto, el cual consta de un dispositivo portátil, de tecnología integrada en la vivienda y de un aplicativo móvil, siendo esta la primera propuesta de un sistema que integra, simultáneamente, múltiples tecnologías enfocadas a la asistencia y seguimiento del bienestar de la población adulta mayor en el Perú.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema inteligente de monitoreo intradomiciliario y remoto para las viviendas unifamiliares de la población adulta mayor.

1.4.2. Objetivos específicos

- **Wearable**
 - Diseñar e implementar un dispositivo de detección de caídas.
 - Diseñar e implementar un dispositivo monitor de pulso cardíaco.
 - Validar el funcionamiento del detector de caídas.
 - Validar el funcionamiento del monitoreo de pulso cardíaco.
- **Tecnologías integradas en la vivienda**
 - Diseñar e implementar un sistema de botones de emergencia.
 - Diseñar e implementar un sistema de prevención de caídas mediante señales auditivas.
- **Monitoreo remoto**
 - Desarrollar una aplicación móvil basada en Android OS para el monitoreo a distancia del adulto mayor.
- Integrar las funcionalidades de pulso cardíaco, del detector de caídas, del sistema de botones de emergencia y el de prevención de caídas con una unidad de control que envíe la información hacia la nube.
- Validar el correcto funcionamiento del sistema de monitoreo intradomiciliario y remoto.

CAPÍTULO 2 – MARCO TEÓRICO

En el presente trabajo de tesis, se utilizan diversas tecnologías para conformar un solo sistema de monitoreo capaz de sensar el pulso cardíaco, detectar y prevenir una caída, y brindar un sistema de alerta en tiempo real a través de un aplicativo móvil. El sistema principal puede dividirse en 5 subsistemas: dispositivo *wearable*, tecnologías de la vivienda, unidad de control y comunicaciones en la vivienda, base de datos en tiempo real con soporte en la nube y aplicación móvil.

2.1. Tecnología *wearable*

Un dispositivo *wearable* es aquel que puede portarse en alguna parte del cuerpo con un objetivo específico. Puede adoptar la forma de una pulsera, un cinturón, entre otras; el concepto de *wearable* implica que deben ser accesorios portátiles o “vestibles”. En el presente plan de tesis, la función principal del *wearable* es monitorear el pulso cardíaco del adulto mayor y si este ha sufrido una caída.

2.2.1. Pulso cardíaco

El seguimiento de la señal de pulso cardíaco es una función importante y recurrente en los sistemas de monitoreo para adultos mayores. Esta señal vital del cuerpo humano permite saber si la persona se encuentra con vida o si ha sufrido algún problema cardíaco como un infarto de miocardio. Esta última situación requiere de atención inmediata, por lo cual se necesita un seguimiento en tiempo real de la frecuencia cardíaca y que un familiar o cuidador pueda saber si el adulto mayor se encuentra en una situación de emergencia [58].

Ya que esta función debe ser integrada en un *wearable*, se requiere un método de medición de frecuencia cardíaca no invasivo y cuya implementación sea de tamaño reducido. El sensor MAX30100 integra un oxímetro de pulso y un monitor de frecuencia cardíaca ideales para

implementaciones portátiles por sus dimensiones —las cuales no exceden los 0.3 cm³— y su precisión en las mediciones[59]. Posee un funcionamiento basado en la fotopleletismografía.

La fotopleletismografía (PPG) es un método no invasivo de medición óptica; la popularidad de la tecnología PPG se debe a su funcionamiento simple y cómodo para los usuarios, además de su bajo costo. Un dispositivo basado en PPG utiliza, a menudo, un LED rojo o infrarrojo para emitir un haz de luz en un tejido del cuerpo humano; luego, un fotodetector es el que mide los cambios en la absorción de la luz que ocurren debido al flujo sanguíneo variable con cada ciclo cardíaco [60]. Para utilizar este tipo de sensores, se necesita colocarlos en una zona pulsátil del cuerpo humano, como lo son la yema del dedo, el puente de la nariz, el lóbulo de la oreja o la muñeca, ya que la luz puede penetrar dichos tejidos con facilidad[61]. Existen dos configuraciones para los sensores PPG: medición por transmisión o reflexión. En la primera, la luz emitida y el fotodetector están separados por el tejido; en la configuración de reflexión, el fotodetector se coloca en el mismo lado del emisor para medir la luz reflejada, tal como se muestra en la figura 3 [61], [62].

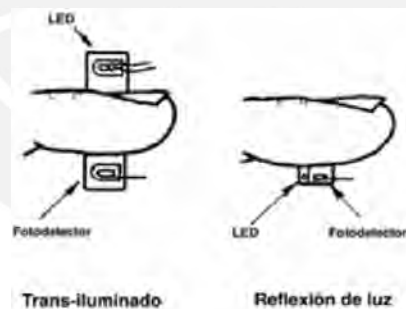


Figura 3. Técnicas de captura en fotopleletismografía. Tomado de https://www.researchgate.net/publication/277801575_Mediciones_fotopleletis

Por otro lado, los sensores como el MAX30100 poseen una interfaz de comunicación serial I²C para integrarse con un microcontrolador. Además, tienen la electrónica necesaria para el procesamiento adecuado de las señales, de forma que los valores como SpO₂ o bpm (latidos por minuto) sean fácilmente leídos por software[59]. Asimismo, pueden recolectar más de 100 muestras por segundo, por lo cual su medición permite el monitoreo en tiempo real del pulso cardíaco, el cual posee una frecuencia aproximada de 1 Hz [61]–[64].

2.2.2. Detección de caídas

Para detectar una caída, las tecnologías que existen se pueden agrupar en tres secciones: detección basada en el entorno, en visión por computadora y en dispositivos portables[65]. No obstante, para el desarrollo de un dispositivo *wearable*, la detección basada en un dispositivo portátil es la más viable.

La detección de caídas mediante dispositivos portables es la más utilizada para el desarrollo de un *wearable*[33]. Estos dispositivos son accesorios equipados con sensores de movimiento de tamaño reducido. Son la tecnología para detección de caídas más común y comercial y su principal ventaja es su portabilidad; inclusive, pueden adoptar la forma de un *wearable* como un reloj, una pulsera, entre otros. Los tipos de sensores más utilizados para este tipo de detección son los acelerómetros y giroscopios, los cuales brindan información sobre el movimiento del dispositivo que puede procesarse para interpretar una caída [33], [45], [66]. No obstante, su principal desventaja es que, dependiendo del algoritmo, se puede detectar una caída falsa debido a un movimiento brusco que pueda realizar el usuario[31], [67].

2.2.2.1. Unidad de medición inercial

Son dispositivos electrónicos que miden la velocidad, aceleración y orientación de un objeto. Se les llama IMU y el término es utilizado para describir un dispositivo electrónico que integra unos acelerómetro y giroscopio triaxiales, de modo que una IMU posee 6 grados de libertad como se ejemplifica en la figura 4 [68].

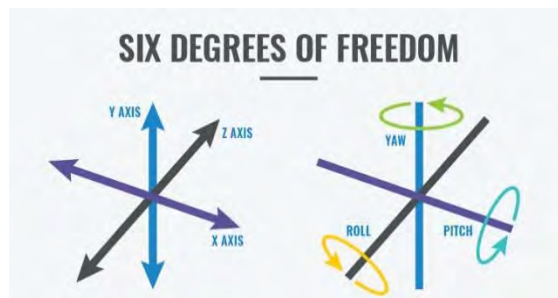


Figura 4. Ejes de movimiento de una IMU. Tomado de <https://www.ceva-dsp.com/ourblog/what-is-an-imu-sensor/#:~:text=An%20IMU%20is%20a%20specific,considered%20a%209%2Daxis%20IMU.>

Los sensores integrados en la IMU son sistemas microelectromecánicos (MEMS) y pueden medir entre 1 a 100 micrómetros. El tamaño tan pequeño que poseen permite que la unidad sea de bajo consumo de energía y sea una alternativa óptima para detectar patrones de movimiento en un accesorio portátil[69]. Asimismo, los más utilizados poseen una interfaz de comunicación I²C para que la información pueda ser procesada en un microcontrolador. El principio de funcionamiento de una IMU se describe a partir del funcionamiento del acelerómetro y del giroscopio.

El acelerómetro mide el cambio de velocidad en un eje, es decir, la aceleración lineal. Posee en su interior una masa suspendida que, cuando es sometida a una fuerza externa, aumenta su aceleración inercial por la primera ley de Newton [70]. Esta fuerza modifica internamente la geometría de un arreglo capacitivo y, por principios eléctricos, también modifica su capacitancia; de esta forma, se puede relacionar la fuerza externa con una señal eléctrica[71]. Por otro lado, un giroscopio es un sensor capaz de medir la velocidad angular de rotación de un objeto sobre sí mismo. De forma similar, una masa interna varía su velocidad angular por acción de una fuerza externa, y este movimiento es convertido en una señal eléctrica para obtener información acerca de la rotación del dispositivo[72].

2.2.2.2. Algoritmo de detección de caídas

Existen algoritmos de detección de caídas basados en el uso de IMU's dependiendo del lugar en el que este se ubique. Algunas investigaciones presentan a la cabeza y al pecho como zonas para posicionar la IMU, ya que, normalmente, son partes del cuerpo que no presentan movimientos bruscos y es más fácil diferenciar cuando ha ocurrido una caída [73], [74]. No obstante, posicionarlas de este modo presenta inconvenientes cuando las personas deben cambiarse de ropa, además de que el accesorio puede caerse fácilmente. Es por ello que también se han desarrollado dispositivos para la muñeca, los cuales presentan algoritmos más complejos, pero su uso es más cómodo para el usuario [75].

Hsieh et.al en [76] describe en su trabajo de investigación un algoritmo de detección de caídas que presentó un 95% de efectividad basado en el principio de las 3 fases de una caída. Para su implementación, se utilizó un dispositivo portable para la muñeca que integraba una unidad IMU. Se considera que una caída tiene 3 fases: antes, durante y después (ver figura 5). Antes de la caída o impacto, cuando un cuerpo está en caída libre, se considera el estado de la gravedad (g) cero. En otras palabras, el cuerpo está aumentando su velocidad hacia el suelo solo por acción de la gravedad; el acelerómetro brinda un valor de 1g (9.81 m/s^2) en el eje apuntando hacia el suelo. Durante la caída, apenas sucede el impacto, existe un cambio drástico en la aceleración percibida por el sensor debido al golpe con el suelo. La duración del impacto no es mayor a 40ms. Por último, luego de la caída, con la información de velocidad lineal y rotacional en los ejes de la IMU, se busca detectar un periodo de inactividad, el cual simula el estado inconsciente del adulto mayor luego de la caída. Si se cumplen estas 3 etapas en el intervalo de tiempo adecuado, además de analizar información adicional correspondiente al algoritmo, se puede interpretar que ha ocurrido una caída.

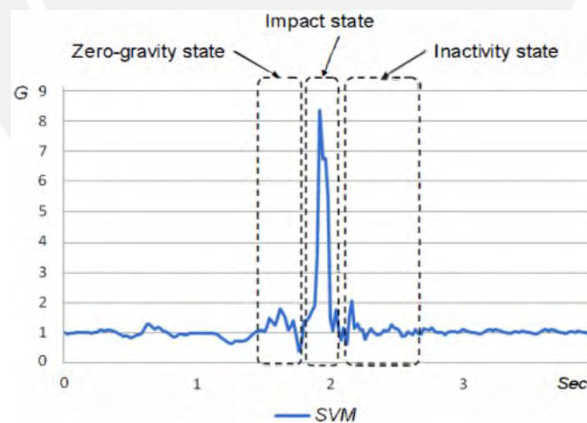


Figura 5. Las tres etapas de una caída. Tomado de <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6819680>

2.2.3. Comunicación inalámbrica

La información proveniente del sensor de pulso cardíaco y la IMU es procesada por un microcontrolador; no obstante, también debe ser transmitida desde cualquier área de la casa hacia la unidad de control y comunicación.

Para lograr esto, el *wearable* debe contar con un módulo de transmisión inalámbrica. Actualmente, existen diversos estándares de comunicación inalámbrica; la mayoría opera en la banda de 2.4GHz, la cual es de libre uso en la mayoría de los países, ya que es una banda ISM (aplicaciones médicas, científicas e industriales). Las tecnologías más utilizadas son Wifi, Bluetooth, Zigbee, entre otros[45], [57], [77].

2.2.3.1. Zigbee

Está basado en el estándar IEEE 802.15.4 de redes de área personal (WPAN) y opera en la banda de 2.4GHz y 915MHz. Es muy popular para aplicaciones industriales y domóticas, debido a que posee un alcance de transmisión de hasta 30 metros en interiores. Soporta las topologías de red estrella, malla y grupos de árboles y puede tener hasta 64770 nodos[78]. El módulo que utiliza este estándar de comunicación más difundido es el XBee.

2.2.3.2. Bluetooth

Está basado en el estándar IEEE 802.15. Permite la transmisión de datos y voz entre diversos dispositivos a través de la banda 2.4GHz. Es una tecnología orientada a una conexión punto a punto o una malla de pocos nodos; dependiendo del dispositivo, puede obtener un alcance de hasta 10 metros en interiores. Se utiliza principalmente en dispositivos móviles, altavoces, equipos deportivos y domótica[79], [80]. Los módulos bluetooth más populares son los HC-05 y HC-06.

2.2.3.3. Wifi

Es la tecnología más difundida en la actualidad a nivel mundial. Está basada en el estándar IEEE 802.11 y es compatible con servicios de redes de área local; permite establecer una conexión hacia Internet. Permite la intercomunicación entre múltiples dispositivos, por lo que las notebooks, los smartphones, las extensiones eléctricas, focos y hasta electrodomésticos pueden presentar comunicación Wifi. Esta tecnología utiliza la banda de 2.4GHz y la de 5GHz

dependiendo del protocolo utilizado [81], [82]. Para implementaciones de IoT, los módulos ESP32 y ESP8266 son los más utilizados.

2.2.3.4. Opciones propietarias

Existen módulos que operan en la banda ISM de 2.4GHz, pero que no están basados en un estándar IEEE para establecer una comunicación inalámbrica. Uno de los más populares es el transceptor NRF24L101+ de Nordic Semiconductor[83], el cual es ideal para implementaciones de bajo consumo energético. La electrónica del chip ya integra la corrección de datos y el reenvío automático de paquetes perdidos. Asimismo, el transceptor mencionado soporta la topología estrella y pueden alcanzar los 100 metros de transmisión en interiores[84].

Las secciones descritas sobre el *wearable* son integradas como se presenta en la figura 6.

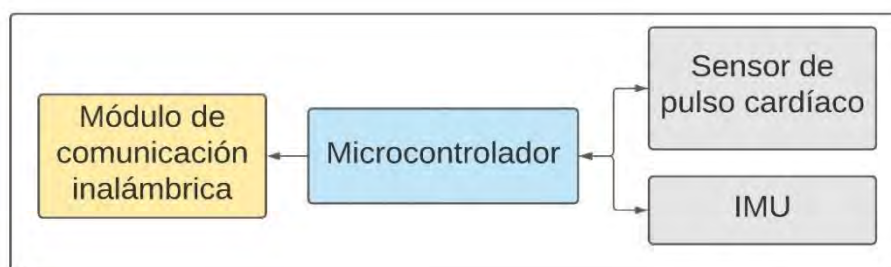


Figura 6. Diagrama de bloques del dispositivo wearable. Elaboración propia.

2.2. Tecnologías integradas la vivienda

En el presente plan de tesis, se propone la implementación de un sistema de botones de emergencia y un sistema de prevención de caídas por voz.

2.2.1. Prevención de caídas

Existen recomendaciones a los usuarios, en especial a los adultos mayores, para disminuir el riesgo de sufrir una caída en zonas o situaciones específicas en la vivienda. Según el Hospital Privado de Córdoba [85], algunas de las recomendaciones principales para evitar caídas intradomiciliarias son el no levantarse rápidamente de la cama, iluminar adecuadamente los ambientes, abordar las escaleras con tranquilidad y sin prisa y utilizar calzado seguro.

En este sentido, las señales visuales y auditivas son una alternativa para emitir advertencias y recomendaciones a la persona mayor dentro de la vivienda, de modo que pueda tener un mayor cuidado al transitar áreas de riesgo como escaleras, o que sea prudente al levantarse de la cama. Algunos trabajos relacionados que implementaron bocinas para emitir recordatorios u advertencias son [21], [86].

La implementación de este módulo es posible con un sensor que pueda verificar la presencia del usuario en cierta zona de la vivienda; así también, debe incluir una bocina para reproducir un sonido. Por ejemplo, cuando el adulto mayor se levanta de la cama, una bocina puede reproducir un mensaje hablado que recomiende un estado de reposo de un minuto, de modo que se reduzca el riesgo de que sufra una caída. El módulo está compuesto como se presenta en la figura 7.

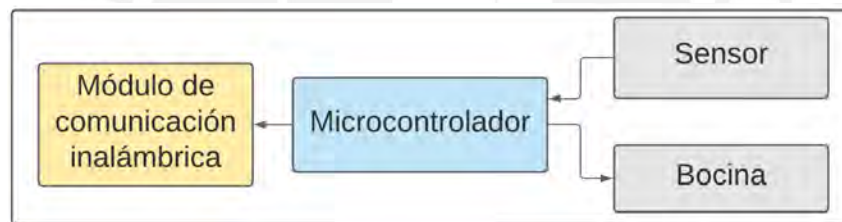


Figura 7. Diagrama de bloques del módulo de prevención de caídas. Elaboración propia.

2.2.2. Botones de emergencia

El concepto de botón de emergencia es abordado en la gran mayoría de sistemas de monitoreo para las personas mayores [7], [29], [38], [57], [87]–[89]. El objetivo de este módulo es brindar al adulto mayor un medio para alertar a sus familiares o cuidadores que se encuentra en una situación de riesgo y necesita de ayuda. Los botones de emergencia deben ubicarse en diferentes áreas, de modo que se pueda accionar alguno de estos de manera rápida desde cualquier lugar de la casa. Al pulsarse el botón, se envía una señal de forma inalámbrica hacia la unidad de control, para que esta última pueda emitir la notificación y alerta correspondiente al familiar de la situación de emergencia presentada. Por lo general, este módulo está compuesto como se presenta en la figura 8.



Figura 8. Diagrama de bloques del módulo botón de emergencia. Elaboración propia.

2.3. Unidad de control y comunicación

La unidad de control y comunicaciones tiene como función principal transmitir toda la información recibida por los módulos en la vivienda hacia un servicio de almacenamiento en la nube. Para ello, es necesario un microcontrolador que ejecute las instrucciones correspondientes de recepción y envío de datos. Así también, esta unidad debe contar con un receptor inalámbrico para captar los datos provenientes de los botones de emergencia y del *wearable*. Por último, la unidad de control debe poseer acceso a Internet, de modo que sea capaz de transmitir información hacia un servicio de almacenamiento en tiempo real en la nube. Diversos proyectos de IoT necesitan esta última característica, y es posible mediante el uso de chips como el ESP32 u el ESP8266, los cuales son integrados con tecnología Wifi que permiten conectarse a Internet[25], [52], [57], [86].

No obstante, si ocurre un problema con la red Internet y no es posible enviar la información por dicho medio, la comunicación GSM es una alternativa de transmisión de datos a larga distancia. Este es un estándar de telefonía móvil digital también conocido como la red celular 2G y permite la conexión a Internet mediante una tarjeta SIM. A pesar de no tener una alta tasa de transmisión de datos, posee funciones como el envío de SMS o la realización de llamadas, con lo cual es viable realizar alertas en tiempo real; además, la gran ventaja de GSM es su extensa cobertura, ya que está presente a nivel mundial [90]. La tecnología GSM puede ser una vía de comunicación de respaldo entre la unidad de control y familiar si ocurre algún problema con el acceso a Internet.

2.4. Base de datos en tiempo real

También llamada RTDBS por sus siglas en inglés, es un sistema de base de datos que provee todas las características de un sistema tradicional de bases de datos como independencia de información y el control de concurrencia, pero que agrega restricciones de tiempo a sus operaciones. En otras palabras, sus transacciones poseen plazos o límites de tiempo para ser efectuadas y consideradas como válidas[91]–[93]. Dependiendo de los requerimientos, una base de datos en tiempo real puede ser o no la mejor opción. Este tipo de sistemas es utilizado cuando se necesita procesar información que varía de manera constante o realizar monitorización en tiempo real. La mayor ventaja de una RTDBS frente a una tradicional es que permite identificar cambios en la información de manera inmediata incluso sin ejecutar una solicitud de consulta, lo cual se conoce como sincronización de datos en tiempo real[94].

Firebase Realtime Database es uno de las RTDBS más populares en la actualidad; es una base de datos NoSQL alojada en la nube que permite el almacenamiento y la sincronización de datos en tiempo real. Posee una estructura de árbol de datos en formato JSON y provee a los desarrolladores una API para la integración de la base de datos con aplicaciones Android, web, IOS, C++ [95].

2.5. Aplicación móvil

Para el desarrollo del sistema propuesto, se consideran dos principales usuarios: el adulto mayor y un familiar o cuidador. El primero es el que será monitoreado por los módulos del sistema presentes en su vivienda, mientras que el familiar debe recibir la información y alertas de emergencia en tiempo real. El desarrollo de una aplicación móvil dedicada es una alternativa para actuar como un nexo entre ambos usuarios. Su función principal es la de mostrar la información sobre el bienestar de la persona mayor y emitir notificaciones según sea requerido; así se ha realizado en implementaciones como las presentadas en [7], [25], [55] y demás. No obstante, la aplicación móvil establece una conexión directa con un servicio web o un sistema

de almacenamiento alojado en la nube, mas no con los módulos de monitoreo en sí. En ese sentido, para acceder a los datos guardados en un servicio en la nube, es necesaria una API.

Una interfaz de programación de aplicaciones (API) es un conjunto de código de programación que permite el intercambio de datos entre un producto de software y otro. Actúa como una capa de abstracción, es decir, como un software intermediario para la comunicación entre dos aplicaciones que no conocen el funcionamiento entre una y otra [96]–[98]. Por ejemplo, Google Firebase provee API's para los desarrolladores, de modo que puedan integrar diferentes aplicaciones (Android, IOS, web, etc) y proyectos de IoT con su sistema de almacenamiento en tiempo real en la nube.

2.6. Diagrama de bloques

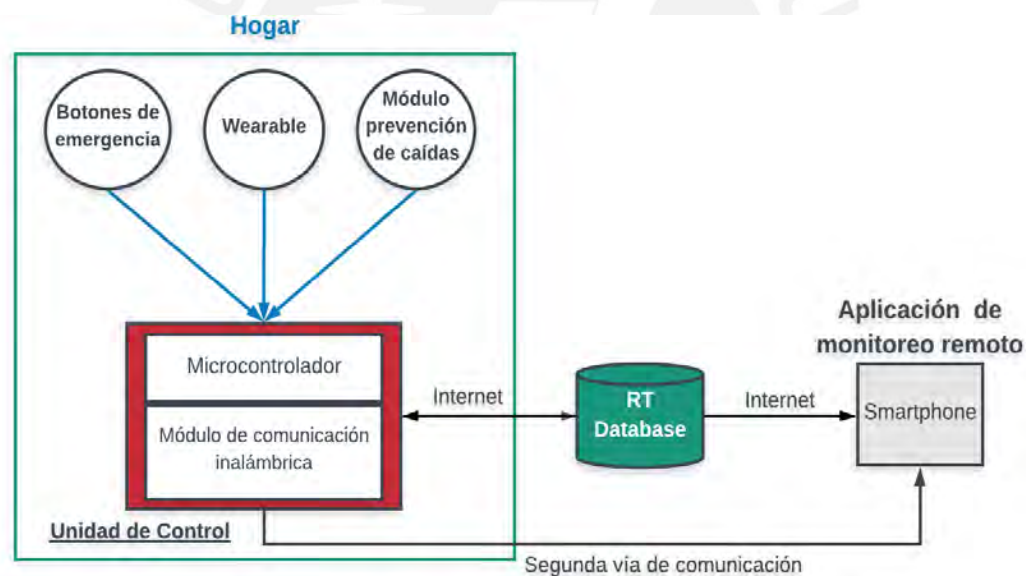


Figura 9. Diagrama de bloques general del sistema de monitoreo intradomiciliario y remoto. Elaboración propia.

El diagrama de bloques mostrado en la figura 9 representa la integración de los diferentes módulos descritos en un solo sistema. El módulo *wearable*, el de prevención de caídas y los botones de emergencia envían datos sobre el adulto mayor hacia la unidad de control y comunicación. Esta última envía la información hacia una RTDBS, y una aplicación móvil permite la visualización de esta en tiempo real para el familiar. Si no hay acceso a Internet, las alertas de emergencia se notifican al familiar por una vía de comunicación de respaldo.

CAPÍTULO 3 – DISEÑO DEL SISTEMA

En el presente capítulo, se abordará el diseño de cada subsistema, lo cual incluye la elección de hardware y software a utilizar en el desarrollo del sistema propuesto. Para ello, se analizarán los requerimientos de cada subsistema, así como se revisarán las alternativas de solución correspondientes y así poder elegir una que forme parte del diseño final del sistema.

3.1. Módulo portátil

Este es el dispositivo portátil (*wearable*) que el adulto mayor portará con el objetivo principal de monitorear su pulso cardíaco y detectar si ha sufrido una caída en tiempo real, lo cual implica que debe comunicarse con la unidad de control y comunicaciones (UCC). Como requerimientos principales, se tienen los siguientes:





- Autonomía energética
- Ponible al cuerpo con mínima incomodidad, bajo peso
- Funcionamiento a baterías
- Capacidad de detectar la caída de una persona (en escaleras, desmayo súbito, tropiezo, caída hacia atrás).
- Capacidad de monitorear la frecuencia cardíaca
- Comunicación inalámbrica

3.1.1. Elección del sensor de pulso cardíaco

Los requerimientos principales para el sensor de pulso cardíaco son los siguientes:

- Capacidad para detectar el pulso cardíaco
- Comunicación digital
- Bajo consumo energético
- Dimensiones reducidas
- Alimentación 3.3V – 5V

Tabla 1. Tabla comparativa de sensores de pulso cardíaco

Características / Componentes	MAX30102	MAX30105	MAX30101	PulseSensor
Disponibilidad	Mercado local	Importado	Importado y licencia de salud	Mercado local
Potencia consumida – midiendo pulso cardíaco	6mW	5.5mW	5.5mW	20mW
Leds	Infrarrojo, rojo	Infrarrojo, rojo, verde	Infrarrojo, rojo, verde	Verde
Dimensiones (cm ²)	3.09	3.55	3.23	1.96
Comunicación	I2C	I2C	I2C	GPIO
Imagen	 Figura 10. Sensor MAX30102	 Figura 11. Sensor MAX30105	 Figura 12. Sensor MAX30101	 Figura 13. PulseSensor

Se comparan 3 sensores del fabricante MaxIntegrated y el PulseSensor (figuras 10, 11, 12 y 13), los cuales cumplen con los requerimientos principales. Todos poseen un bajo consumo energético y permiten detectar el pulso cardíaco principalmente en la yema del dedo. No obstante, los sensores MAX30105 y el MAX30101, al poseer un led de color verde y al permitir la modificación de frecuencias de muestreo o la corriente de sus leds, también permitirían realizar una medición del pulso cardíaco en otro lugar pulsátil del cuerpo humano; ello se debe a que la luz de color verde tiene una mejor penetración en la piel humana. Ya que se desea medir el pulso cardíaco en un lugar distinto a la yema del dedo, se decide escoger el sensor **MAX30105**, ya que el MAX30101 no permite su adquisición si no se cuenta con una licencia de salud.




3.1.2. Elección de la unidad de medición inercial (IMU)

Los requerimientos principales para el sensor de pulso cardíaco son los siguientes:

- Comunicación digital
- Bajo consumo energético

- Dimensiones reducidas
- Alimentación 3.3V – 5V
- 6 DoF (grados de libertad) como mínimo: Capacidad de detectar la aceleración y la orientación en los ejes X, Y, Z.

Tabla 2. Tabla comparativa de unidades de medición inercial

Características / Componentes	MPU6050	MPU9250	LSM9DS1
Disponibilidad	Mercado local	Mercado local	Importado
Rango de medición (acelerómetro)	+/- 16g	+/- 16g	+/- 8g
Rango de medición (giroscopio)	+/- 2000°/s	+/- 2000°/s	+/- 2000°/s
Funciones adicionales	No especifica	Magnetómetro	Magnetómetro
Potencia consumida	12.54mW	12.24mW	16.56mW
Dimensiones (cm²)	3.48	3.75	4.52
Comunicación	SPI/ I2C	SPI/ I2C	SPI/ I2C
Imagen	 Figura 14. MPU6050	 Figura 15. MPU9250	 Figura 16. LSM9DS1

Las 3 unidades de medición inercial comparadas (figuras 14, 15 y 16) cumplen con los requerimientos principales de este bloque. Un punto importante que se debe tomar en cuenta es que, según Jia [99], las magnitudes picos de aceleración en las IMU's son de hasta 12.7 g cuando ocurre una caída. Por ello, el LSM9DS1 no cumple con el rango de medición que se necesitaría para este trabajo. Luego, tanto el MPU6050 como el MPU9250 son muy similares en rangos de medición, potencia consumida, interfaz de comunicación digital; la única diferencia es que el segundo cuenta con un magnetómetro integrado. Finalmente, se elige el MPU6050, ya que cumple con los requisitos para el desarrollo, además de poseer amplia disponibilidad en el mercado local.

3.1.3. Elección del módulo de comunicación inalámbrica

Como se describió en el capítulo dos del presente trabajo, existen diversos estándares de comunicación inalámbrica. No obstante, el principal criterio para la elección es su alcance en interiores, ya que se requiere que la señal atraviese paredes para comunicar a los dispositivos dentro de la casa. Según lo investigado, existen módulos propietarios que no trabajan con un estándar de comunicación definido que presentan una considerable potencia de transmisión y recepción en interiores.

Los requerimientos principales para la elección son los siguientes:

- Comunicación digital
- Bajo consumo energético
- Alimentación 3.3V – 5V
- Alcance en interiores superior a 40m
- Capacidad de recepción simultánea de varios módulos
- Capacidad de transmisión de un mensaje de 32 bytes.

Tabla 3. Tabla comparativa de transceptores

	NRF24L01+	NRF24L01+PA/LNA	HC-12
Distancia máx. de transmisión	100 m	1000 m	1000 m
Velocidad min. de transmisión	250 kbps	250 kbps	5 kbps
Banda de frecuencia	2.4GHz	2.4GHz	433 MHz
Dimensiones (cm²)	4.4	15 + Antena (10cm)	4 + Antena (5cm)
Max. potencia de transmisión	0dBm	20dBm	20dBm
Máximo consumo de corriente	12mA	100mA	100mA
Topología	Estrella	Estrella	Punto a punto
Interfaz de comunicación	SPI	SPI	UART

Imagen	<p>Figura 17. Módulo NRF24L01+</p>	<p>Figura 18. Módulo NRF24L01+ PA/LNA</p>	<p>Figura 19. Módulo HC-12</p>
---------------	------------------------------------	---	--------------------------------

Los 3 módulos comparados (figuras 17, 18 y 19) poseen una distancia de comunicación considerable, la cual se verá reducida en interiores de la casa, pero es lo bastante alta (hasta 100 metros) para poder seguir comunicándose dentro de la vivienda. Una diferencia entre los módulos NRF24L01+ y el HC-12 es la banda de frecuencia en la que operan; al trabajar en los 2.4GHz, podrían presentar interferencias con tecnologías como Wifi o Bluetooth. No obstante, los canales de transmisión son configurables y se pueden elegir los que no estén siendo utilizados. Los módulos NRF24L01+ y su versión mejorada con PA/LNA pueden comunicarse entre sí a pesar de ser diferentes integrados. Asimismo, a diferencia del HC-12, el NRF24L01+ permite la implementación de comunicación en topología estrella, en la cual un transceptor puede recibir información de manera simultánea de hasta 6 módulos, lo cual satisface un requerimiento del sistema de monitoreo: obtener información proveniente del módulo portátil y de los diversos botones de emergencia. Finalmente, se utilizará el módulo NRF24L01+ como el transmisor del módulo portable; gracias a su pequeño tamaño, se presenta como la mejor alternativa.

3.1.4. Elección del microcontrolador

Los requerimientos para el microcontrolador del módulo portátil son los siguientes:

- 2 pines: Módulo I2C para la comunicación con el sensor MAX30102 y la unidad de medición inercial MPU6050.
- 4 pines: Módulo SPI para comunicación con el transceptor NRF24L01+.
- Soporte de lenguaje de alto nivel

- Voltaje de operación: 3.3V – 5V

De los fabricantes más comunes que son Microchip, Texas Instruments, Freescale, Atmel, entre otros, se elegirá un microcontrolador de bajo consumo y alto rendimiento bastante común en aplicaciones similares a las del trabajo de tesis: ATmega328P (figura 20). Es un microcontrolador de 8 bits que cuenta con las siguientes características:

- 16 MIPS a 16MHz: Rendimiento suficiente para la aplicación que se realizará; no se necesita una alta capacidad de procesamiento.
- Programación ISP: Necesario para grabar el programa en el chip.
- 23 líneas de E/S programables: Se cubre sobradamente la cantidad de pines requerida.
- Consumo en estado activo: 1.5mA @ 3V, bajo consumo.
- Buses I2C y SPI.



Figura 20. Microcontrolador AVR ATmega328P en encapsulado TQFP-32

Ya que este microcontrolador solo cuenta con un bus I2C y se cuenta con dos módulos (MAX30102 y MPU6050) que se comunican por dicho bus, se utilizará un multiplexor de bus I2C TCA9548A para evitar problemas en la comunicación (figura 21).



Figura 21. TCA9548A Multiplexor I2C

Este módulo permite utilizar un bus I2C independiente para cada dispositivo; es decir, se podría utilizar el dispositivo 1 en con los pines SD1 y SC1, y el dispositivo 2 con los pines SD2 y SC2 (ver figura 23). De este modo, se evita realizar una multiplexación por software del bus, la cual puede causar errores de lectura.

3.1.5. Flujo del programa

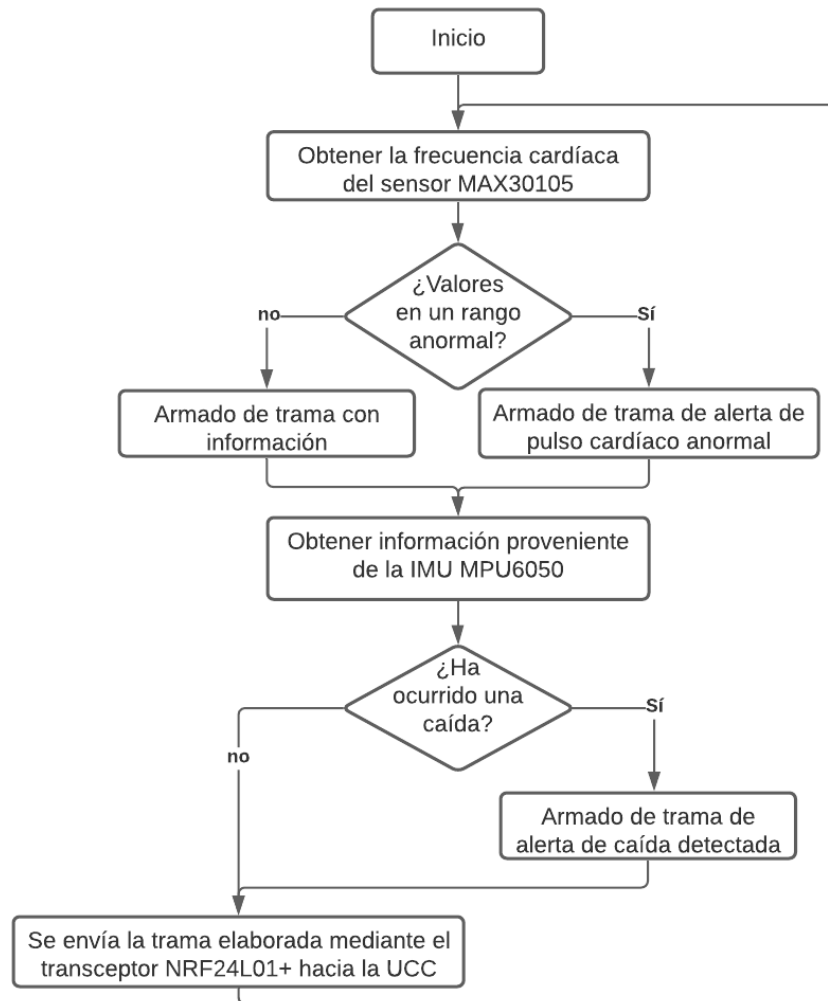


Figura 22. Diagrama de flujo del programa del módulo wearable

El diagrama de flujo mostrado en la figura 22 indica el funcionamiento del módulo portátil, el cual obtiene constantemente el valor del pulso cardíaco y verifica si se encuentran en un rango normal (hasta 100 LPM). Asimismo, obtiene la información proveniente de la IMU, la cual procesa de acuerdo con el algoritmo explicado en la sección 2.2.2.2. y así puede interpretar si

ha ocurrido o no una caída. Con toda la información recolectada, envía una trama de información hacia la unidad de control y comunicaciones.

3.1.6. Elección de la batería

En la tabla 4, se realiza la comparación de algunos tipos de batería para aplicaciones portátiles. El criterio más importante de selección es el voltaje de operación, el cual debe ser adecuado para la alimentación de los componentes ya descritos.

Tabla 4. Tabla comparativa de tipos de baterías

TIPO	Densidad de energía por peso W-h/Kg	Densidad de energía por volumen W-h/L	Voltaje de operación (V)	Voltaje final (V)	Ciclos de carga y descarga
Alcalina	145	400	1.2	0.9	1
SLA	30-40	50-80	2	1.75	50-500
NiCd	40-80	100-150	1.2	0.9	1500
NiMH	60-100	160-230	1.2	0.9	800
Ion Litio	100-265	250-730	3.7	2.8	400-1200
Polímero de litio	130-200	300	3.7	2.9 – 3	>1000

De acuerdo con la tabla, se puede observar que el voltaje de operación más adecuado es el provisto por las baterías de ion litio y de polímero de litio. Ambos tipos son usados ampliamente para la implementación de dispositivos portátiles. Se elegirá una batería de ion litio (capacidad aún no definida) con un voltaje de operación nominal de 3.7V.

3.1.7. Bloque de alimentación del módulo portátil

Dado que el módulo debe permitir la carga de la batería sin que esta sea extraída, es necesario que, en el diseño del bloque de alimentación (figura 23), se cuente con un circuito cargador.

También, el diseño debe contemplar la obtención de 3.3V y 1.8V constantes, para la alimentación de la mayoría de los componentes a utilizarse y para el sensor MAX30105. Finalmente, se tiene un *switch* para controlar el prendido y apagado del módulo.

Se ha seleccionado el TP4056 como el circuito cargador, ya que permite cargar baterías de ion litio de 3.7V con una carga completa hasta 4.2V. La alimentación de entrada del TP4056 oscila entre los 4.5 y 5.5 V, por lo cual es factible realizar la carga por USB; específicamente, se tiene una entrada micro-USB en el TP4056.

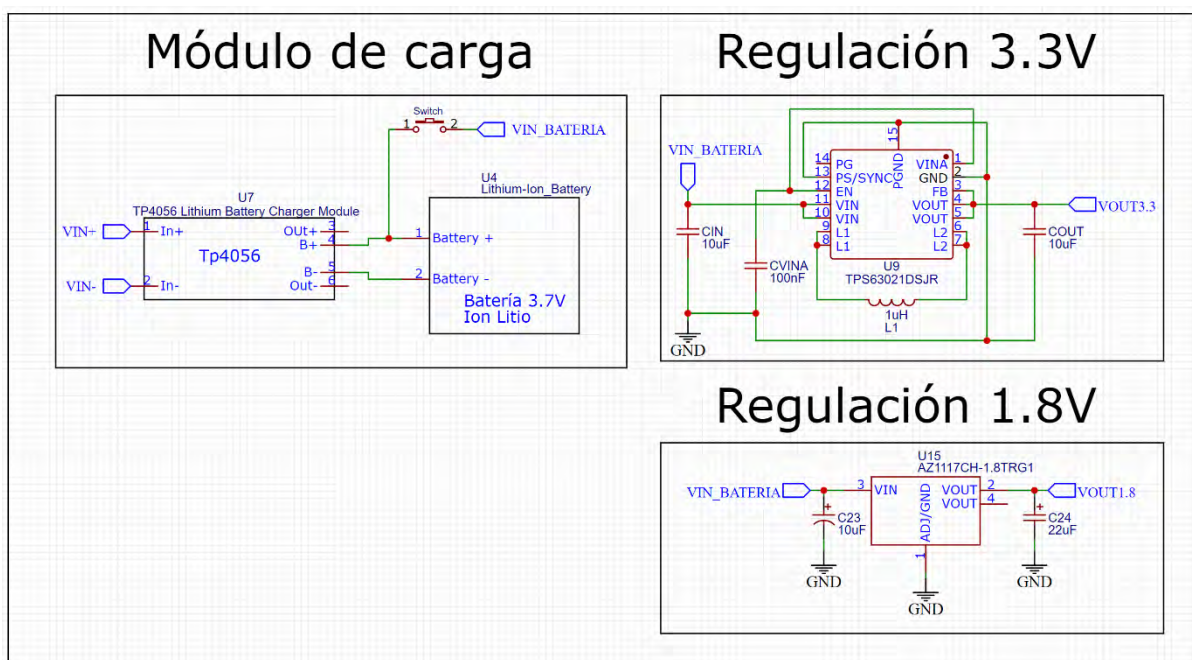


Figura 23. Diagrama esquemático del bloque de alimentación del módulo portátil

Para la regulación, se tiene dos bloques. El primero se basa en el chip TPS63021, el cual es un convertidor buck-boost (reductor-elevador) de inductor único que posee una salida de 3.3V constantes. El diseño realizado y la elección de los valores de capacitores y del inductor se basan en los circuitos aplicativos del datasheet del TPS63021[100]. Por otro lado, se utiliza el regulador lineal AZ1117 con voltaje de salida ajustable con un dropout de 1V, suficiente para mantener la salida en 1.8V[101].

3.1.8. Diagrama esquemático del diseño del módulo *wearable*

En el diagrama (figura 24), se observa la conexión entre el microcontrolador ATmega328P y los módulos MAX30105, TCA9548A, MPU6050 y NRF24L01+. Se puede ver que los pines SD1 y SC1, SD2 y SC2 del multiplexor del bus I2C van conectados hacia el sensor de pulso cardíaco y a la IMU, mientras que los pines SDA y SCL principales se conectan al ATmega328P con sus respectivas resistencias de *pull up* por los pines PC4 y PC5 del microcontrolador. Por último, se utiliza el bus SPI del microcontrolador para comunicarse con el transceptor (pines PB5, PB4 y PB3).

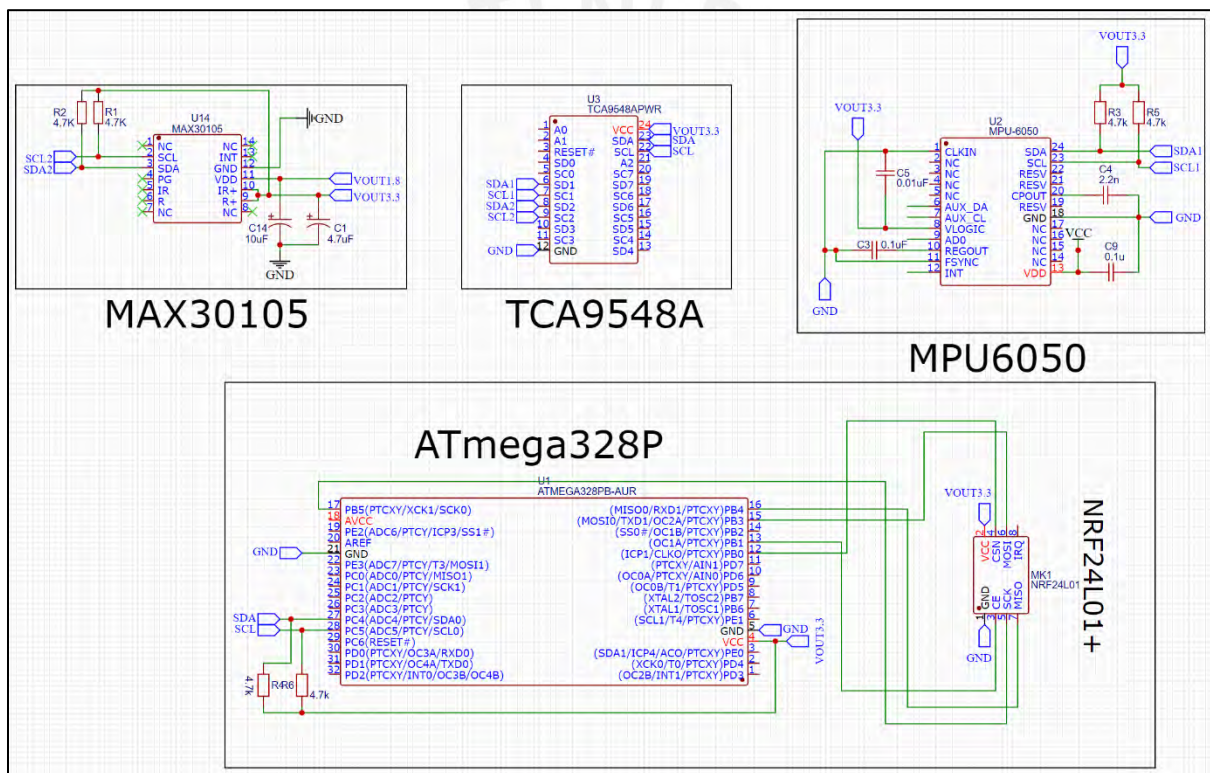


Figura 24. Diagrama esquemático del módulo *wearable*

3.2. Módulo vivienda inteligente

Este subsistema comprende dos funcionalidades principales: los botones de emergencia y el aviso sonoro de prevención de caídas. Los requerimientos principales son los siguientes:

1. Botón de emergencia
 - Capacidad de emitir una alerta de emergencia si el adulto mayor lo requiere.
 - Capacidad de comunicarse inalámbricamente con la UCC.

2. Módulo de prevención de caídas

- Capacidad de detectar presencia.
- Capacidad de emitir una alerta sonora de advertencia al transitar una zona de riesgo de caídas: escaleras, desniveles.

3.2.1. Elección del microcontrolador

Ya que no se requiere un nivel alto de procesamiento de datos, se considerará el microcontrolador elegido en el apartado 3.1.4 para los bloques de **botón de emergencia** y el de **prevención de caídas**. El ATmega328P cumple con los siguientes requerimientos:

- Comunicación con el sensor HC-SR501: 1 pin GPIO
- Comunicación con el DF Player: UART (2 pines, RX y TX)
- Comunicación con el transceptor NRF24L01+ PA/LNA: SPI (4 pines)
- Interpretar el accionar de un botón: 1 pin GPIO.

3.2.2. Elección de componentes – botón de emergencia

En primer lugar, se debe seleccionar un módulo de comunicación inalámbrica. La elección de este componente se basa en el análisis realizado en el apartado **3.1.3** del presente trabajo. El transceptor NRF24L01+ PA/LNA será utilizado como transmisor para la implementación de los **botones de emergencia**. Se plantea que, en la vivienda del adulto mayor, deben coexistir de uno a tres botones de emergencia situados en diferentes zonas. Se elige esta versión mejorada del integrado, ya que su tamaño (mayor por la antena) no interfiere con los requerimientos de este bloque. En segundo lugar, se tendrá un botón pulsador que, al ser accionado, emitirá la alerta de emergencia. Por último, la elección del microcontrolador se abordó en el apartado **3.2.1**.

3.2.3. Bloque de alimentación del botón de emergencia

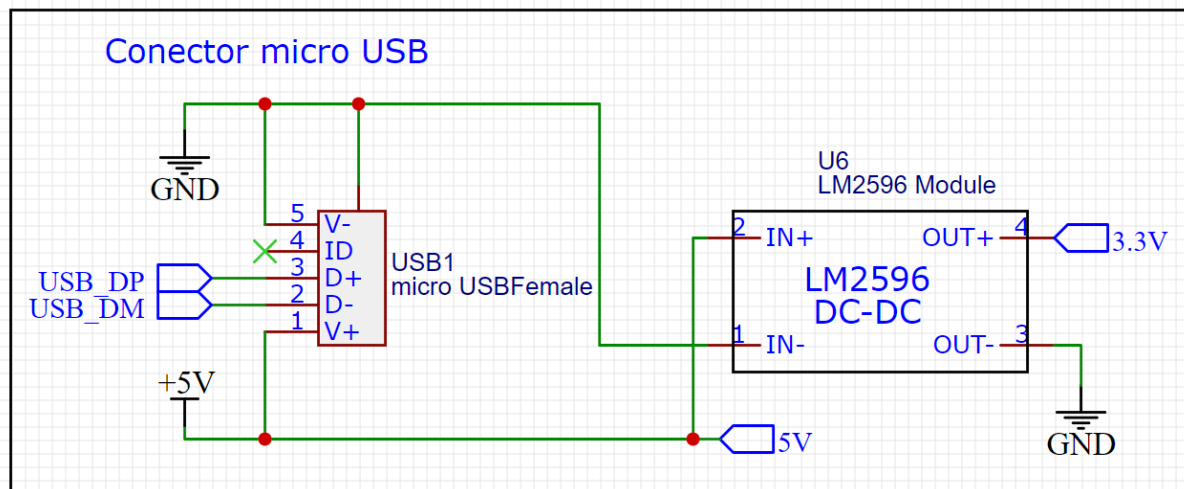


Figura 25. Diagrama del bloque de alimentación del botón de emergencia

Para alimentar el botón de emergencia, se utilizará la red eléctrica. El diagrama (figura 25) contempla la entrada de 5V vía micro USB proveniente de un adaptador 220V - 5V 2A con entrada USB tipo A. Luego, se utiliza el regulador lineal LM2596 configurado en 3.3V y hasta 3A de salida[102].

3.2.4. Diagrama esquemático del diseño del botón de emergencia

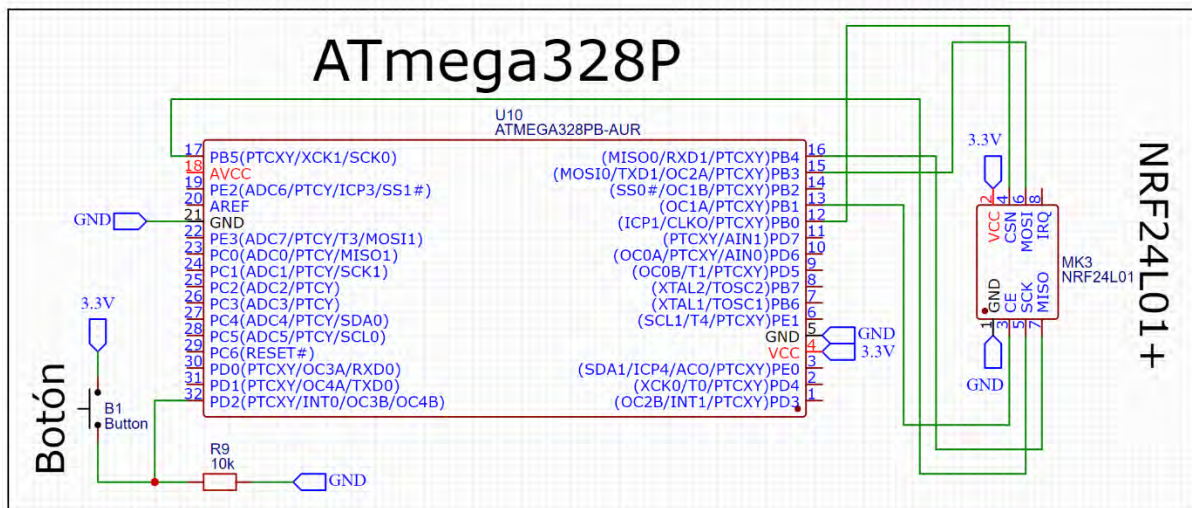


Figura 26. Diagrama esquemático del diseño del botón de emergencia

Del diagrama (figura 26), se puede apreciar la conexión del ATmega328P con el NRF24L01+ a través del bus SPI y con el botón a través de un puerto GPIO.

3.2.5. Elección de componentes – módulo prevención de caídas

En primer lugar, para lograr la reproducción de un sonido de advertencia, se elegirá el reproductor mp3 DFPlayer Mini (figura 27). Este módulo cumple con el requerimiento principal de este subsistema, ya que permite la reproducción de melodías almacenadas en una tarjeta SD, la cual se inserta en el módulo[103]. Se alimenta con 5V y posee dos salidas para conectar una bocina y poder emitir el sonido.

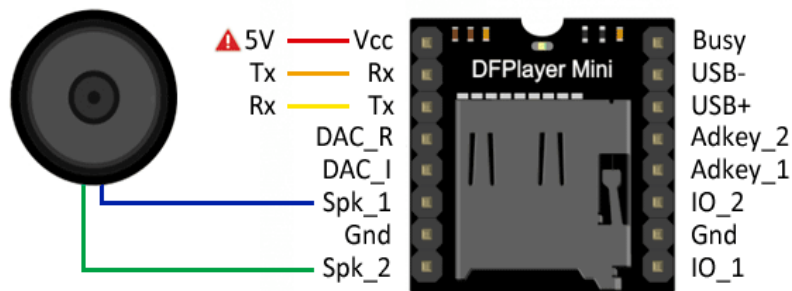


Figura 27. Módulo DFPlayer Mini

No obstante, se utilizará el módulo PAM8406, un módulo de amplificación de audio, para obtener una potencia de salida de 5W[104].

En segundo lugar, para cubrir el requerimiento de detectar la presencia del adulto mayor, se utilizará el sensor HC-SR501 (figura 28), el cual detecta la variación de luz infrarroja en una zona específica[105]. Es alimentado con 5V y podrá detectar cuando el adulto mayor transite las escaleras o alguna zona con desnivel en su vivienda, la cual representa una zona de riesgo de caída.



Figura 28. Sensor de movimiento PIR HC-SR501

3.2.6. Bloque de alimentación del módulo de prevención de caídas

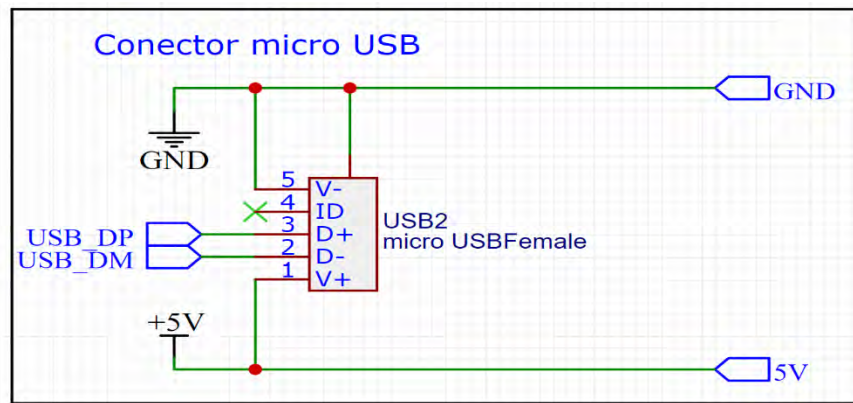


Figura 29. Diagrama del bloque de alimentación del módulo de prevención de caídas

Para alimentar el módulo de prevención de caídas, se utilizará la red eléctrica. El diagrama (figura 29) contempla la entrada de 5V vía micro USB proveniente de un adaptador 220V - 5V 2A con entrada USB tipo A.

3.2.7. Diagrama esquemático del diseño del módulo de prevención de caídas

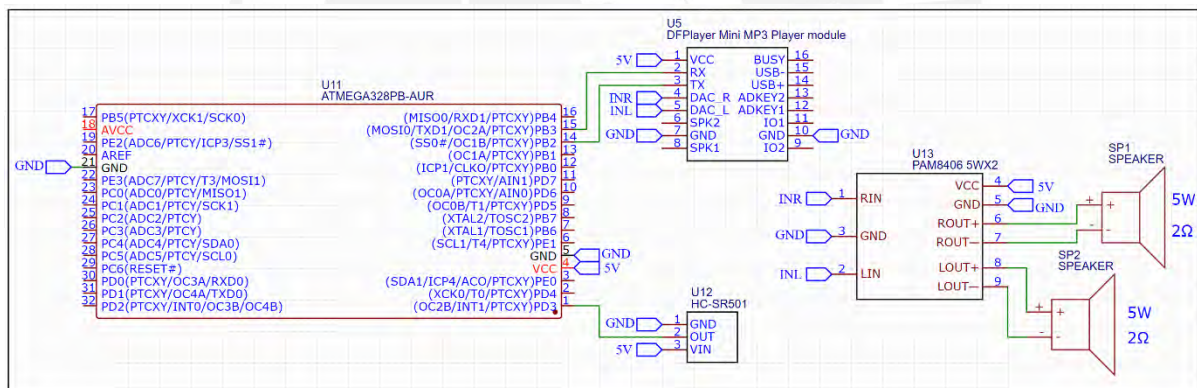


Figura 30. Diagrama esquemático del módulo de prevención de caídas

En el diagrama (figura 30), se observa la conexión del ATmega328P con el sensor PIR a través de un pin GPIO, y con el módulo *DFPlayer Mini* a través de los pines PB3 y PB2. Asimismo, para amplificar la potencia de salida del audio a 5W, se integra el PAM8406, el cual se conecta con el DFPlayer a través de los pines INR e INL, y con las bocinas de 5W 2Ω a través de los pines ROUT + y LOUT +.

3.3. Unidad de Control y comunicaciones

La unidad de control y comunicaciones (UCC) es la encargada de recibir toda la información proveniente del módulo *wearable* y del sistema de botones de emergencia y transmitirla hacia una base de datos alojada en la nube. Los requerimientos principales son los siguientes:

- Capacidad de recibir, simultáneamente, información del módulo portátil y de los botones de emergencia.
- Capacidad de procesar e interpretar la información recibida.
- Capacidad de establecer una conexión a Internet.
- Capacidad de transmitir información a una base de datos alojada en la nube.
- Capacidad de enviar mensajes de texto en caso no se cuente con conexión a Internet.

3.3.1. Elección del módulo de comunicación inalámbrica – receptor





La elección de este componente se basa en el análisis realizado en el apartado **3.1.3** del presente trabajo. El módulo NRF24L01+ PA/LNA será utilizado como el receptor maestro, el cual podrá recibir, simultáneamente, la información del *wearable* y de los botones de emergencia.

3.3.2. Elección del módulo GSM

Los requerimientos principales son los siguientes:

- Interfaz de comunicación UART
- Capacidad de realizar llamadas y envío de SMS usando una tarjeta SIM
- Máxima corriente pico consumida 2A

Tabla 5. Tabla comparativa de módulos GSM

Características	SIM900	SIM800L	SIM800C	SIM900A
Alimentación	5V	3.4V – 4.4V	3.4V – 4.4V	3.4V – 4.5V
Dimensiones (sin antena)	75mm x 55mm x 10mm	25mm x 23mm x 7mm	30mm x 26mm x 7mm	69.5mm x 53.5mm x 7mm
Consumo de corriente - SMS	250mA	199.48mA	208mA	241mA
Tipo de SIM Card	Standard	Micro SIM	Micro SIM	Standard
Imagen	 <i>Figura 31. Módulo SIM900</i>	 <i>Figura 32. Módulo SIM800L</i>	 <i>Figura 33. Módulo SIM800C</i>	 <i>Figura 34. Módulo SIM900A</i>

Los cuatro módulos presentados en la tabla 5 (figuras 31, 32, 33 y 34) se diferencian, principalmente, en sus dimensiones. La familia SIM900 (figura 31) presentan módulos de casi 7cm, sin contabilizar la antena que necesitan para operar. En este sentido, para evitar un gran tamaño en la implementación de este bloque, se elegirá un módulo de la familia SIM800. Entre los dos comparados en la tabla, se puede ver que son muy similares en la alimentación y la corriente consumida; no obstante, con respecto a su precio, el SIM800L (figura 32) es más accesible. Por lo descrito, se elige el módulo GSM SIM800L.

3.3.3. Elección del microcontrolador

Debido a que este subsistema necesita conectarse a Internet, se evaluarán microcontroladores que cuenten con Wifi integrado. Los requerimientos principales son los siguientes:

- 4 pines: Bus SPI para integrarse con el módulo NRF24L01+ LA + PNA.
- 2 pines: UART para integrarse con el módulo GSM.

Tabla 6. Tabla comparativa de SoC con Wifi integrado

Características	ESP32	ESP8266	ESP8285
Procesador	Tensilica Xtensa X36	Tensilica LX106	Tensilica LX106
Alimentación (V)	3 - 3.6	2.5 – 3.6	2.7 – 3.6
SRAM	512 kB	160 kB	75kB
Consumo energético	180mA	80mA	80mA
Velocidad máxima de transmisión (Mbps)	150	72.2	72.2
GPIO programables	34	17	17
Funcionalidad extra	Bluetooth v4.2 + BLE		

En la tabla 6, se comparan tres integrados SoC del fabricante Espressif. Todos cumplen con los requerimientos principales de este bloque, ya que tienen conectividad Wifi 802.11 b/g/n; no obstante, el ESP32 tiene un procesador más potente con más memoria incorporada. Se elegirá el ESP32 como el microcontrolador, ya que es el que mejores especificaciones posee. También integra también Bluetooth Low Energy que, si bien no se utiliza, puede ser útil para incorporar nuevas funcionalidades en trabajos futuros.

3.3.4. Flujo del programa

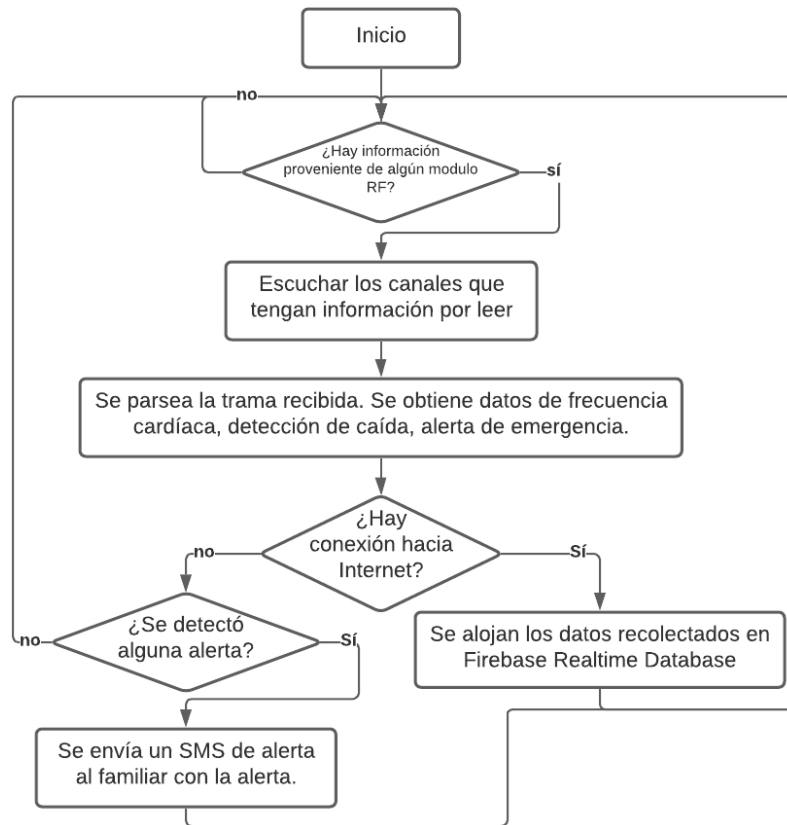


Figura 35. Diagrama de flujo del programa de la unidad de control y comunicaciones

El diagrama de flujo (figura 35) muestra el funcionamiento del programa de la unidad de control y comunicaciones. Inicia consultando si existe información que provenga de algún transceptor; cuando reciba datos, parsea la trama recibida y podrá interpretar valores de frecuencia cardíaca, mensajes de alerta de caídas o de accionar un botón de emergencia. Inmediatamente, si tiene conexión a Internet, guarda los datos en Firebase; si no hay conexión y hubo una alerta de caída o emergencia, envía un SMS al celular del familiar.

3.3.5. Bloque de alimentación de la UCC

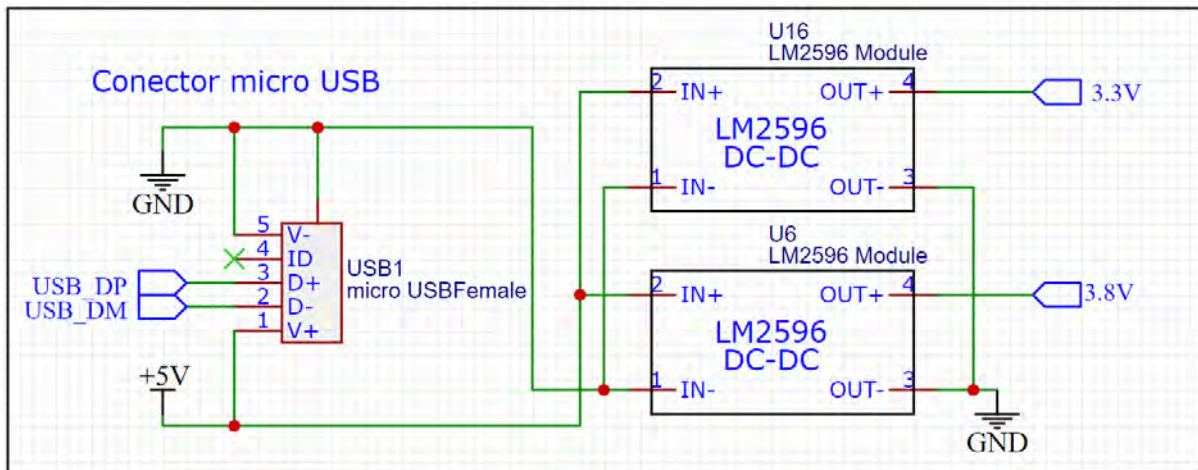


Figura 36. Diagrama del bloque de alimentación de la unidad de control y comunicaciones

Para el bloque de alimentación de este subsistema (figura 36), se utilizará una conexión proveniente de la red eléctrica de la vivienda, ya que no se necesita que sea portátil. Para ello, se utilizará un adaptador 220V @ 60Hz – 5V 2A con entrada USB tipo A. Con un cable USB a micro USB, se proveen 5V de entrada. Luego, se alimentará con 5V el regulador lineal LM2596 configurado en 3.8V y hasta 3A de salida[102]. Ello permitirá alimentar el módulo SIM800L. Asimismo, se utiliza el mismo regulador configurado con una salida de 3.3V para la alimentación del ESP32 y del transceptor NRF24L01+PA/LNA (Ver figura 37).

3.3.6. Diagrama esquemático del diseño de la unidad de control y comunicaciones

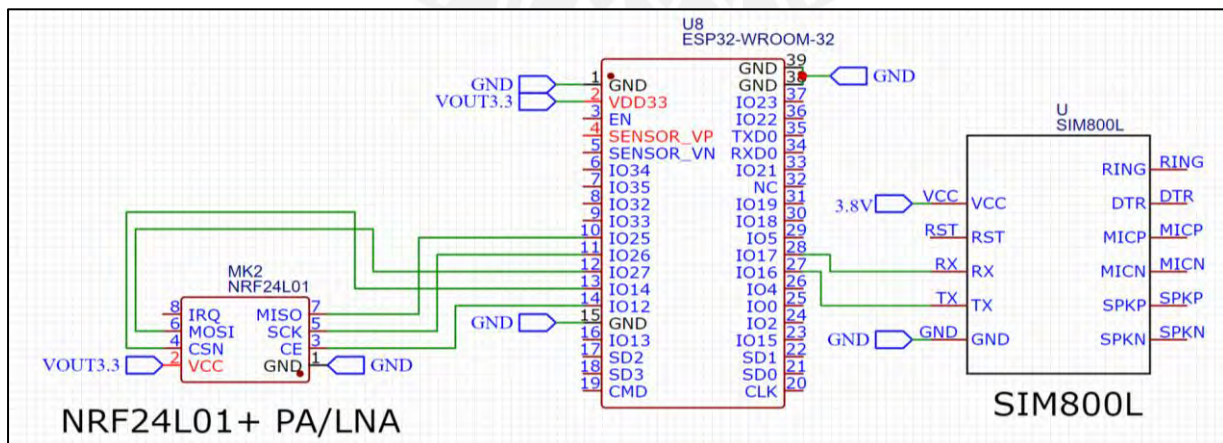


Figura 37. Diagrama esquemático de la unidad de control y comunicaciones

En el diagrama (figura 37), se observa la conexión del ESP32 con el módulo SIM800L y el transceptor NRF24L01+PA.

3.4. Base de datos

Los requerimientos principales de la base de datos en tiempo real son los siguientes:

- Debe estar alojada en la nube.
- El tiempo de lectura y escritura de datos debe ser no mayor a 1 segundo.
- Debe proveer un API para el desarrollo de la aplicación en Android OS.

Para este subsistema, se utilizará *Firestore Realtime Database* (FRTDB), una base de datos provista por Google. Principalmente, se caracteriza por tener una baja latencia y está destinada a las apps para dispositivos móviles que requieren sincronización en tiempo real[106]. Su tipo de almacenamiento de datos es de tipo árbol en formato JSON. También, se ofrece una API para el desarrollo de apps en Android OS[107]. Por lo descrito, se elige Firestore Realtime Database como la herramienta a utilizarse, ya que cumple con los requerimientos propuestos del subsistema.

3.5. Aplicativo móvil

Se utilizará el software Android Studio para el desarrollo del aplicativo móvil para un smartphone con Android OS.

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

4.1. Escenario de pruebas

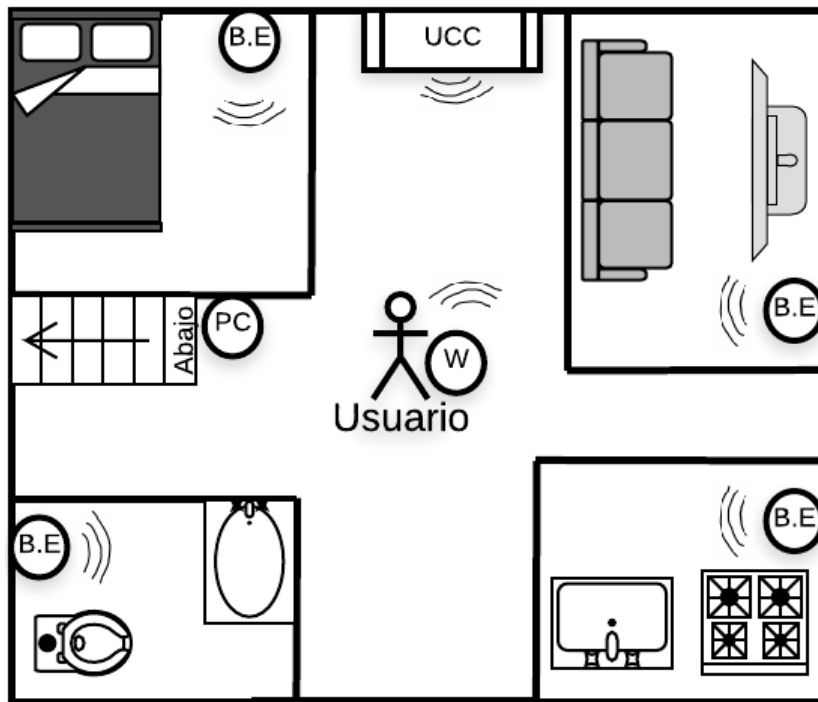


Figura 38. Plano de vivienda para las pruebas

En la figura 38, se puede observar el plano de la vivienda donde se realizaron las pruebas de funcionamiento de los módulos botón de emergencia, prevención de caídas, módulo portátil y unidad de control y comunicaciones. Los botones de alerta se encuentran distribuidos en la casa (sala, habitación, baño y cocina). Con respecto al módulo de prevención de caídas, este es representado en el plano por PC y se encuentra antes de una escalera que conduce al primer piso. El usuario porta el módulo *wearable* mientras transita por la vivienda; la unidad de control y comunicaciones (UCC), situada en el área central de la casa, recibe la información de los botones y del módulo portátil. Para comprobar el funcionamiento integrado del sistema, se tendrá la UCC conectada al ordenador para visualizar el monitor serial en el Arduino IDE.

4.2. Módulo *wearable*

4.2.1. Diagrama de conexiones para pruebas

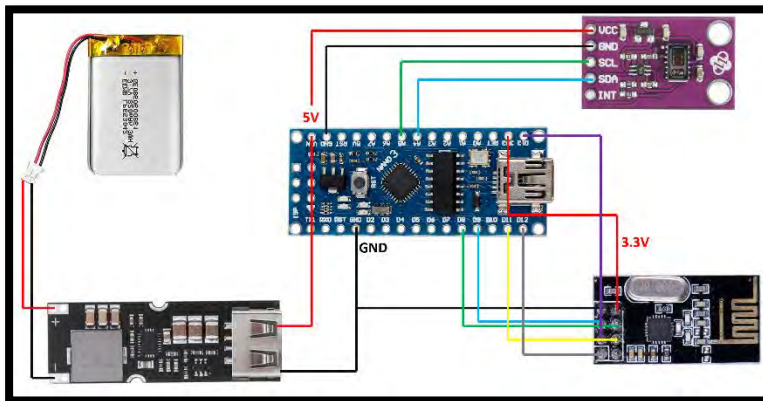


Figura 39. Conexiones de módulo portátil - pulso cardíaco

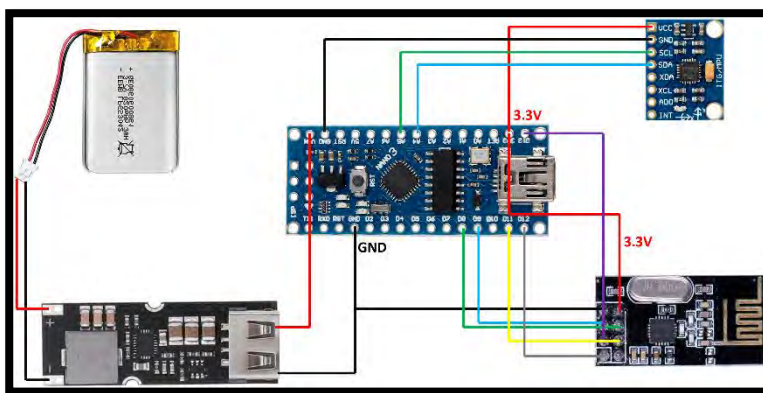


Figura 40. Conexiones de módulo portátil - detector de caídas

En las figuras 39 y 40, se observan las conexiones utilizadas para ejecutar las pruebas. La alimentación proviene de una batería de ion litio de 3.7V y un elevador, el cual otorga 5V a partir de la entrada de la batería. En la siguiente imagen, se puede ver lo implementado con respecto a este subsistema.

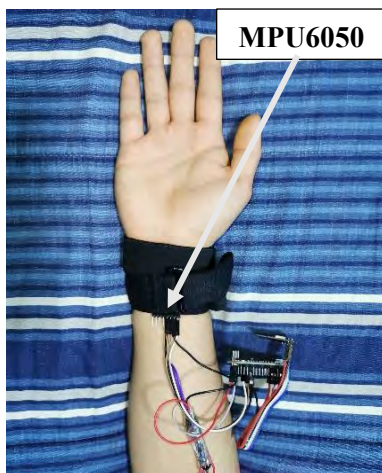


Figura 41. Implementación detector de caídas en muñeca



Figura 42. Implementación monitor de pulso cardíaco en muñeca

Como se observa en las figuras 41 y 42, las pruebas de monitoreo de frecuencia cardíaca y la detección de caídas se ejecutarán de manera independiente.

4.2.2. Resultados de medición de frecuencia cardíaca

Se realizó la medición del pulso cardíaco con el módulo wearable y, simultáneamente, con un pulsioxímetro médico de marca CONTEC (modelo CMS50D) [108]. Se ejecutaron pruebas en dos escenarios concretos: el usuario en reposo y el usuario transitando por la vivienda. Los resultados se muestran en los gráficos 1 y 2.

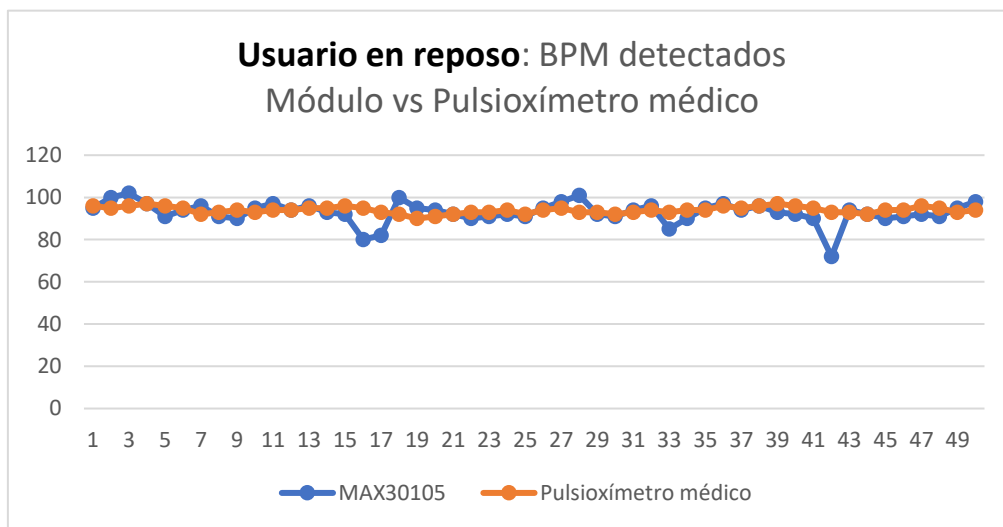


Gráfico 1. Latidos por minuto detectados MAX30105 vs Pulsioxímetro médico - Usuario en reposo

La precisión promedio es de 96% según los datos recolectados.

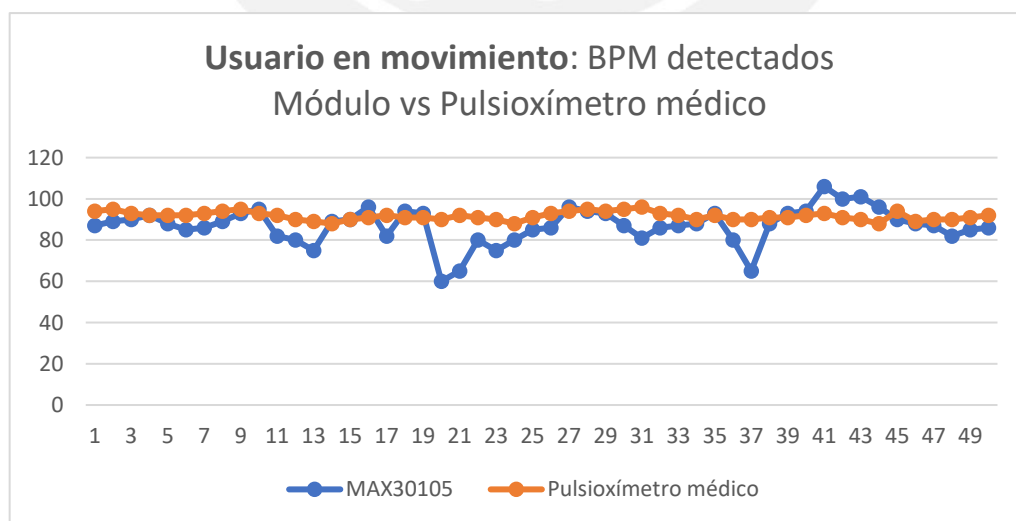


Gráfico 2. Latidos por minuto detectados MAX30105 vs Pulsioxímetro médico - Usuario en movimiento

La precisión promedio es de 93% según los datos recolectados.

Como se puede observar en los gráficos mostrados, la precisión en la medición de la frecuencia cardíaca es mayor cuando el usuario se encuentra en reposo. A pesar de ciertos valores de lectura errados, el sistema desarrollado tiene una tasa baja de error en la lectura y puede proveer una medición promedio apropiada para detectar un cambio drástico en el pulso cardíaco, ya sea para el usuario en reposo o transitando por la vivienda.

4.2.3. Resultados de detección de caídas

Se ejecutaron las siguientes pruebas para verificar la detección de caídas:

- Caída hacia adelante: caída de pecho; los brazos terminan en posición normal.
- Caída hacia atrás: caída de espaldas; los brazos terminan en posición normal.
- Desmayo súbito: Caída hacia el suelo en el mismo eje del cuerpo (sentarse sin base).

Se realizaron 3 ensayos, en los cuales se simuló cada tipo de caída 2 veces con ayuda de un colchón para garantizar la seguridad del usuario. Para verificar si se identificó una caída, se utilizó el monitor serial de la unidad de control y comunicaciones (figura 43).

```
11:41:39.734 -> Se detectó caída!
11:42:11.126 -> Se detectó caída!
11:41:39.734 -> Se detectó caída!
```

Figura 43. Monitor serial Arduino IDE – Programa unidad de Control y comunicaciones

Tabla 7. Resultados de caídas detectadas

#Ensayo	Tipo de caída	Caídas detectadas
1	Frontal	1
	Espaldas	2
	Desmayo súbito	1
2	Frontal	2
	Espaldas	1
	Desmayo súbito	1
3	Frontal	1
	Espaldas	2
	Desmayo súbito	2
	Total de caídas detectadas	13

En la tabla 7, se indican las caídas que fueron detectadas por el subsistema implementado. De 18 simulaciones realizadas, se detectaron 11. Es decir, se tiene 72% de precisión en la detección de caídas.

4.3. Botón de emergencia

4.3.1. Diagrama de conexiones para pruebas

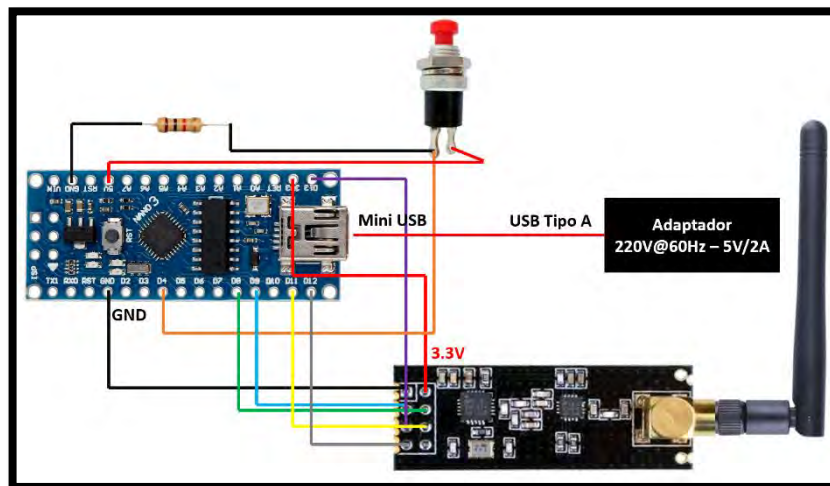


Figura 44. Conexiones del botón de emergencia

Para este bloque, se utilizó el diagrama mostrado en la figura 44. Cuando se aprete el pulsador, se debe enviar una señal de alerta mediante el transceptor hacia la unidad de control y comunicaciones para que pueda ser procesada. Este bloque se alimenta desde la red eléctrica con un adaptador como lo indica la figura 44.

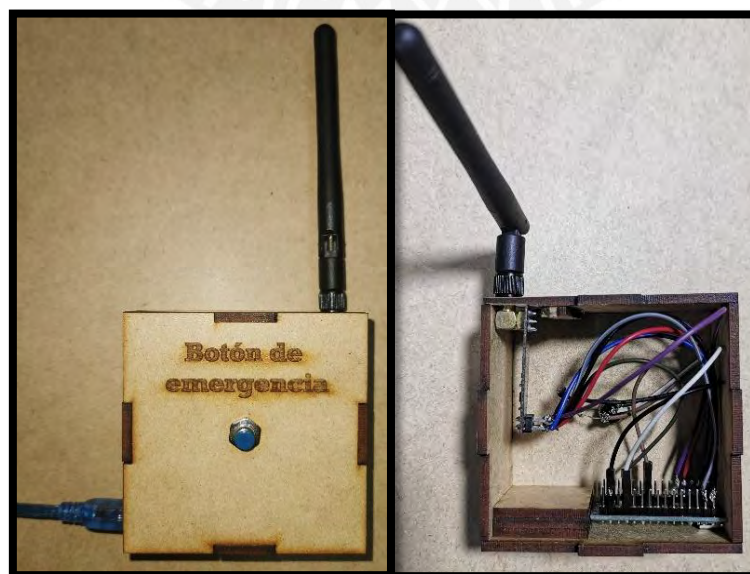


Figura 45. Implementación del botón de emergencia

En la figura 45, se aprecia la implementación del botón de emergencia que sigue el diagrama de conexiones ya explicado.

4.4. Módulo de prevención de caídas

4.4.1. Diagrama de conexiones para pruebas

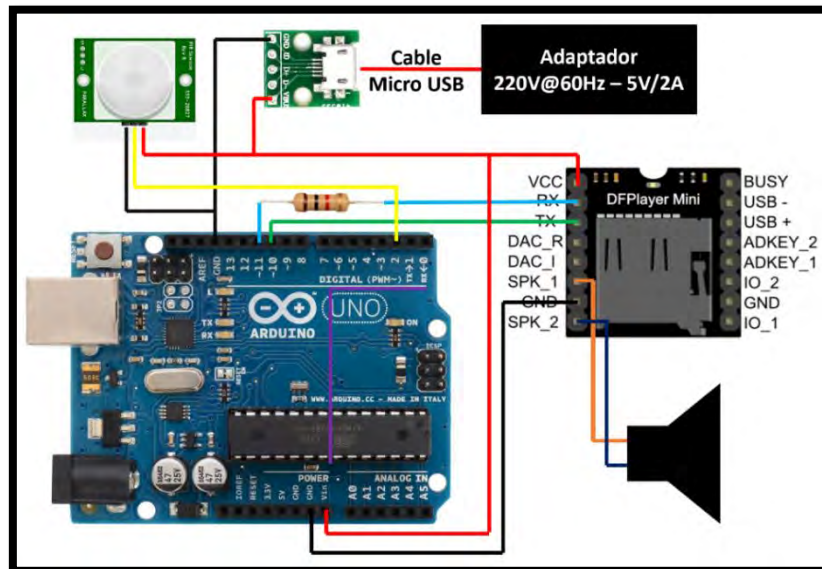


Figura 46. Conexiones para el módulo de prevención de caídas

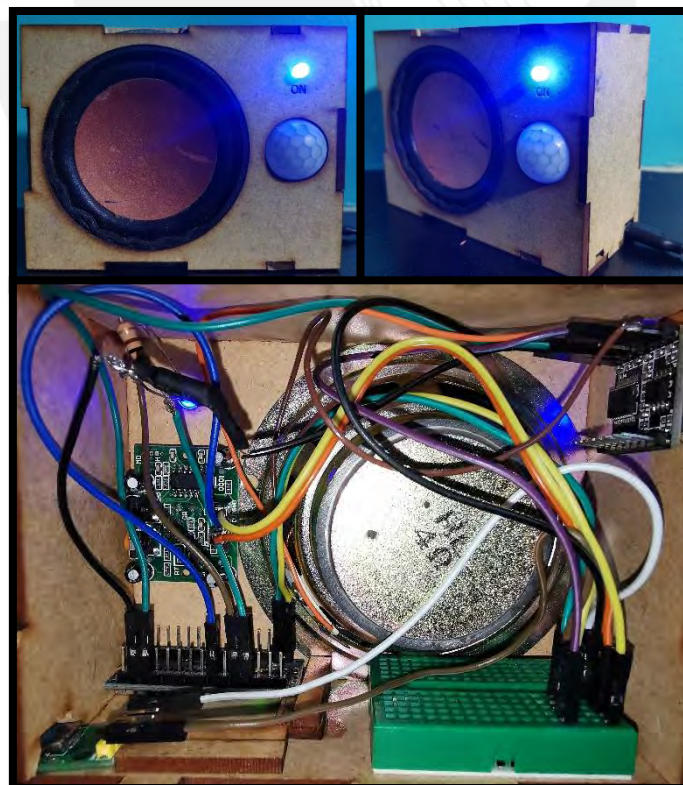


Figura 47. Implementación del módulo de prevención de caídas

El módulo de prevención de caídas utiliza el esquema de conexiones planteado en la figura 46. El funcionamiento comprende la detección de movimiento, gracias al sensor PIR, y el envío de una señal al controlador para que indique al módulo DFPlayer la reproducción de una alerta auditiva. Este bloque se alimenta desde la red eléctrica con un adaptador de 220V a 5V. Asimismo, la implementación de este bloque se observa en la figura 47.

4.4.2. Resultados

Como se pudo apreciar en la figura 38, el módulo de prevención de caídas fue colocado antes de una escalera que conduce al primer piso de la vivienda. Cuando se detectó la presencia de un usuario próximo a descender por las escaleras, se emitió una alerta auditiva mediante el altavoz del módulo implementado, el cual indicaba que tenga cuidado al transitar esta zona que supone un riesgo de caída. En las pruebas realizadas, se emitieron advertencias cuando el usuario no tenía intención de bajar por las escaleras, pero sí pasaba cerca del área donde se encontraba el módulo de prevención de caídas.

4.5. Unidad de control y comunicaciones

4.5.1. Diagrama de conexiones para pruebas

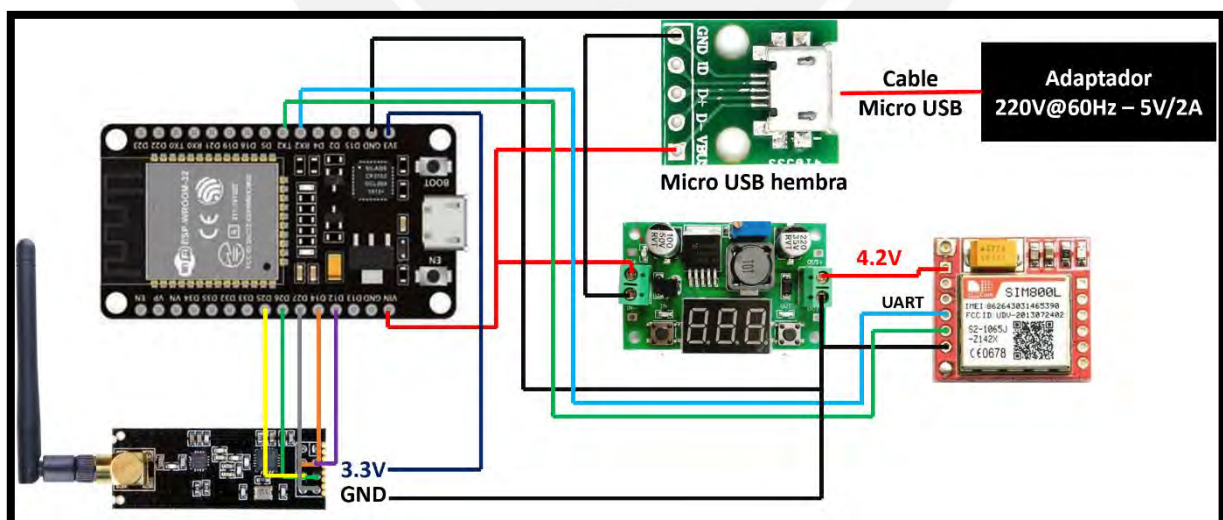


Figura 48. Conexiones Unidad de Control y comunicaciones

En la figura 48, se observa el diagrama de conexiones utilizado para la implementación de la UCC. La alimentación proviene de un adaptador de 220V a 5V, lo que permite alimentar

directamente a la placa ESP32 y al regulador LM2596. Este último permite regular la alimentación a 4.2V y suministrar la energía necesaria para el SIM800L.

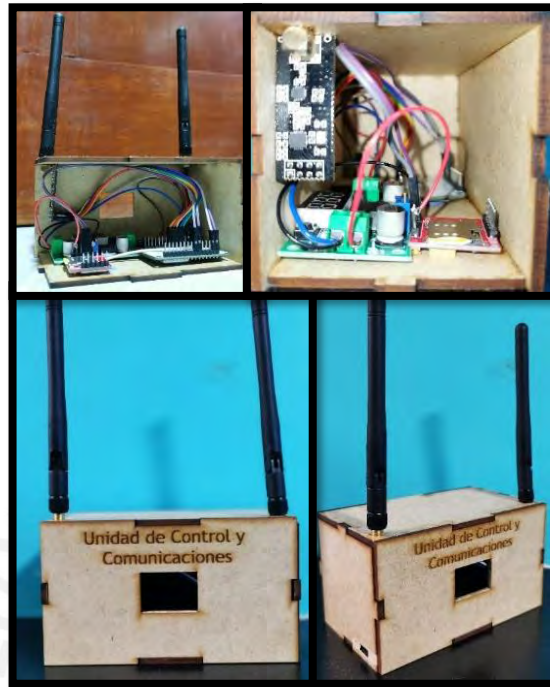


Figura 49. Implementación de la Unidad de Control y comunicaciones

En la figura 49, se observa la implementación realizada de la unidad de control y comunicaciones. Se observa un rectángulo vacío en el centro de la parte frontal que puede servir para agregar una pantalla OLED en trabajos futuros.

4.5.2. Resultados conexión wifi y red celular

```
Connecting to Wi-Fi.  
Connected with IP: 192.168.18.32  
  
Valor respondido: 1  
AT+CMGF=1  
OK  
Numero de celular encontrado: 987570658
```

Figura 50. Inicio del programa de la UCC

En el inicio del programa, se obtienen los resultados del monitor serial mostrados en la figura 50. Se establece la conexión con la red wifi. Posterior a ello, la línea “Valor respondido: 1” indica que la conexión del SIM800L con la red celular fue exitosa. Por último, se obtiene el

número de celular del familiar (previamente registrado) al cual enviar alertas desde Firebase (ver figura 53).

4.5.3. Resultados UCC – Módulo wearable

```
18:56:20.921 -> 61
18:56:20.968 -> Pulso BPM: 61
18:56:22.134 -> 59
18:56:22.134 -> Pulso BPM: 59
18:56:24.563 -> 57
18:56:24.611 -> Pulso BPM: 57
18:56:25.777 -> 59
18:56:25.777 -> Pulso BPM: 59
18:56:26.944 -> 59
18:56:26.992 -> Pulso BPM: 59
18:56:28.158 -> 60
18:56:28.205 -> Pulso BPM: 60
18:56:29.377 -> 62
18:56:29.377 -> Pulso BPM: 62
18:56:30.590 -> 64
18:56:30.590 -> Pulso BPM: 64
```

Figura 51. Recepción de BPM en la UCC proveniente del módulo portátil

La UCC recibió cada valor de pulso cardíaco enviado por el módulo portátil. Como se observa en la figura 51, aproximadamente, cada dato se recibe en intervalos de 1 segundo y son guardados en el campo *bpm* de la base de datos (ver figura 53) apenas son recibidos. Si el usuario no porta el módulo, no se recibe ni se guarda ningún valor de *bpm*.

4.5.4. Resultados UCC – Botón de emergencia

```
18:42:28.007 -> AlertaON
18:42:28.054 -> Se detectó una alerta!
18:42:28.572 -> AT+CMGS="+51987570658"
18:42:28.572 -> > ALERTA! Revisa la app de monitoreo remoto! Contactate con tu fam
18:42:32.159 ->
18:42:32.159 -> +CMGS: 147
18:42:32.159 ->
18:42:32.159 -> OK
```

Figura 52. Recepción de alerta en la UCC proveniente del botón de emergencia

En las figura 52, se observa el monitor serial del programa de la UCC cuando un botón de alerta es presionado. La UCC envía un mensaje de texto al celular que se definió al inicio del programa indicando la alerta emitida y que revise su aplicativo móvil. Asimismo, actualiza el campo *alerta* en la base de datos que se muestra en la figura 53.

4.6. Base de datos



Figura 53. Estructura de la base de datos en Firebase para una vivienda monitoreada

En la figura 53, se observa la estructura que tiene la base de datos para una vivienda monitoreada. Se tiene el valor de la fecha y hora actuales en el campo **date**, el cual se actualiza cuando se ha detectado un nuevo valor de pulso cardíaco, una alerta o una caída. El campo **caída** tendrá un valor de 1 cuando se haya detectado una caída y 0 cuando no. Similarmente, el campo **alerta** será 1 cuando se presione un botón de emergencia, sino será 0. El campo **bpm** contiene un valor de latidos por minuto que se irá actualizando a medida que el usuario porte el *wearable*. Por último, el campo **numcelular** contiene el celular al cual se debe enviar el mensaje de texto desde la UCC. Este último campo es editable por el familiar del adulto mayor desde su aplicativo móvil. Toda la estructura descrita corresponde a una sola vivienda; en la imagen, a la casa monitoreada le corresponde el id **1**.

4.7. Aplicativo móvil

El aplicativo móvil fue desarrollado en el entorno de programación Android Studio. Las funcionalidades principales del aplicativo son el monitoreo en tiempo real del pulso cardíaco del adulto mayor y la emisión de notificaciones de alerta cuando se accione un botón de emergencia o el adulto mayor haya sufrido una caída. Asimismo, el usuario puede registrar un número de teléfono en la base de datos para recibir alertas por mensaje de texto.

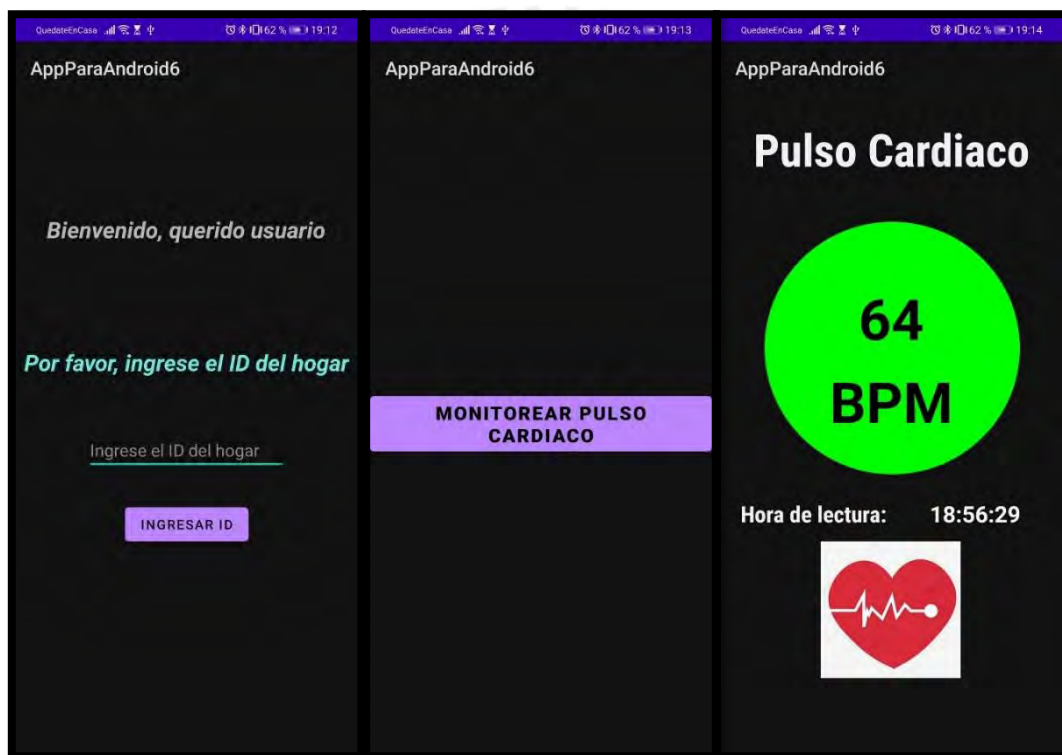


Figura 54. Interfaz del aplicativo móvil

En la figura 54, se observan las 3 vistas desarrolladas para el aplicativo. La primera vista requiere colocar el ID de la vivienda que se debe monitorear. Desde ese momento, el aplicativo ya puede recibir notificaciones en tiempo real de ocurrir una situación de alerta en la casa del adulto mayor. Asimismo, se tiene una segunda vista que permite seleccionar el monitoreo de pulso cardíaco. Esta opción conduce a la tercera vista, en la cual se tienen los latidos por minuto obtenidos desde la base de datos; también se observa la hora de la medición.

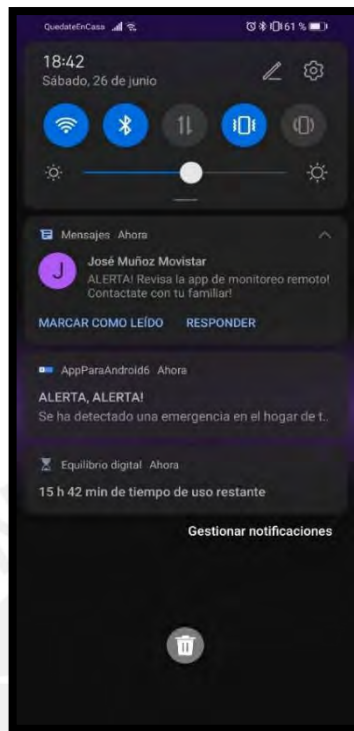


Figura 55. Smartphone con notificación y SMS ante la activación de un botón de emergencia

En la figura 55, se puede observar la barra de notificaciones cuando un botón de emergencia es presionado en la vivienda o cuando se ha detectado una caída del adulto mayor. En ese mismo instante, llega una alerta vía aplicativo y otra vía SMS, ello es para garantizar que sea notificado sin importar si cuenta con conexión a Internet o no.

CONCLUSIONES

El trabajo de tesis tuvo como objetivo principal el desarrollo de un sistema de monitoreo para las viviendas unipersonales de adultos mayores, para así brindar a los familiares una herramienta que permita el seguimiento de ciertos parámetros del estado de salud del familiar anciano.

En primer lugar, el sistema desarrollado fue capaz de obtener el pulso cardíaco del usuario desde un dispositivo que se porta en la muñeca con una precisión de 93%. Asimismo, el valor de pulso obtenido fue recibido por la unidad de control y comunicaciones en intervalos de 1 segundo. Con lo descrito, se satisficieron los objetivos específicos del diseño, implementación y correcto funcionamiento de un dispositivo monitor de pulso cardíaco.

En segundo lugar, el sistema desarrollado fue capaz de detectar una caída intradomiciliaria del usuario mediante un dispositivo portado en la muñeca con una precisión del 72%. Al interpretar que el usuario sufrió una caída, se envió exitosamente una señal de alerta a la unidad de control y comunicaciones. Cabe destacar que durante la implementación se detectaron “falsos positivos”, lo cual se refiere a interpretar un movimiento del usuario como una caída que no ocurrió. Con lo expuesto, se satisficieron los objetivos específicos del diseño, implementación y correcto funcionamiento de un detector de caídas portátil.

En tercer lugar, se desarrolló e implementó un sistema de botones de emergencia situados en la vivienda, los cuales, al ser accionados por el usuario, enviaron una alerta a la unidad de control y comunicaciones. Con ello, se satisficieron los objetivos del diseño e implementación del sistema de botones de emergencia.

Así también, se desarrolló e implementó un módulo de prevención de caídas, el cual, al detectar que el usuario puede transitar una zona de riesgo en su vivienda, emitió una alerta auditiva indicando que transite dicha área con cuidado. Gracias a ello, se satisficieron los objetivos del

diseño e implementación de un sistema de prevención de caídas o accidentes mediante señales auditivas.

Con respecto al monitoreo remoto, se diseñó e implementó la unidad de control y comunicaciones (UCC). La UCC recibió, correctamente y de manera simultánea, la información enviada por los otros subsistemas (botones de alerta y wearable). Luego, almacenó la información recolectada en una base de datos alojada en la nube, y envió con éxito mensajes de texto (SMS) hacia el celular del familiar del adulto mayor en caso de una situación de emergencia. Con lo expuesto, se satisficieron los objetivos de la integración de este subsistema con las funcionalidades de monitor de pulso cardíaco, detector de caídas y con el sistema de botones de alerta.

Finalmente, se desarrolló el aplicativo móvil para smartphones con Android OS, el cual es el puente de comunicación entre el familiar y la vivienda del adulto mayor. La aplicación desplegó la información recolectada en la casa y emitió notificaciones en situaciones de alerta ya descritas anteriormente, con lo cual se validó el funcionamiento completo del sistema de monitoreo intradomiciliario y remoto propuesto en el trabajo de tesis. Con lo descrito, se satisficieron los objetivos del desarrollo del aplicativo móvil y la validación del correcto funcionamiento del sistema desarrollado para las viviendas del adulto mayor.

Es fundamental que las investigaciones en el rubro de los sistemas integrados de monitoreo sigan evolucionando; en pleno 2021, cuando la tecnología avanza a pasos agigantados, es importante aplicar los conocimientos ingenieriles para brindar soluciones que permitan garantizar el bienestar de nuestra sociedad.

RECOMENDACIONES

En trabajos futuros, se puede añadir la funcionalidad de geolocalización al módulo *wearable*, de modo que esté orientado a los adultos mayores que puedan sufrir episodios de desorientación y abandonen su vivienda repentinamente. El familiar podrá ver la posición exacta del adulto mayor si así lo requiere. Asimismo, sería importante añadir una capa de seguridad para acceder a la información de estos datos; por ejemplo, almacenar esta información sensible en una base de datos cuyas reglas de lectura estén asociadas con alguna credencial que solo la posea un familiar. De este modo, si fuese necesario, se le puede facilitar esta información a las autoridades para fines correspondientes, pero evitar que sea accedida de manera clandestina.

Por otro lado, para que exista mayor interacción entre la unidad de control y comunicaciones, y el adulto mayor, se puede agregar una pantalla de visualización. En ella, se puede desplegar la información recolectada por el módulo *wearable* para que el usuario también pueda ver los datos de su pulso cardíaco, igual que su familiar en el aplicativo móvil. En la misma línea, para trabajos futuros, se puede realizar el desarrollo del aplicativo móvil en un dispositivo con sistema IOS para que el sistema pueda ser utilizado por usuarios que no utilizan un dispositivo Android.

Así también, para poder obtener resultados más completos sobre el funcionamiento del sistema, es necesario que pueda implementarse en distintas viviendas, de diferentes dimensiones. Del mismo modo, que las pruebas del monitor de frecuencia cardíaca y del detector de caídas sean realizadas en diversos usuarios, en su mayoría adultos mayores. Con ello, se logrará un mejor análisis con respecto a las variables que pueden afectar el funcionamiento del sistema de monitoreo intradomiciliario.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] WHO, "Ageing and health," *World Health Organization*, 2018. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health> (accessed Oct. 04, 2020).
- [2] Congreso de la República, *LEY N° 30490 - LEY DE LAS PERSONAS ADULTAS MAYORES*. 2018, p. 26.
- [3] M. Roth, "Problems of an Ageing Population," *Br. Med. J.*, vol. 1, no. 5181, pp. 1226–1230, Apr. 1960.
- [4] N. Guerrero-R and M. C. Yépez-Ch, "Factores asociados a la vulnerabilidad del adulto mayor con alteraciones de salud," *Univ. Salud*, vol. 17, no. 1, pp. 121–131, Jun. 2015.
- [5] INEI, "En el 2020 población peruana alcanza 32,6 millones de habitantes," *Instituto Nacional de Estadística e Informática*, Jul. 2020. http://m.inei.gov.pe/media/MenuRecursivo/noticias/np101_2020.pdf (accessed Oct. 01, 2020).
- [6] H. Zamora and Z. Edith, "Cuidadores del adulto mayor residente en asilos," *Index Enferm.*, vol. 15, no. 52–53, pp. 40–44, 2006.
- [7] E. Borelli *et al.*, "HABITAT: An IoT Solution for Independent Elderly," *Sensors*, vol. 19, no. 5, Mar. 2019, doi: 10.3390/s19051258.
- [8] T. J. Mattimore *et al.*, "Surrogate and physician understanding of patients' preferences for living permanently in a nursing home," *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 45, no. 7, pp. 818–824, Jul. 1997, doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01508.x.
- [9] "Aging In Place | Advice & Support for Senior Caregivers," *AgingInPlace.org*. <https://aginginpla.wpengine.com/> (accessed Oct. 04, 2020).
- [10] D. A. Chavarro Carvajal, J. A. Sucerquia Quintero, and L. C. Venegas Sanabria, "Vivir solo: motivaciones, factores de protección y factores de riesgo en ancianos," Facultad de Medicina Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia, Apr. 2018. [Online]. Available: https://www.anmdecolombia.net/attachments/article/614/Artii%CC%80culo%20Revisioi%CC%80n%20Vivir%20Solo_.pdf
- [11] INEI, "Situación de la población mayor," Perú, Informe técnico 2, Jun. 2020. [Online]. Available: <https://www.inei.gov.pe/media/MenuRecursivo/boletines/informe-tecnico-poblacion-adulta-mayor.pdf>
- [12] WHO, "Caídas," *World Health Organization*, 2018. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls> (accessed Oct. 05, 2020).
- [13] Ministerio de Salud, "EL FIRME de la Salud," Instituto Nacional de Salud, Perú, 1, Jan. 2018. [Online]. Available: https://web.ins.gob.pe/sites/default/files/Archivos/authenticated%2C%20administrator%2C%20editor/publicaciones/2018-07-06/El_Firme_de_la_Salud_Enero_2018.pdf
- [14] P. M. Salazar Cáceres, A. Rotta Rotta, and F. Otiniano Costa, "Hipertensión en el adulto mayor," *Rev. Médica Hered.*, vol. 27, no. 1, pp. 60–66, Jan. 2016.
- [15] "Peligros sobre la hipertensión: Efectos de la hipertensión sobre tu cuerpo," *Mayo Clinic*. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/high-blood-pressure/in-depth/high-blood-pressure/art-20045868> (accessed Oct. 05, 2020).
- [16] S. B. Kumar, W. W. Goh, and S. Balakrishnan, "Smart Medicine Reminder Device For The Elderly," in *2018 Fourth International Conference on Advances in Computing, Communication Automation (ICACCA)*, Oct. 2018, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICACCAF.2018.8776734.
- [17] B. Ganesan, T. Gowda, A. Al-Jumaily, K. N. K. Fong, S. K. Meena, and R. K. Y. Tong, "Ambient assisted living technologies for older adults with cognitive and physical impairments: a review," *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, vol. 23, no. 23, pp. 10470–10481, Dec. 2019, doi: 10.26355/eurrev_201912_19686.
- [18] L. Fang, Y. Wu, C. Wu, and Y. Yu, "A Non-Intrusive Elderly Home Monitoring System," *IEEE Internet Things J.*, pp. 1–1, 2020, doi: 10.1109/JIOT.2020.3019270.

- [19] L. Mainetti, L. Patrono, A. Secco, and I. Sergi, "An IoT-aware AAL system for elderly people," in *2016 International Multidisciplinary Conference on Computer and Energy Science (SpliTech)*, Jul. 2016, pp. 1–6. doi: 10.1109/SpliTech.2016.7555929.
- [20] B. David Chung Hu, H. Fahmi, L. Yuhao, C. C. Kiong, and A. Harun, "Internet of Things (IOT) Monitoring System for Elderly," in *2018 International Conference on Intelligent and Advanced System (ICIAS)*, Aug. 2018, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICIAS.2018.8540567.
- [21] A. Capodiecì, L. Mainetti, and P. Panarese, "Ambient Assisted Living for Elderly People Using Smart Personal Assistants," in *2018 International Conference on Computational Science and Computational Intelligence (CSCI)*, Dec. 2018, pp. 935–940. doi: 10.1109/CSCI46756.2018.00183.
- [22] S. Watanabe, M. Asano, T. Nakazawa, R. Ando, T. Tasaki, and H. Aoki, "Possibilities of simple IoT system for monitoring elderly people living alone," in *2017 IEEE 6th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, Oct. 2017, pp. 1–4. doi: 10.1109/GCCE.2017.8229239.
- [23] A. Hua *et al.*, "Accelerometer-based predictive models of fall risk in older women: a pilot study," *Npj Digit. Med.*, vol. 1, no. 1, Art. no. 1, Jul. 2018, doi: 10.1038/s41746-018-0033-5.
- [24] G. Kyriakopoulos, S. Ntanos, T. Anagnostopoulos, N. Tsotsolas, I. Salmon, and K. Ntalianis, "Internet of Things (IoT)-Enabled Elderly Fall Verification, Exploiting Temporal Inference Models in Smart Homes," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 2, Jan. 2020, doi: 10.3390/ijerph17020408.
- [25] T. F. Bernadus, L. B. Subekti, and Y. Bandung, "IoT-Based Fall Detection and Heart Rate Monitoring System for Elderly Care," in *2019 International Conference on ICT for Smart Society (ICISS)*, Nov. 2019, vol. 7, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICISS48059.2019.8969845.
- [26] A. Rakhman, L. Nugroho, W. Widyawan, and K. Kurnianingsih, "Fall Detection System Using Accelerometer and Gyroscope Based on Smartphone," presented at the 1st International Conference on Information Technology, Computer and Electrical Engineering (ICITACEE), Semarang, Indonesia, Nov. 2014. doi: 10.1109/ICITACEE.2014.7065722.
- [27] "GoSafe 2 | Philips Lifeline[®]," *Philips*. <https://www.lifeline.philips.com/medical-alert-systems/gosafe-2.html> (accessed Oct. 06, 2020).
- [28] "MobileHelp[®] Duo," *MobileHelp*. <https://www.mobilehelp.com/products/mobilehelp-duo> (accessed Oct. 06, 2020).
- [29] "CarePredict Tempo[™] Series 3," *CarePredict*. <https://www.carepredict.com/> (accessed Oct. 06, 2020).
- [30] E. Oporto Díaz, "Diseño de un sistema inalámbrico de detección de caídas aplicado a personas de la tercera edad basado en acelerómetro y teléfono móvil," Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú, 2014. [Online]. Available: http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/20.500.12404/5914/OPORTO_EDGARD_SISTEMA_DETECCION_CAIDAS_PERSONAS_ACELEROMETRO.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [31] P. Vallabh, R. Malekian, N. Ye, and D. C. Bogatinoska, "Fall detection using machine learning algorithms," in *2016 24th International Conference on Software, Telecommunications and Computer Networks (SoftCOM)*, Sep. 2016, pp. 1–9. doi: 10.1109/SOFTCOM.2016.7772142.
- [32] M. Lustrek and B. Kaluza, "Fall Detection and Activity Recognition with Machine Learning," *Inform. Slov.*, vol. 33, pp. 197–204, Jan. 2009.
- [33] K. de Miguel, A. Brunete, M. Hernando, and E. Gambaio, "Home Camera-Based Fall Detection System for the Elderly," *Sensors*, vol. 17, no. 12, Dec. 2017, doi: 10.3390/s17122864.
- [34] K. Adhikari, H. Bouchachia, and H. Nait-Charif, "Activity recognition for indoor fall detection using convolutional neural network," in *2017 Fifteenth IAPR International Conference on Machine Vision Applications (MVA)*, May 2017, pp. 81–84. doi: 10.23919/MVA.2017.7986795.
- [35] E. Casilari, R. Lora-Rivera, and F. García-Lagos, "A Study on the Application of Convolutional Neural Networks to Fall Detection Evaluated with Multiple Public Datasets," *Sensors*, vol. 20, no. 5, Mar. 2020, doi: 10.3390/s20051466.
- [36] Md. M. Islam *et al.*, "Deep Learning Based Systems Developed for Fall Detection: A Review," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 166117–166137, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3021943.

- [37] E. Nemati, C. Batteate, and M. Jerrett, "Opportunistic Environmental Sensing with Smartphones: a Critical Review of Current Literature and Applications," *Curr. Environ. Health Rep.*, vol. 4, no. 3, pp. 306–318, Sep. 2017, doi: 10.1007/s40572-017-0158-8.
- [38] "Senior Lifestyle Systems - Qorvo," *Qorvo.com*. <https://www.qorvo.com/applications/internet-of-things/lifestyle-systems> (accessed Oct. 07, 2020).
- [39] B. Ghazal and K. Khatib, "Smart Home Automation System for Elderly, and Handicapped People using XBee," *Int. J. Smart Home*, vol. 9, pp. 203–210, Apr. 2015, doi: 10.14257/ijsh.2015.9.4.21.
- [40] H. Isyanto, A. S. Arifin, and M. Suryanegara, "Design and Implementation of IoT-Based Smart Home Voice Commands for disabled people using Google Assistant," in *2020 International Conference on Smart Technology and Applications (ICoSTA)*, Feb. 2020, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICoSTA48221.2020.1570613925.
- [41] A. Gebhart, "Everything you need to know about Google Home," *CNET*. <https://www.cnet.com/how-to/everything-you-want-to-know-about-google-home/> (accessed Oct. 07, 2020).
- [42] "Amazon.com: Amazon Echo & Alexa Devices: Dispositivos Amazon y Accesorios." <https://www.amazon.com/-/es/Amazon-Echo/b?ie=UTF8&node=9818047011> (accessed Oct. 07, 2020).
- [43] X. Xia, Q. Jiang, J. McDermott, and J. J. Han, "Aging and Alzheimer's disease: Comparison and associations from molecular to system level," *Aging Cell*, vol. 17, no. 5, Oct. 2018, doi: 10.1111/accel.12802.
- [44] S. S. Aljehani, R. A. Alhazmi, S. S. Aloufi, B. D. Aljehani, and R. Abdulrahman, "iCare: Applying IoT Technology for Monitoring Alzheimer's Patients," in *2018 1st International Conference on Computer Applications Information Security (ICCAIS)*, Apr. 2018, pp. 1–6. doi: 10.1109/CAIS.2018.8442010.
- [45] M. Dumitrache and S. Paşca, "Fall detection system for elderly with GSM communication and GPS localization," in *2013 8TH INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ADVANCED TOPICS IN ELECTRICAL ENGINEERING (ATEE)*, May 2013, pp. 1–6. doi: 10.1109/ATEE.2013.6563429.
- [46] K. Santo, S. S. Richtering, J. Chalmers, A. Thiagalingam, C. K. Chow, and J. Redfern, "Mobile Phone Apps to Improve Medication Adherence: A Systematic Stepwise Process to Identify High-Quality Apps," *JMIR MHealth UHealth*, vol. 4, no. 4, p. e132, Dec. 2016, doi: 10.2196/mhealth.6742.
- [47] "Medisafe App," *Medisafe*. <https://www.medisafeapp.com/> (accessed Oct. 06, 2020).
- [48] J. Hindy, "10 best pill reminder apps for Android," *Android Authority*, 2020. <https://www.androidauthority.com/best-pill-reminder-apps-android-862285/> (accessed Oct. 06, 2020).
- [49] L. Kallman, "Healthcare Technology and News: MedMinder: Wireless Pill Organizer for Medication Adherence," *HealthTechZone.com*, 2010. <https://www.healthtechzone.com/topics/healthcare/articles/80677-medminder-wireless-pill-organizer-medication-adherence.htm> (accessed Oct. 06, 2020).
- [50] A.-L. Kor, M. Yanovsky, C. Pattinson, and V. Kharchenko, "SMART-ITEM: IoT-enabled smart living," in *2016 Future Technologies Conference (FTC)*, Dec. 2016, pp. 739–749. doi: 10.1109/FTC.2016.7821687.
- [51] A. Kor, C. Pattinson, R. Pope, and A. Schulte, "An Integrated Healthcare System and Services for Empowering Patients," in *International Conference on Health Informatics and Medical Systems*, Las Vegas, 2015. Accessed: Oct. 07, 2020. [Online]. Available: /paper/An-Integrated-Healthcare-System-and-Services-for-Kor-Pattinson/7fe6d46826061d94fdaa48488db4e2d457b1b81d
- [52] N. G. Bolívar Pulgarín, L. D. Cangrejo Aljure, and O. J. Salcedo Parra, "eHeart-BP, Prototype of the Internet of Things to Monitor Blood Pressure," in *2019 IEEE/ACM International Conference on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE)*, Sep. 2019, pp. 58–63. doi: 10.1109/CHASE48038.2019.00025.

- [53] D. Florez and J. Sepulveda, "BlooXY: On a non-invasive blood monitor for the IoT context," in *2017 30th IEEE International System-on-Chip Conference (SOCC)*, Sep. 2017, pp. 29–34. doi: 10.1109/SOCC.2017.8226000.
- [54] R. Guntha, "IoT Architectures for Noninvasive Blood Glucose and Blood Pressure Monitoring," in *2019 9th International Symposium on Embedded Computing and System Design (ISED)*, Dec. 2019, pp. 1–5. doi: 10.1109/ISED48680.2019.9096233.
- [55] S. Pinto, J. Cabral, and T. Gomes, "We-care: An IoT-based health care system for elderly people," in *2017 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*, Mar. 2017, pp. 1378–1383. doi: 10.1109/ICIT.2017.7915565.
- [56] Y. Li, G. Li, and H. Zhang, "A Wireless Pulse Rate Monitoring Terminal," in *2018 International Conference on Intelligent Transportation, Big Data Smart City (ICITBS)*, Jan. 2018, pp. 149–152. doi: 10.1109/ICITBS.2018.00046.
- [57] M. Irmansyah, E. Madona, A. Nasution, and R. Putra, "Low Cost Heart Rate Portable Device for Risk Patients with IoT and Warning System," in *2018 International Conference on Applied Information Technology and Innovation (ICAITI)*, Sep. 2018, pp. 46–49. doi: 10.1109/ICAITI.2018.8686761.
- [58] Boehringer Ingelheim, "En infarto del miocardio, el tiempo es vida," *boehringer-ingelheim.mx*. <https://www.boehringer-ingelheim.mx/nota-prensa/en-infarto-del-miocardio-el-tiempo-es-vida> (accessed Dec. 08, 2020).
- [59] Maxim Integrated, "MAX30100 Datasheet." 2014. [Online]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [60] G. Celi, M. Rocha, and M. Yapur, "Mediciones fotopletiográficas," Sep. 2011.
- [61] A. C. Angulo Duato, "Diseño e implementación de un pulsómetro digital basado en fotopletiografía," Proyecto/Trabajo fin de carrera/grado, Universitat Politècnica de València, 2015. Accessed: Nov. 23, 2020. [Online]. Available: <https://riunet.upv.es/handle/10251/49716>
- [62] D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur, and H. Nazeran, "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care," *Int. J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 4, no. 4, pp. 195–202, 2018, doi: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.
- [63] M. M. SAYS, "Photoplethysmography (PPG)," *News-Medical.net*, Jul. 18, 2016. [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\)-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG)-(Spanish).aspx) (accessed Nov. 22, 2020).
- [64] R. Gonzalez, A. Manzo, J. Delgado, J. M. Padilla, B. Trénor, and J. Saiz, "A Computer Based Photoplethysmographic Vascular Analyzer through Derivatives," presented at the Computers in Cardiology, Oct. 2008, vol. 35, pp. 177–180. doi: 10.1109/CIC.2008.4749006.
- [65] M. Mubashir, L. Shao, and L. Seed, "A Survey on Fall Detection: Principles and Approaches," *Neurocomputing*, vol. 100, pp. 144–152, Jan. 2013, doi: 10.1016/j.neucom.2011.09.037.
- [66] C. Wang *et al.*, "Development of a Fall Detecting System for the Elderly Residents," in *2008 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, May 2008, pp. 1359–1362. doi: 10.1109/ICBBE.2008.669.
- [67] Y. Cao, Y. Yang, and W. Liu, "E-FallD: A fall detection system using android-based smartphone," in *2012 9th International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery*, May 2012, pp. 1509–1513. doi: 10.1109/FSKD.2012.6234271.
- [68] "What is an IMU Sensor?," *CEVA's Experts blog*, Nov. 15, 2018. <https://www.ceva-dsp.com/ourblog/what-is-an-imu-sensor/> (accessed Dec. 08, 2020).
- [69] "MEMS Accelerometers - Colibrys," *Colibrys – MEMS Accelerometers*. <https://www.colibrys.com/c/technology/mems-accelerometers/> (accessed Nov. 24, 2020).
- [70] F. Scheck, *Mechanics: From Newton's Laws to Deterministic Chaos*. Springer Science & Business Media, 2010.
- [71] K. Guha, P. Mallela, and K. Baishnab, "Low Frequency MEMS Accelerometers in Health Monitoring - A Review Based on Material and Design Aspects," *Journal of Materials Today: Proceedings*, Elsevier (Accepted in June 2019)," *Mater. Today Proc.*, Aug. 2019.

- [72] “Introducción al giroscopio,” *5Hertz Electronics*.
https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=13 (accessed Dec. 08, 2020).
- [73] M. Benocci, C. Tacconi, E. Farella, L. Benini, L. Chiari, and L. Vanzago, “Accelerometer-based fall detection using optimized ZigBee data streaming,” *Microelectron. J.*, vol. 41, no. 11, pp. 703–710, Nov. 2010, doi: 10.1016/j.mejo.2010.06.014.
- [74] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck, and C. Becker, “Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 43, no. 5, pp. 548–551, Oct. 2005, doi: 10.1007/BF02351026.
- [75] T. Degen, H. Jaeckel, M. Rufer, and S. Wyss, “SPEEDY: a fall detector in a wrist watch,” in *Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2003. Proceedings.*, Oct. 2003, pp. 184–187. doi: 10.1109/ISWC.2003.1241410.
- [76] S. Hsieh, C. Chen, S. Wu, and T. Yue, “A wrist -worn fall detection system using accelerometers and gyroscopes,” in *Proceedings of the 11th IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control*, Apr. 2014, pp. 518–523. doi: 10.1109/ICNSC.2014.6819680.
- [77] A. Singh, D. Gupta, and N. Mittal, “Enhancing Home security systems Using IOT,” in *2019 3rd International conference on Electronics, Communication and Aerospace Technology (ICECA)*, Jun. 2019, pp. 133–137. doi: 10.1109/ICECA.2019.8821833.
- [78] J. Martín Moreno and D. Ruiz Fernández, “Informe Técnico: Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4),” Jun. 2007.
- [79] “WiFi, Bluetooth, Zigbee y Z-Wave: Qué son, diferencias y usos,” *ADSLZone*.
<https://www.adslzone.net/reportajes/tecnologia/estandares-conexion-inalambrica/> (accessed Nov. 25, 2020).
- [80] L. Avila and C. Reyes, “Revisión estado del Arte de la tecnología Bluetooth,” *Investig. Desarro. En TIC*, vol. 3, no. 2, Art. no. 2, 2012.
- [81] L. L. Peterson and B. S. Davie, *Computer Networks: A Systems Approach*. Elsevier, 2007.
- [82] H. Labiod, H. Afifi, and C. de Santis, *Wi-Fi™, Bluetooth™, Zigbee™ and WiMax™*. Springer Netherlands, 2007. doi: 10.1007/978-1-4020-5397-9.
- [83] “nRF24 Series - Nordic Semiconductor.” <https://www.nordicsemi.com/Products/Low-power-short-range-wireless/nRF24-series> (accessed Dec. 09, 2020).
- [84] “In-Depth: How nRF24L01 Wireless Module Works & Interface with Arduino,” *Last Minute Engineers*, Jul. 08, 2018. <https://lastminuteengineers.com/nrf24l01-arduino-wireless-communication/> (accessed Dec. 08, 2020).
- [85] Hospital Privado Universitario de Cordoba, “¿Cómo prevenir las caídas en adultos mayores?” <https://hospitalprivado.com.ar/programa-de-prevencion/-como-prevenir-las-caidas-en-adultos-mayores-.html> (accessed Nov. 25, 2020).
- [86] Sp. Valliappan, B. P. R. Mohan, and S. R. Kumar, “Design of low-cost, wearable remote health monitoring and alert system for elderly heart patients,” in *2017 International Conference on IoT and Application (ICIOT)*, May 2017, pp. 1–7. doi: 10.1109/ICIOTA.2017.8073612.
- [87] N. Ö. Çiftçi, E. Çiftçi, and Ş. Okkesim, “A new fall detection system design for elderly people,” in *2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, Oct. 2015, pp. 1–4. doi: 10.1109/TIPTEKNO.2015.7374107.
- [88] J. Santiago, E. Cotto, L. G. Jaimes, and I. Vergara-Laurens, “Fall detection system for the elderly,” in *2017 IEEE 7th Annual Computing and Communication Workshop and Conference (CCWC)*, Jan. 2017, pp. 1–4. doi: 10.1109/CCWC.2017.7868363.
- [89] H. Basanta, Y.-P. Huang, and T.-T. Lee, “Intuitive IoT-based H2U healthcare system for elderly people,” in *2016 IEEE 13th International Conference on Networking, Sensing, and Control (ICNSC)*, Apr. 2016, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICNSC.2016.7479018.
- [90] T. Haug, “Overview of GSM: Philosophy and results,” *Int. J. Wirel. Inf. Netw.*, vol. 1, no. 1, pp. 7–16, Jan. 1994, doi: 10.1007/BF02117288.

- [91] J. Lindström, "Real Time Database Systems," in *Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering*, American Cancer Society, 2008, pp. 1–13. doi: 10.1002/9780470050118.ecse575.
- [92] R. F. M. Aranha, V. Ganti, S. Narayanan, C. R. Muthukrishnan, S. T. S. Prasad, and K. Ramamritham, "Implementation of a real-time database system," *Inf. Syst.*, vol. 21, no. 1, pp. 55–74, Mar. 1996, doi: 10.1016/S0306-4379(96)00004-X.
- [93] L. C. Rivero, J. H. Doorn, and V. E. Ferraggine, Eds., *Encyclopedia of Database Technologies and Applications*: IGI Global, 2005. doi: 10.4018/978-1-59140-560-3.
- [94] Marketing, "7 Advantages of using real-time data analysis," *Multipeers by IT PEERS*, Feb. 20, 2017. <https://multipeers.itpeers.com/en/2017/02/20/vantagens-analise-tempo-real/> (accessed Dec. 09, 2020).
- [95] "Firebase Realtime Database | Firebase Realtime Database." <https://firebase.google.com/docs/database?hl=es-419> (accessed Dec. 09, 2020).
- [96] J. Freeman, "What is an API? Application programming interfaces explained," *InfoWorld*, Aug. 08, 2019. <https://www.infoworld.com/article/3269878/what-is-an-api-application-programming-interfaces-explained.html> (accessed Dec. 10, 2020).
- [97] "What is API: Definition, Types, Specifications, Documentation," *AltexSoft*. <https://www.altexsoft.com/blog/engineering/what-is-api-definition-types-specifications-documentation/> (accessed Dec. 10, 2020).
- [98] "What is an API?" <https://www.redhat.com/en/topics/api/what-are-application-programming-interfaces> (accessed Dec. 10, 2020).
- [99] N. Jia, "Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer," *Analog Dialogue*, vol. 43, 2009.
- [100] Texas Instruments, "TPS6302x High Efficiency Single Inductor Buck-boost Converter with 4-A Switches datasheet." Oct. 2019. [Online]. Available: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps63020.pdf?ts=1621203308638&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FTPS63020
- [101] Diodes Incorporated, "1A Low Dropout Linear Regulator - AZ1117 Datasheet." 2019. [Online]. Available: https://www.diodes.com/assets/Datasheets/products_inactive_data/AZ1117.pdf
- [102] Texas Instruments, "LM2596 SIMPLE SWITCHER® Power Converter 150-kHz 3-A Step-Down Voltage Regulator." Nov. 1999. [Online]. Available: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2596.pdf?ts=1621612725410&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F
- [103] Robot Wiki, "DFPlayer Mini." 2014. [Online]. Available: <https://content.instructables.com/ORIG/FGT/H5J3/IUKEZCYF/FGTH5J3IUKEZCYF.pdf>
- [104] Diodes Incorporated, "PAM8406 Datasheet." Mar. 2013. [Online]. Available: <https://www.mouser.com/datasheet/2/115/PAM8406-247303.pdf>
- [105] "HC-SR501 Passive Infrared (PIR) Motion Sensor." [Online]. Available: <https://www.mpja.com/download/31227sc.pdf>
- [106] Google, "Elige una base de datos: Cloud Firestore o Realtime Database," *Firebase*. <https://firebase.google.com/docs/firestore/rtdb-vs-firestore?hl=es-419> (accessed May 22, 2021).
- [107] "com.google.firebase.firestore," *Firebase*. <https://firebase.google.com/docs/reference/android/com/google/firebase/firestore/package-summary?hl=es-419> (accessed May 22, 2021).
- [108] "Pulse oximeter Contec CMS50D Blue." <https://www.ahealthcare.com/pulse-oximeter-contec-cms50d-blue/> (accessed Nov. 24, 2022).