



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“SISTEMA DE ALERTA PARA PERSONAS CON TRASTORNOS
DE EQUILIBRIO USANDO SENSOR INERCIAL Y
DISPOSITIVOS MÓVILES”

INFORME DE PROYECTO INTEGRADOR

Previa a la obtención del Título de:

INGENIERO EN CIENCIAS COMPUTACIONALES

JAVIER FERNANDO CALDERÓN VERA

LEONARDO MELECIO MÁRQUEZ MORÁN

GUAYAQUIL – ECUADOR

AÑO: 2015

AGRADECIMIENTOS

En esta obra quiero agradecer en primer lugar a nuestro padre celestial, Jehová por bendecirme y poder llegar hasta donde he llegado.

Quiero agradecer a mis padres por ser pilares fundamentales durante toda mi carrera universitaria, a mi hijo, un ángel en la tierra, quien con su presencia hizo posible toda iniciativa para lograr culminar con esta obra.

A la ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA del LITORAL por darme la oportunidad de estudiar y ser un profesional.

A mi director de esta obra, Ph. D. Dennis Guillermo Romero López por su dedicación y esfuerzo, quien con sus conocimientos, paciencia y motivación ha sido de gran ayuda para el cumplimiento de mis objetivos.

Y por último a dos grandes seres humanos, mi compañero de trabajo; Sr. Javier Fernando Calderón Vera e Ing. Bolívar Alberto Elbert Pontón quienes han sido como hermanos mayores y han sabido guiarme en mi vida universitaria y profesional.

“Son muchas las personas que han formado parte de mi vida profesional a las que me encantaría agradecerles su amistad, consejos, apoyo, ánimo y compañía en los momentos más difíciles de mi vida. Algunos están aquí conmigo y otros en mis recuerdos y en mi corazón, sin importar en donde estén quiero darles las gracias por formar parte de mí, por todo lo que me han brindado y por todas sus bendiciones.”

Para ellos: Muchas gracias y que Dios los bendiga.

LEONARDO MELECIO MARQUEZ MORAN

Este documento representa la culminación de una etapa de mi vida, que con esfuerzo, sacrificio y con la ayuda de DIOS logré alcanzar esta meta propuesta, agradecer a mi madre Carmen Cristina Vera y hermanas Lorena Calderón Vera y Mayra Sánchez Vera por ese apoyo y amor incondicional, además agradecer el aliento de algunas personas que nos dan la mano en este arduo camino de estudios, personas que nos guían y motivan para alcanzar las metas, por estos y muchos motivos quiero agradecer a todos los profesores que me ayudaron en la formación profesional y amigos, un último agradecimiento y no menos importante a mi amigo el Ing. Bolívar Elbert Pontón y a su familia a la cual agradezco de todo corazón por su apoyo y acogida en su hogar en los tiempos de estudio.

La culminación de la carrera representa no representa el final de logros sino el inicio de muchos más, con la ayuda de DIOS y mi familia.

JAVIER FERNANDO CALDERON VERA

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi hijo quien desde su nacimiento me enseñó a darme cuenta que los objetivos no tienen límites, y es el motor principal de mi vida.

Para mis amados padres por su apoyo, amor, ayuda en los momentos difíciles, comprensión, y por ayudarme con los recursos para estudiar. Me han enseñado todo lo que soy como persona, me han ayudado a formar el carácter, me enseñaron que la perseverancia y el coraje acompañados de valores y principios me ayudarían a conseguir mis objetivos.

"La dicha de la vida consiste en tener siempre algo que hacer, alguien a quien amar y alguna cosa que esperar" Thomas Chelmers.

LEONARDO MELECIO MARQUEZ MORAN

Dedico este trabajo de manera muy especial a mi madre Carme Vera Valdivieso que gracias a su sacrificio, dedicación, consejos me ha sabido guiar, dándome la mejor herencia que los padres nos pueden dar que es el estudio.

En memoria de mi abuela Alejandrina Valdivieso por su amor, consejos y cuidados.

JAVIER FERNANDO CALDERON VERA

TRIBUNAL DE EVALUACIÓN

.....
PhD. Dennis Romero López
PROFESOR / EVALUADOR

.....
PhD. Carmen Vaca Ruiz
PROFESOR / EVALUADOR

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad y la autoría del contenido de este Trabajo de Titulación, nos corresponde exclusivamente; y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"

.....
Javier Calderón Vera

.....
Leonardo Márquez Morán

RESUMEN

Cuando se habla de problemas de equilibrio muchas personas no lo asocian con el rol que juegan los oídos. Sin embargo los oídos no son los únicos órganos que nos ayudan a mantener el equilibrio; los oídos, ojos, músculos, articulaciones trabajan todos juntos para mantener el equilibrio. Se vio la necesidad de expandir el estudio e incluir no solo a personas con trastornos de equilibrio causado por atrofia del oído medio sino también a adultos mayores. La población de adultos mayores es mucho más propensa a la pérdida del equilibrio y a sufrir caídas, con el agravante que muchos pasan la mayor parte de tiempo solos en sus hogares, sin posibilidad de recibir atención inmediata.

Según los datos recopilados, las caídas son uno de los principales factores que ocasionan severos daños físicos, psicológicos y sociales, e incluso provocan la muerte, en los adultos mayores. Este problema es particularmente importante dado el incremento porcentual de adultos mayores en el Ecuador y en la población mundial, así como por la situación de vulnerabilidad y abandono en la que se suelen encontrar dentro de nuestra agitada sociedad[2].

La solución propuesta busca reducir los efectos negativos de las caídas en el adulto mayor o persona con trastorno del oído medio mediante un sistema portátil, no invasivo y de bajo costo, usando dispositivos electrónicos comerciales disponibles en el mercado. Este sistema, adecuadamente sujeto a la persona, detecta la caída y genera una alerta hacia un teléfono móvil, de esta manera la persona que recibe la alerta puede tomar acción inmediata para lograr la pronta atención del anciano.

El desarrollo del sistema incorpora el uso de dispositivos y tecnologías tales como sensores de aceleración, uso de la placa ARDUINO, módulos Bluetooth para la comunicación inalámbrica del microcontrolador y la generación de alarmas y envío de alertas por la red GSM de telefonía móvil usando mensajes cortos de texto (SMS) y geolocalización.

ÍNDICE GENERAL

| | |
|--|-----------|
| AGRADECIMIENTOS..... | ii |
| DEDICATORIA | iv |
| TRIBUNAL DE EVALUACIÓN | v |
| DECLARACIÓN EXPRESA | vi |
| RESUMEN..... | vii |
| ÍNDICE GENERAL..... | viii |
| CAPÍTULO 1 | 1 |
| 1. PERDIDA DE EQUILIBRIO Y CAIDAS EN ADULTO MAYOR..... | 1 |
| 1.1 Situación del Adulto Mayor en el Ecuador..... | 2 |
| 1.2 Principales causas de las caídas en los adultos mayores. | 5 |
| 1.2.1 Factores intrínsecos. | 6 |
| 1.2.2 Factores extrínsecos..... | 7 |
| 1.2.3 Lugar de la caída. | 7 |
| 1.3 Consecuencias de las caídas en los adultos mayores. | 9 |
| CAPÍTULO 2..... | 12 |
| 2. ANALISIS Y DESARROLLO DEL DETECTOR DE CAÍDAS..... | 12 |
| 2.1 Objetivos del desarrollo del dispositivo..... | 12 |
| 2.1.1 Objetivos generales. | 13 |
| 2.1.2 Objetivos específicos..... | 13 |
| 2.2 Tecnologías usadas para la detección de caídas..... | 15 |
| 2.2.1 Detección basada en el entorno (Enviroment-based) . | 15 |
| 2.2.2 Detección basada en visión..... | 16 |
| 2.2.3 Detección mediante dispositivos portables..... | 17 |
| 2.3 Tecnologías y componentes utilizados..... | 22 |
| 2.3.1 Descripción de los componentes. | 22 |
| 2.4 Construcción del prototipo..... | 34 |
| 2.4.1 Programación y adquisición de datos del sensor. | 34 |
| 2.4.2 Calcular ángulo de inclinación ADXL345 | 39 |

| | | |
|-------------------------------------|--|----|
| 2.4.3 | Detección de caída..... | 39 |
| 2.4.4 | Detección de pico de aceleración..... | 40 |
| 2.4.5 | Detección de postura del pico de aceleración..... | 42 |
| 2.4.6 | Detección de etapas de la caída..... | 43 |
| 2.4.7 | Diagrama de estados durante una caída..... | 48 |
| 2.4.8 | Determinación de la orientación de la persona..... | 50 |
| 2.4.9 | Definición de parámetros de cada estado..... | 53 |
| 2.4.10 | Sistema de alarmas y notificación de alertas..... | 59 |
| 2.4.11 | Requerimientos del detector de caídas..... | 62 |
| 2.5 | Ubicación y orientación del dispositivo portable..... | 62 |
| CAPÍTULO 3..... | | 64 |
| 3 | PRUEBAS Y RESULTADOS..... | 64 |
| 3.1 | Pruebas de distancia de recepción..... | 64 |
| 3.2 | Tiempo de conexión y desconexión de bluetooth..... | 65 |
| 3.3 | Pruebas de funcionamiento..... | 65 |
| 3.4 | Circuito de adquisición de datos..... | 67 |
| 3.5 | Pruebas con paciente en posiciones estáticas..... | 71 |
| 3.6 | Pruebas con paciente en actividades de la vida diaria..... | 76 |
| 3.7 | Pruebas sin paciente en escenarios de caída..... | 83 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | | 94 |
| BIBLIOGRAFÍA..... | | 98 |

CAPÍTULO 1

1. PERDIDA DE EQUILIBRIO Y CAIDAS EN ADULTO MAYOR.

Cuando se habla de problemas de equilibrio muchas personas no lo asocian con el rol que juegan los oídos. Sin embargo los oídos no son los únicos órganos que nos ayudan a mantener el equilibrio; los oídos, ojos, músculos, articulaciones trabajan todos juntos para mantener el equilibrio. Se vio la necesidad de expandir el estudio e incluir no solo a personas con trastornos de equilibrio causado por atrofia del oído medio sino también a adultos mayores. La población de adultos mayores es mucho más propensa a la pérdida del equilibrio y a sufrir caídas, con el agravante que muchos pasan la mayor parte de tiempo solos en sus hogares, sin posibilidad de recibir atención inmediata.

Según los datos recopilados, las caídas son uno de los principales factores que ocasionan severos daños físicos, psicológicos y sociales, e incluso provocan la muerte, en los adultos mayores. Este problema es particularmente importante dado el incremento porcentual de adultos mayores en el Ecuador y en la población mundial, así como por la situación de vulnerabilidad y abandono en la que se suelen encontrar dentro de nuestra agitada sociedad[2].

La solución propuesta busca reducir los efectos negativos de las caídas en el adulto mayor o persona con trastorno del oído medio mediante un sistema portátil, no invasivo y de bajo costo, usando dispositivos electrónicos comerciales disponibles en el mercado. Este sistema, adecuadamente sujeto a la persona, detecta la caída y genera una alerta hacia un teléfono móvil, de esta manera la persona que recibe la alerta puede tomar acción inmediata para lograr la pronta atención del anciano.

El desarrollo del sistema incorpora el uso de dispositivos y tecnologías tales como sensores de aceleración, uso de la placa ARDUINO, módulos Bluetooth para la comunicación inalámbrica del microcontrolador y la generación de alarmas y envío de

alertas por la red GSM de telefonía móvil usando mensajes cortos de texto (SMS) y geolocalización.

1.1 Situación del Adulto Mayor en el Ecuador.

Este capítulo aborda la situación de las personas que sufren trastornos de equilibrio, enfocándonos específicamente en los adultos mayores; su situación en el Ecuador y cuáles pueden ser las causas que los hacen propensos a sufrir caídas con leves o graves consecuencias.

La expresión “Adulto Mayor” hace referencia a la población de personas mayores o ancianas, la Organización Mundial de la Salud, considera como adultos mayores a las personas que tengan 60 o más años de edad. En el Ecuador por ley una persona es considerada adulto mayor a partir de los 65 años [1].

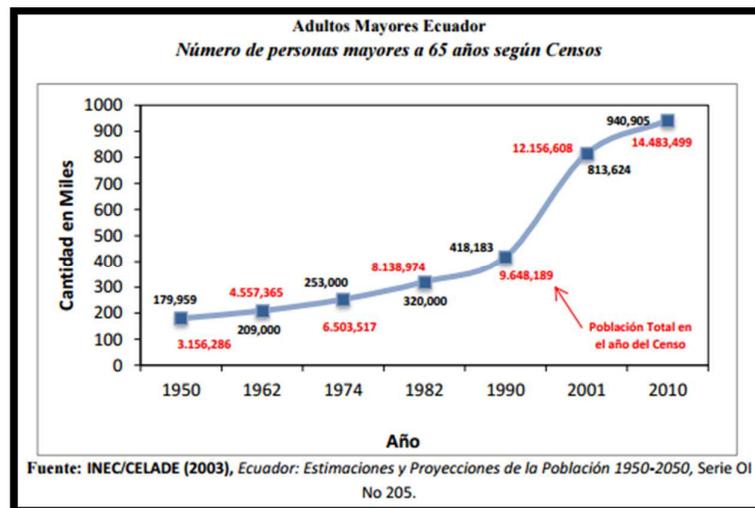


Figura 1.1: Adultos Mayores en el Ecuador [2].

En el Ecuador según proyecciones de la CELADE, esta población de adultos mayores aumentará mucho más, triplicándose para el año 2050, año en el cual se espera que termine el proceso de transición en el Ecuador. Ver Figura 1.2

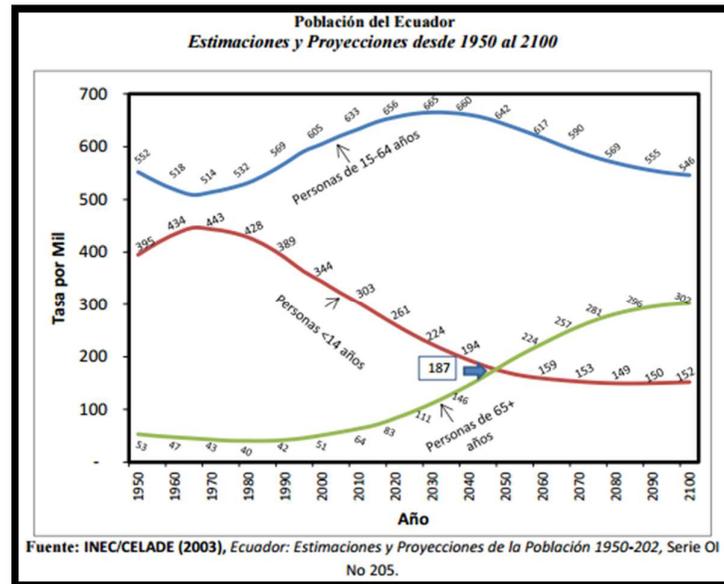


Figura 1.2: Crecimiento de población de Adulto Mayor [2].

Con las nuevas leyes que dan prioridad a las necesidades de la población la esperanza de vida ha aumentado, la CEPAL ha estimado que, para el 2010-2015 la esperanza de vida en el Ecuador llega a 72,7 años para los hombres y 78,7 años para las mujeres [2]. Este indicador de las condiciones de vida de la ha aumentado en cerca de 30 años. Esto es explicado en la Figura 1.3, junto a la tasa de fecundidad.



Figura 1.3: Esperanza de vida en el Ecuador [2].

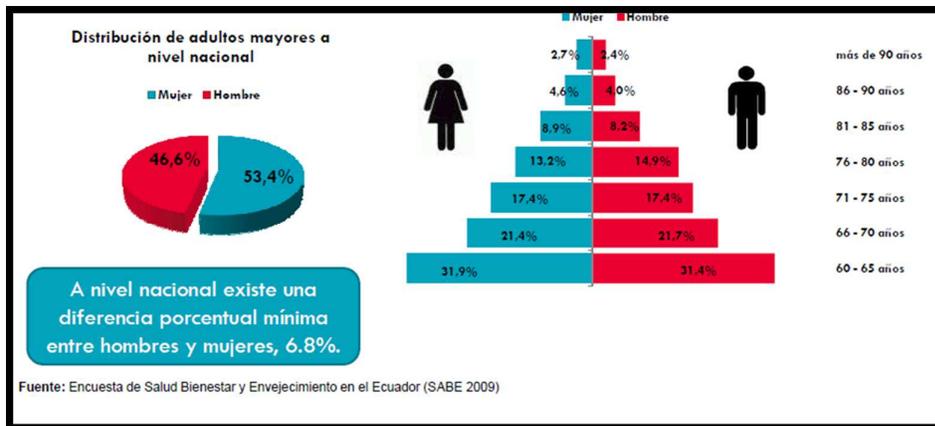


Figura 1.4: Distribución de adultos mayores el Ecuador [2].

1.2 Principales causas de las caídas en los adultos mayores.

Se define caída como la ocurrencia de un evento que provoca que la persona termine en el suelo, o a un nivel inferior al que se encontraba, de manera involuntaria y abrupta. Figura 1.5



Figura 1.5: Caída de adulto mayor por las escaleras [5].

Según la OMS, las caídas son la segunda causa mundial de muerte por lesiones accidentales o no intencionales [5], se estima que anualmente mueren en todo el mundo unas 424 000 personas debido a caídas, y más de un 80% de esas muertes se registran en países con medianos ingresos, cada año se producen 37,3 millones de caídas cuya gravedad requiere atención médica, las mayores tasas de mortalidad por esta causa corresponden a personas mayores de 60 años.

En el Ecuador el porcentaje de caídas registradas en el año 2010 fue de 38.7% en adultos mayores, de edades comprendidas entre 65 a 74 años, de los cuales el 46.3% se reportó en mujeres, y un 29.8% se registró en hombres y el porcentaje en personas mayores de 75 años fue de 40.6% [3].

Las lesiones por caídas tienen un costo económico considerable, el costo medio para el sistema sanitario por cada lesión relacionada con caídas en mayores de 65 años en países como Finlandia fue de unos US\$ 3611 y de unos US\$ 1049 en Australia [18].

Según los datos procedentes del Canadá indican que la aplicación de estrategias preventivas eficaces se ha conseguido la reducción de las caídas de los menores de 65 años en un 20%, lo cual supondría un ahorro neto de más de US\$ 120 millones al año. Las caídas se producen no solo por las limitaciones propias de la edad y por condiciones del entorno, también se puede deber a enfermedades subyacentes. En realidad, puede ser el resultado de una compleja interacción entre factores biomédicos, fisiológicos, farmacológicos, psicosociales y ambientales.

Las causas de las caídas se clasifican en dos grandes grupos: factores intrínsecos y extrínsecos.

1.2.1 Factores intrínsecos.

Son factores que dependen del propio paciente.

- Disminución de agudeza visual
- Alteraciones auditivas
- Alteraciones de la marcha, inestabilidad y balanceo al andar
- Reducción del control muscular por la aparición de rigidez o flacidez musculoesquelética
- Incontinencia urinaria
- Anemia
- Enfermedades cardiopulmonares
- Consumo de fármacos
- Consumo de alcohol
- Demencia y apraxia

- Alteración de reflejos posturales. Pérdida de información propioceptiva, es decir la capacidad de detectar la posición y movimiento de las articulaciones y músculos. El anciano va perdiendo la capacidad de conocer la posición de sus extremidades.
- Alteración de los vasorreceptores con reducción del flujo cerebral por falta de dilatación de arterias y venas.
- Alteraciones neuroendocrinas, como disminución de renina y aldosterona, que alteran a su vez el manejo de sodio y del volumen intravascular provocando la fragilidad por deshidratación.
- Alimentación deficiente
- Obesidad o sedentarismo

1.2.2 Factores extrínsecos.

Básicamente son las características del entorno en la que se encuentra el anciano. Se tienen las siguientes:

- Iluminación inadecuada
- Pisos resbalosos o alfombras mal fijadas
- Peldaños de escaleras en mal estado
- Ropa o calzado inapropiados
- Camas altas
- Escaleras sin barandas
- Escalones altos y/o estrechos
- Muebles u objetos mal ubicados
- Falta de apoyo familiar

1.2.3 Lugar de la caída.

En lo que respecta al entorno, “el estudio ICARE analiza el lugar de producción de las caídas apreciándose que el mayor porcentaje se da en el domicilio, y con una menor frecuencia en la calle, y en lugares públicos interiores y exteriores como se puede ver en la Figura 1.6 “. Además el

estudio revelo que las personas de sexo femenino sufren alguna caída en el hogar con un (53 %); en el masculino, en la vía pública (26 %). De los lugares de la casa donde más acontecieron las caídas fueron la recámara, en 152 (27 %); el patio, en 122 (21 %); el baño, en 80 (14 %); la escalera, en 72 (13 %); la cocina, en 60 (10 %) [19].

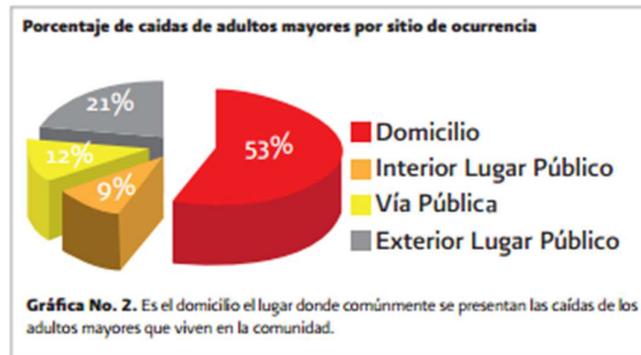


Figura 1.6 a: Estadísticas de caídas en adultos mayores México.

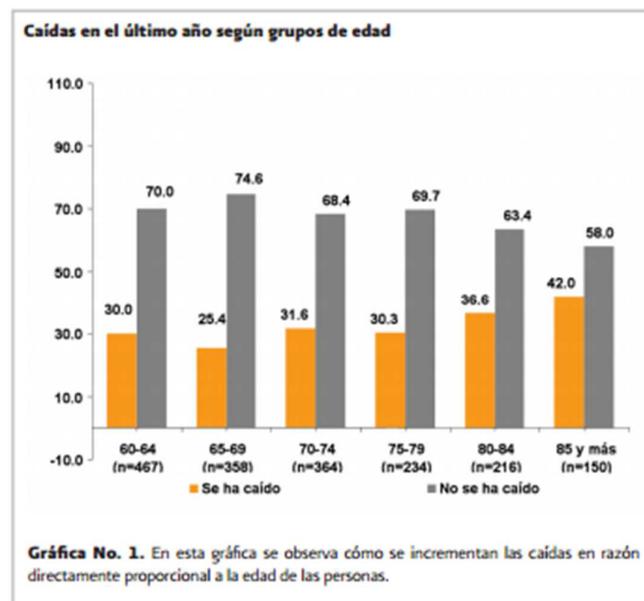


Figura 1.6 b: Estadísticas de caídas en adultos mayores relacionados con la edad.

En otro estudio previo de caídas y factores asociados, citado anteriormente en 168 casos se observó que 102 casos (60.71%) la sufrieron en el hogar, los dos sitios más frecuentes del percance fueron la recámara y el baño con 41 pacientes (24.4%) y 25 casos (14.88%) respectivamente; cuando la caída se presentó fuera de casa (n = 48) 28.57%, ésta fue la mayoría de las veces en la banqueta (n=16) o al cruzar la calle (n=12) .

1.3 Consecuencias de las caídas en los adultos mayores.

Las caídas son más frecuentes en los adultos mayores, si no recibe la ayuda oportuna puede tener secuelas y dependiendo del daño causado la persona afectada pierde significativamente la independencia funcional. El daño más temido en los ancianos, producto de una caída, es la fractura de cadera que va asociada con una serie de complicaciones, deterioro funcional e incluso la mortalidad. Figura 1.7.

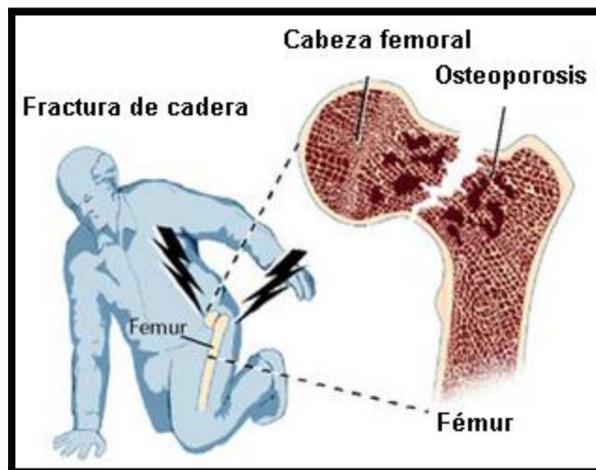


Figura 1.7: La fractura de cadera es especialmente peligrosa si lesiona tejidos blandos como vasos sanguíneos y nervios. [30]

Es así como, “El 10 a 20% de los adultos que sufren caídas necesitarán atención médica, y entre el 2 y 6% tendrá como consecuencia algún tipo de fractura; además se producen lesiones graves en el 6 a 14% de las caídas e incluso la muerte, registrándose 2.2 decesos por cada 100 lesiones causadas por caídas” [26].

Según la sociedad Americana de Geriátrica: “Las lesiones sin intención o accidentales son la quinta causa de muerte en adultos mayores después de enfermedades cardiovasculares, neoplasias, enfermedades cerebro vasculares y enfermedades pulmonares, las caídas son responsables de los dos tercios de muertes por lesiones accidentales; 75 % de las muertes dadas por caídas en los Estados Unidos ocurren en el 13 % de la población de 65 años en adelante” [27].

Es importante señalar que las lesiones por caídas representan una de las causas más comunes de dolor de larga duración, limitación funcional, discapacidad, y muerte en la población adulta mayor. En general, los efectos se clasifican en dos grandes grupos: Daños directos o físicos y Daños indirectos (psicológicos y sociales).

a) Daños directos o físicos

Aunque la mayoría de las caídas producen lesiones menores, “Se estima que alrededor del 5% de los adultos mayores que caen sufren una fractura destacando por su gravedad la fractura de cadera. Al menos el 95% de las fracturas de cadera son causadas por caídas” [24].

Así mismo en Chile según el informe del Ministerio de Salud 1993. “Se estima que aproximadamente el 10% de las caídas conducen a fracturas, siendo las más frecuentes antebrazo, cadera y húmero.” [29]

En general las consecuencias físicas provocan claramente cambios significativos en la vida de los afectados y constituyen un costo económico alto para el Estado como para los propios pacientes. “Cerca de 300.000 personas sobre 65 años de edad sufren una fractura de cadera cada año en Estados Unidos” [26].

Los daños físicos, producto de la caída, pueden ocasionar la pérdida de funcionalidad para realizar actividades rutinarias provocando el deterioro y degeneración paulatinos de sus capacidades musculo esqueléticas.

b) Daños indirectos (psicológicos y sociales)

Las caídas traumáticas generan apatía, temor a caer nuevamente, desconfianza para realizar actividades rutinarias, aislamiento y modificación negativa del estilo de vida. Es el denominado “síndrome post caída” que aísla al anciano de su entorno social, pierden confianza en sí mismos, se tornan depresivos y dependientes.

Las secuelas, aún en caídas benignas pueden ser muy graves, una oportuna respuesta por parte de los servicios médicos, luego de una caída, puede brindarle al paciente una recuperación más rápida, una mejora en la confianza o incluso salvarle la vida.

CAPÍTULO 2

2. ANALISIS Y DESARROLLO DEL DETECTOR DE CAÍDAS

La solución para este problema es la construcción de un detector de caídas, el cual es factible su construcción dada sus características de portabilidad, robustez, confiabilidad, mínima incomodidad, inocuidad, ausencia de cables, no interferencia con otros equipos y especialmente no ser invasivo. La tecnología disponible en la actualidad en electrónica, telecomunicaciones, informática y en micro-mecánica permite la construcción de dispositivos biomédicos portátiles a costos reducidos. Pese a ello, el diseño y fabricación de equipos biomédicos se encuentra aún en una fase muy incipiente en el Ecuador.

La solución propuesta en esta tesis, si bien no resuelve toda esta compleja problemática pero puede contribuir a crear una conciencia de responsabilidad ante nuestros adultos mayores mediante su difusión en campañas preventivo-promocionales. En realidad, el sistema beneficia no solo al anciano, sino también, a todas las personas de su entorno que pueden verse afectadas económicamente, emocionalmente y en otros aspectos. Es necesario tomar conciencia de la importancia de prevenir, es decir, anticiparse a los problemas tal que estos no se produzcan o sus efectos no sean tan serios. El sistema propuesto puede ser incorporado en campañas de salud pública dada las características que posee así como los grandes beneficios en favor de los ancianos y familiares.

2.1 Objetivos del desarrollo del dispositivo.

A la luz de esta necesidad de advertir de caídas, el desarrollo de dispositivos para la detección y predicción de todos los tipos de caídas se ha convertido en un tema de mucho interés. En los últimos años, los avances tecnológicos en sistema micro electromecánico (MEMS) sensores de aceleración han hecho posible diseñar detectores de caída sobre la base de unos 3 ejes MEMS integrados (i MEMS ®) acelerómetro. La técnica se basa en el principio de la

detección de aceleración de un cuerpo en movimiento y la posición del cuerpo de un individuo, que lleva un sensor capaz de detectar las aceleraciones de la gravedad, mediante el seguimiento de cambios de aceleración en tres direcciones ortogonales. Los datos se analizan continuamente los algoritmos para determinar si el cuerpo del individuo está cayendo o no. Si la persona cae, el dispositivo puede emplear GPS y un transmisor inalámbrico para determinar la ubicación y emitir una alerta con el fin de obtener asistencia. El elemento central de detección de caída es un, principio de detección fiable y eficaz algoritmo para juzgar la existencia de una situación de caída de emergencia.

2.1.1 Objetivos generales.

Diseñar e implementar un sistema electrónico portátil, mediante investigación aplicada, para la detección de caídas y generación de alertas orientado los adultos mayores.

Contribuir al desarrollo, difusión y empleo de la tecnología en favor de los adultos mayores para mejorar su calidad de vida mediante un sistema de tipo preventivo que evite las consecuencias mortales de caídas no atendidas inmediatamente.

2.1.2 Objetivos específicos.

Los objetivos específicos del sistema propuesto son los siguientes:

- Analizar y conocer la problemática médica/social de los adultos mayores relacionada con las caídas.

- Investigar los aspectos biomecánicos de las caídas y la tecnología aplicada a su detección.

- Investigar detalladamente el funcionamiento y uso de acelerómetros, aplicando su uso en dispositivos para mejorar la vida de las personas y enfocando al movimiento en personas de la tercera edad.
- Detectar los eventos de caídas en personas de la tercera edad mediante el estudio y planteamiento de una solución con características de portabilidad y confiabilidad.
- Realizar envío de alertas instantáneas a cualquier destino de la red pública celular GSM, en caso de producirse un evento de caída, a fin que se tomen las acciones del caso para prevenir consecuencias más graves que pueden producirse al no atender prontamente las caídas.
- Realizar pruebas funcionales de cada una de las etapas, y del sistema en su conjunto, que permitan comprobar y cuantificar su desempeño.
- Contribuir a la investigación en el campo de la ingeniería biomédica mediante el desarrollo integral del sistema propuesto a niveles de hardware, software y pruebas de funcionalidad aplicando criterios de diseño orientado a dispositivos médicos portátiles incluyendo aspectos como la confiabilidad, robustez, comodidad, inalámbrico, facilidad de uso, tiempo de autonomía suficiente, bajo costo, cobertura, generación de alarmas, envío de alertas y rapidez de respuesta.
- Construcción de un portal web para información del dispositivo.

2.2 Tecnologías usadas para la detección de caídas.

Las tecnologías existentes empleadas para la detección automática de caídas se pueden agrupar en tres categorías principales y son las siguientes: detección basada en el entorno (environment-based), detección basada en la visión, detección mediante dispositivos portátiles.

2.2.1 Detección basada en el entorno (Environment-based)

Consiste en la instalación de sensores en los ambientes a ser monitoreados (ver la Figura 2.1). Se emplean sensores infrarrojos, instalados a cierta altura, permite detectar que una persona está tendida en el piso. También se emplean sensores de presión en el suelo para detectar el impacto de caída. El uso de esta tecnología requiere de una infraestructura apropiada, por ello su empleo se da en centros de salud y, eventualmente, en viviendas acondicionadas o casas inteligentes.

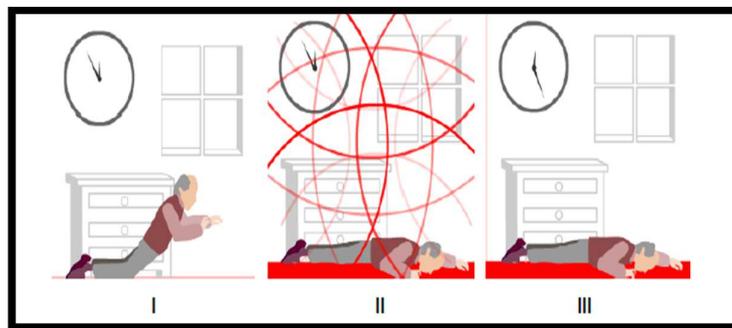


Figura 2.1: Luego de una caída (I), los sensores infrarrojos detectan que la persona está tendida (II). Se dispara la alarma luego de cierto tiempo de inactividad. [32]

2.2.2 Detección basada en visión.

Emplea cámaras fijas que graban continuamente el movimiento de la persona. Los datos son analizados por algoritmos capaces de reconocer patrones de caída. Incorporan sistemas de alarma y envío de alertas. El enfoque basado en visión consta de tres aspectos (ver la Figura 2.2):

- a) Detección de inactividad, bajo el hecho que luego de una caída, la persona permanece tendida en el suelo, sin moverse.
- b) Análisis de cambios de forma del cuerpo, ocurren cambios de postura durante una caída.
- c) Análisis de movimiento de la cabeza, se monitorea posición y velocidad.

Esta tecnología tiene algunos obstáculos, como el tiempo y alto costo de instalación, su aplicación limitada a un ambiente o área determinada y, finalmente, la violación de la privacidad.



Figura 2.2: El empleo de cámaras detecta la postura a través de la medición de los ejes de la elipse que envuelve a la persona caída. También es posible la medición de velocidad de movimientos mediante la variación de píxeles en un frame (Fuente: Cogvis 2010)

Existen dos esquemas. La primera combina las imágenes de todas las cámaras para reconstruir en 3D los movimientos de la persona (early fusión). Este esquema consigue una estimación robusta de la postura y

movimientos de la persona. El segundo esquema analiza las imágenes de cada cámara por separado (late fusión) y, por votación, decide si corresponde o no a una caída. Esta última opción requiere menos esfuerzo computacional y no necesita sincronización entre cámaras, aspectos que si son necesarios en el primer esquema. En la Figura 2.3 se ilustran estos dos esquemas.

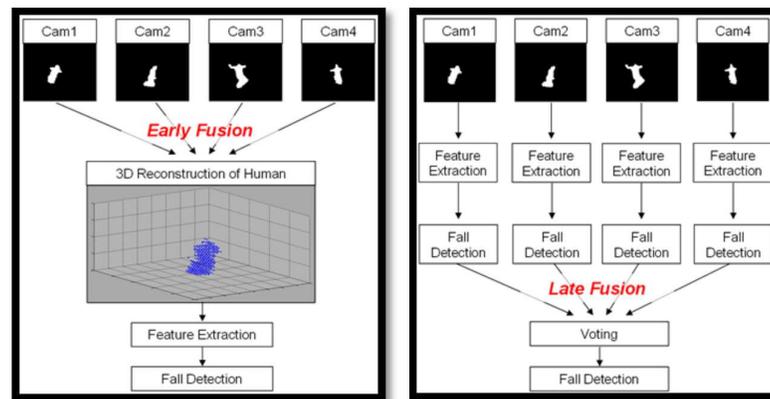


Figura 2.3: Esquemas empleados para la detección de caídas mediante vídeo: “early fusión” combina las señales de todas las cámaras y analiza el vídeo resultante; “late fusión” analiza independientemente las señales de cada cámara (Fuente: Cogvis 2010).

2.2.3 Detección mediante dispositivos portables.

La persona lleva uno o más dispositivos portátiles equipados con sensores de movimiento, específicamente acelerómetros MEMS que se caracterizan por su reducido tamaño, ideales para su empleo en sistemas portátiles. Los datos obtenidos son transmitidos inalámbricamente hacia un módulo central que se encarga de su análisis y la generación de alertas (ver Figura 2.4). Esta forma de detección tiene grandes ventajas tales como la fácil y rápida instalación, no depende del lugar donde se encuentre la persona, tamaño y peso bajos y la posibilidad de incorporar otros sensores o funciones adicionales como la medición de presión de

sangre, los latidos del corazón, la medición de pulso, etc. El dispositivo puede tener diseño tipo pulsera, ir en cinturón o como colgante.

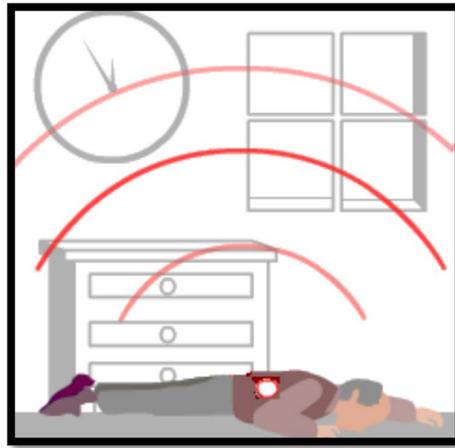


Figura 2.4: Sensores de aceleración detectan el impacto de caída, se genera una alarma vía ondas de radio. [32]

En el mercado existen algunos sistemas de este tipo como los siguientes:

- a) **Sistema de predicción de caídas (Guzmán 2010):** Este sistema (ver la Figura 2.5), desarrollado en Chile, detecta y predice la predisposición a caer de los adultos mayores mediante la medición de variables biomecánicas en una prueba consistente de pasar de la posición sentado a de pie. El sistema mide la fuerza en las rodillas y la velocidad para hacer el movimiento y genera un modelo de predicción que indica que tan propenso está un sujeto a caerse por disminución de sus capacidades óseo- musculares.



Figura 2.5: Sistema inalámbrico de medición y predicción de la tendencia a caer de un adulto mayor. [20]

b) **Bolsa de aire portátil (Uchida 2008):** Creado en Japón. Consta de una colección de sensores que miden aceleraciones de la persona para detectar caídas. El sistema pesa 1.1 Kg y se usa como chaleco (ver la Figura 2.6). Ante una caída, se despliegan dos bolsas de aire en 0.1 segundos cubriendo zonas vulnerables de la persona tales como la cabeza, cuello y caderas. Este sistema está ideado para enfermos de epilepsia que tienden a caer hacia atrás. Es de poca ayuda para caídas hacia delante y laterales.



Figura 2.6: Sistema japonés de detección y prevención de caídas para epilépticos. [19]

- c) Sistema comercial de monitoreo de caídas y envío de alertas (Brickhousealert 2010):** Este sistema (ver la Figura 2.7) es similar a un sistema de alarma de intrusión convencional. Consta de una estación base (que vendría a ser el panel de alarmas) conectado inalámbricamente con un detector de caídas, un botón de pánico colgante y un detector de humo. El botón de pánico permite además comunicación de voz bidireccional a través de un hands-free. Por el cual hay que pagar el contrato del servicio, este sistema genera alertas hacia una central de monitoreo en caso se detecte caídas. El personal de la central verifica rápidamente las alarmas y eventos notificados y envía los servicios de ambulancia y bomberos que asistan rápida y profesionalmente al paciente, evitando así consecuencias más graves o trágicas.



Figura 2.7: Sistema americano de detección de caídas y envío de alertas. [20]

- d) **Sistema usando acelerómetro incorporado en teléfono móvil (FALL DETECTOR):** Aplicación para teléfonos móviles App que usa el acelerómetro incorporado en los modelos recientes de teléfonos móviles puede ser empleado para la detección de caídas en las personas de la tercera edad. (Ver Figura 2.8).El cual emite alertar de la caída al contacto seleccionado.



Figura 2.8: Sistema americano de detección de caídas y envío de alertas. [20]

A continuación se detalla las características principales de los componentes utilizados para la realización del proyecto.

2.3 Tecnologías y componentes utilizados.

Para el desarrollo del prototipo usaron los siguientes componentes.

- Placa Arduino (controlador dispositivo)
- Acelerómetro ADXL345 (sensor caídas)
- Módulo Bluetooth HC06 (transmisión de datos)
- Buzzer (generar sonido de alerta)
- Baterías (fuente de alimentación)
- Celular de gama media (captura y envío de alertas)
- Desarrollo de App en Android (interfaz para celular)

2.3.1 Descripción de los componentes.

A continuación se van a dar a conocer las características de los componentes los cuales se utilizaron para la creación del dispositivo.

Arduino: Se trata una placa con un microcontrolador, un pequeño sistema de procesamiento. Sin embargo, su condición de sistema libre ha propiciado tantas variaciones de lo mismo, que Arduino no es una pieza de hardware única, y de hecho podemos encontrar tantas configuraciones como desarrolladores dispuestos a hacer cambios en los esquemas puedan existir.



Figura 2.8: Sistema americano de detección de caídas y envío de alertas (Fuente: Wikipedia)

Una placa Arduino consiste en un microcontrolador Atmel 8, 16 o 32 bits AVR con componentes complementarios que facilitan la programación y la incorporación en otros circuitos. Un aspecto importante de la Arduino es sus conectores estándar, que permite a los usuarios conectar la tarjeta CPU a una variedad de módulos adicionales intercambiables conocidos como shields. Algunos escudos se comunican con la placa Arduino directamente sobre varios pines, pero muchos shields son direccionables individualmente a través de un I²C bus serie - así muchos shields se pueden apilar y utilizarse en paralelo. Los Arduinos oficiales han utilizado el megaAVR serie de fichas, en concreto el ATmega8, ATmega168, ATmega328, ATmega1280 y ATmega2560.

La mayoría de las placas incluyen un 5 voltios regulador lineal y un 16 MHz oscilador de cristal (o resonador cerámico en algunas variantes), aunque algunos diseños, tales como el LilyPad funcionan a 8 MHz y dispensar con el regulador de tensión a bordo, debido a restricciones específicas de factor de forma. El microcontrolador de un Arduino también está pre-programado con un gestor de arranque que simplifica la carga de programas en el en el chip de memoria flash, en comparación con otros dispositivos que suelen necesitan una externa programador. Esto hace

que el uso de un Arduino más sencilla, permitiendo el uso de una computadora ordinaria la interfaz como el programador.

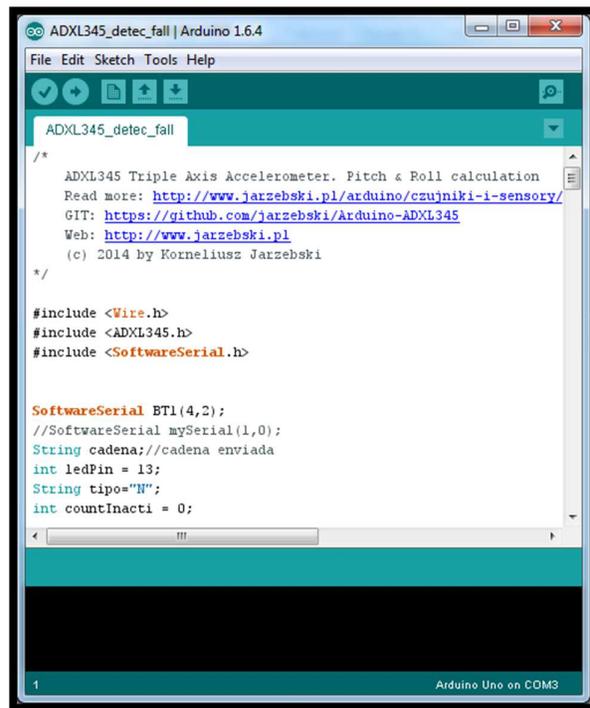


Figura 2.9: Interfaz de programación Arduino. (Fuente: Propia)

Características técnicas de Arduino Uno r3

- Microcontrolador: ATmega328
- Voltaje: 5V
- Voltaje entrada (recomendado): 7-12V
- Voltaje entrada (limites): 6-20V
- Digital I/O Pins: 14 (de los cuales 6 son salida PWM)
- Entradas Analógicas: 6
- DC Current per I/O Pin: 40 mA

- DC Current para 3.3V Pin: 50 mA
- Flash Memory: 32 KB (ATmega328) de los cuales 0.5 KB son utilizados para el arranque
- SRAM: 2 KB (ATmega328)
- EEPROM: 1 KB (ATmega328)
- Clock Speed: 16 MHz

Además los pines del arduino ofrecen lo necesario para realizar un proyecto de pequeña o gran escala. Como se puede observar en la figura 2.9 adicionalmente al arduino se le puede cargar las librerías ya creadas o realizar las propias para poder interactuar con los diferentes sensores o componentes, puesto a que es de código abierto.

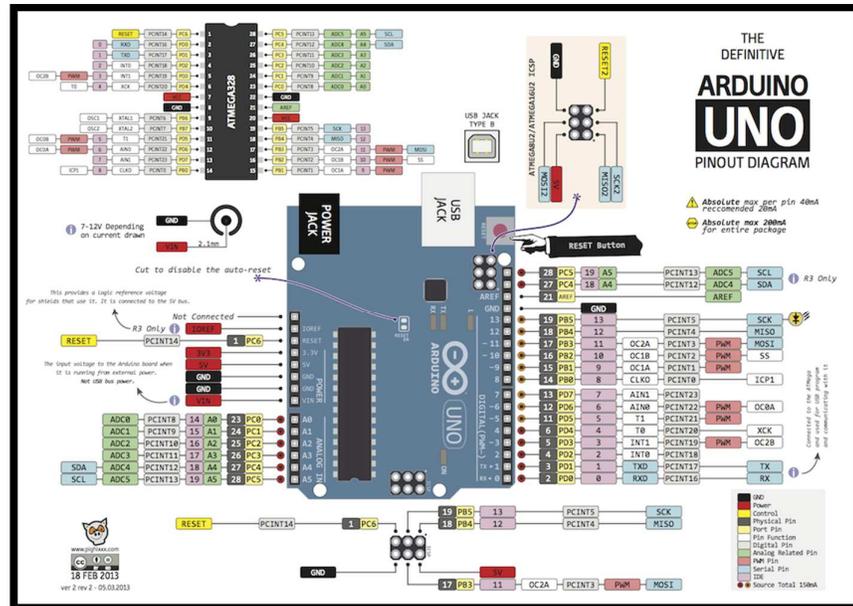


Figura 2.9: Esquemático de pines (Fuente: Analog Devices 2009)

Acelerómetro ADXL345: El acelerómetro ADXL345 de Analog Devices es la estrella para poder realizar este proyecto el ADXL345 es un dispositivo pensado para aplicaciones móviles. Dispone de sensibilidad ajustable en y una resolución de 16 bits. Se puede conectar fácilmente a través de su interfaz SPI (3 o 4 hilos) e I2C. El sensor es adecuado para medir aceleración estática y dinámica. Posee una resolución de 4mg / LSB permitiendo detectar cambios de inclinación de hasta 1°.

La presentación del Acelerómetro ADXL345 es una tarjeta apta para realizar prototipos con pines cuya separación es de 0.1" que puede utilizarse en protoboards y tarjetas perforadas.

Características del Acelerómetro ADXL345

- Acelerómetro con interfaz digital I2C y SPI
- Rango de medición seleccionable +/- 2, 4, 8 y 16 g
- El módulo o tarjeta de interconexión incluye circuito regulador de voltaje
- Pines configurables para generar interrupciones
- Voltaje de operación de a 3.6 V
- Detección de picos de aceleración dobles y sencillos (como interfaz de usuario)
- Detección de caída libre
- Puede conectarse con el bus I2C y SPI.

El sensor tiene tres ejes de las mediciones, XYZ, y los pines que pueden ser utilizados ya sea como I2C o interfaz digital de SPI. Puede configurar el nivel de sensibilidad a cualquiera de + -2G, + -4G, + -8G o + -16G. La gama más baja da más resolución para los movimientos lentos, el rango más alto es bueno para el seguimiento de alta velocidad. El ADXL345 es el último y más grande de Analog Devices, conocidos por sus dispositivos MEMS de calidad excepcional. El VCC ocupa a 5V y regula a 3,3 V con

un pin de salida. Viene con 9 pines 0,1 "encabezado estándar en caso de querer usarlo con un tablero o tarjeta perforada [13].



Figura 2.10: Acelerómetro MEMS ADXL345 de Analog Devices montado en PCB. (Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

En la Figura 2.11 se ilustra la estructura interna del acelerómetro ADXL345 de Analog Devices. Consta de un sensor de aceleración triaxial, tipo capacitivo, conectado a un circuito electrónico de adaptación que a su vez se conecta a un conversor análogo a digital (ADC). Pasa luego por una etapa de filtrado de ruido y etapas de almacenamiento en memorias tipo FIFO de 32 niveles y su conversión a formatos seriales I2C y SPI. La administración de potencia del sensor también se encuentra incorporada en el chip, también se ilustra la distribución de pines del chip dispuestos en un encapsulado plástico SMD de tipo LGA con 14 terminales. La función de cada terminal del sensor se muestra en la Tabla 2.4. Cabe indicar la presencia del bus de comunicación serial I2C (pines 13 y 14) empleado en el proyecto. En la Figura 2.12, se observa las líneas de conexión del sensor agrupadas en tres tipos de señales.

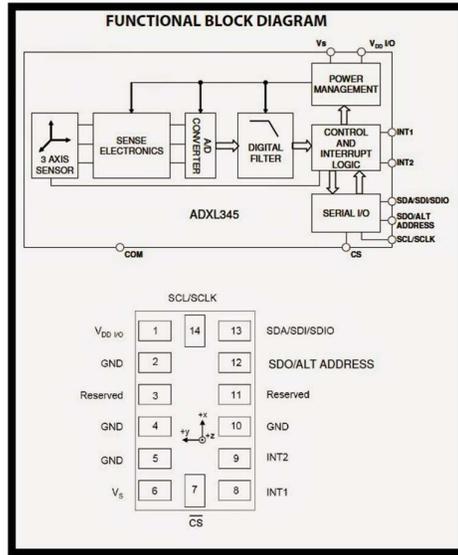


Figura 2.11: Esquemático de pines. (Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

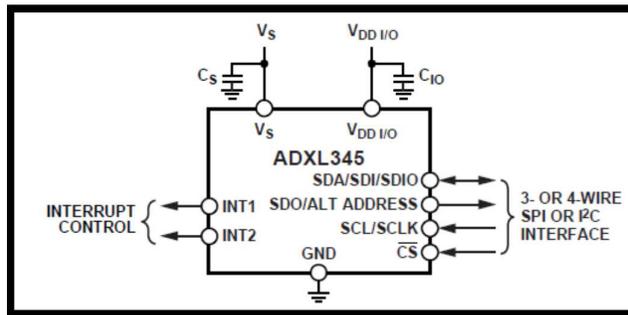


Figura 2.12: Conexión típica del ADXL345 (Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

Para establecer la comunicación entre el acelerómetro y el arduino se lo tiene que conectar de la siguiente manera tal como se lo indica en la Figura 2.13

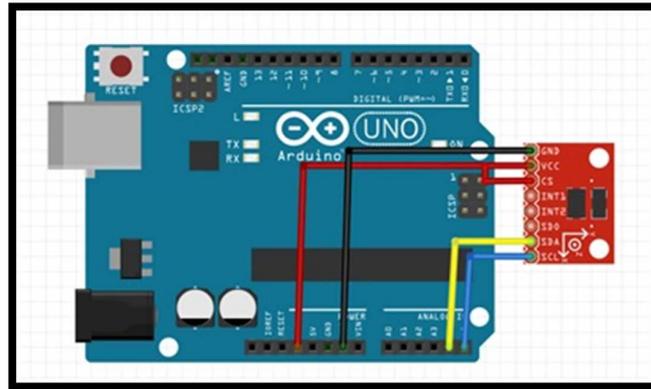


Figura 2.13: Conexión del ADXL345 con arduino uno.
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

Existen en el mercado distintos acelerómetros MEMS, los cuales tienen distintas características y dependiendo de cuál necesitemos elegiremos el más conveniente para el desarrollo de nuestros proyectos en la Tabla 2.3 muestra algunos dispositivos acelerómetros MEMS de Analog Devices, de rango bajo (log g), con sus respectivas características técnicas.

| Dispositivo | Rango | Interfaz | Ejes | Requerimientos de energía | Características especiales |
|--|---|-------------|------|---------------------------------------|---|
|  MMA7361 | $\pm 1.5 \text{ g}$ y $\pm 6\text{G}$ | Analógica | 3 | 2.2 a 3.6VDC, 400 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • Compensación de temperatura • Sensibilidad seleccionable. • Detección 0G • Modo de reposo • SELF-TEST |
|  ADXL335 | $\pm 3\text{G}$ | Analógica | 3 | 1.8 a 3.6VDC. 350 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • SELF-TEST |
|  MMA8452 | $\pm 2\text{G}$, $\pm 4 \text{ g}$, $\pm 8\text{G}$ | Digital I2C | 3 | 1,95 V a 3,6 V6 μ A - 165 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • Dos pines de interrupción • Sensibilidad seleccionable • SEFL-TEST • Etc. |

| | | | | | |
|---|---------------------|------------------|---|----------------------------|--|
|  <p>ADXL345</p> | ±16G | Digital SPI/ I2C | 3 | 2.0 V to 3.6 V 40 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • Detección de doble golpe • Detección caída libre • Dos pines de interrupción |
|  <p>LIS331</p> | ± 6G , ± 12G, ±2 4G | Digital SPI/ I2C | 3 | 2.16 V to 3.6 V 10 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • Dos pines de interrupción • Dodo de reposo • SEFL-TEST |
|  <p>MMA7455</p> | ±2G, ±4G, ±8G | Digital SPI/I2C | 3 | 2.4 V – 3.6 V 400 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • Dos pines de interrupción • Detección (golpe, vibración y caída libre) |
|  <p>MMA7660</p> | ±1.5G | Digital I2C. | 3 | 2.4 V – 3.6 V 47 μ A | <ul style="list-style-type: none"> • Detección de orientación • Detección de golpe y sacudida |

Tabla 2.3: Acelerómetros MEMS de Analog Devices, low g. (Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

Dependiendo de la inclinación del acelerómetro obtenemos mediciones en los distintos ejes que van en un rango de $\pm 2G$, $\pm 4G$, $\pm 8G$ y $\pm 16G$ rangos que son configurados a nivel de software dependiendo del tipo de medición que se quiere realizar.

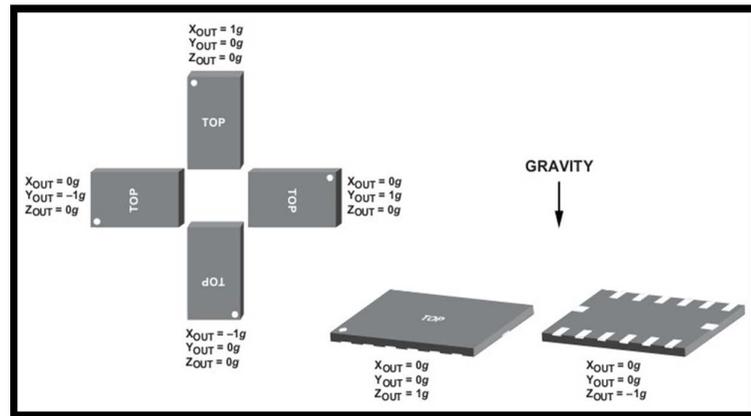


Figura 2.14: Inclinación vs orientación de la gravedad del Acelerómetro ADXL345. (Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

Bluetooth HC06: Los módulos de bluetooth HC-05 y HC-06 son módulos muy populares para aplicaciones con microcontroladores PIC y Arduino. Se trata de dispositivos relativamente económicos y que habitualmente se venden en un formato que permite insertarlos en un protoboard y cablearlo directamente a cualquier microcontrolador, incluso sin realizar soldaduras.

Características Bluetooth HC 06

- El módulo principal desde el módulo utilizando hc-06, conduce interfaces incluye vcc, gnd, txd, RXD Reserva LED de ESTADO pin de salida, el microcontrolador puede determinar si el Bluetooth está conectado a través del Pin estado, Pin Esclavo no válido.
- Led encendido permanente indica el estado de conexión bluetooth, parpadeo significa que no hay conexión bluetooth, siempre indica que Bluetooth está conectado y encendido en el puerto.
- Voltaje inferior 3.3 V, Voltaje de entrada 3.6 ~ 6 v, cuando la corriente no pareada de sobre 30ma, 10mA después de emparejamiento y el voltaje no debe de sobrepasar más de 7 v.

- El nivel de interfaz de 3.3 V, Usted puede conectar directamente a una variedad de SCM (51, AVR, Pic, Brazo, MSP430, Etc.), el microcontrolador también se puede conectar directamente sin MAX232 no sido MAX232!
- La distancia efectiva de 10 metros, Más de 10 metros son posibles, pero no se garantiza la calidad conexión.
- La vinculación más tarde, cuando serial full-dúplex de usar, sin saber nada del protocolo bluetooth, pero sólo soporta 8 bits de datos, 1 bit de parada, sin paridad el formato de comunicación, que es el formato de comunicación más común, no es compatible con otros formatos.
- Conexión Bluetooth no se establece, previamente hay que configurarlo para iniciar la transmisión mediante comandos AT, se ajustan los parámetros de contraseña de emparejamiento. Después de la conexión Bluetooth se cambia automáticamente al modo transparente.
- Compacto (3.57 cm * 1.52 cm) Fábricas de producción de chips garantizar la calidad de la colocación, y recubierto de un tubo retráctil transparente, protegiéndolo de polvo y tiene una cierta capacidad anti-estáticas.

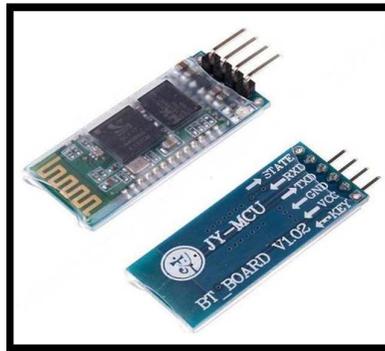


Figura 2.15: Esquemático de pines HC06.

A continuación se muestra una Tabla 2.4 de potencia de bluetooth.

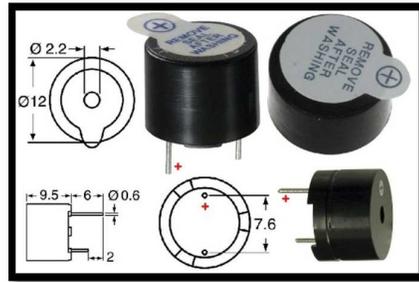
| CLASE DE RADIO | POTENCIA MAX. (mW) | POTENCIA MAX (dBm) | ALCANCE (APROXIMADO) | APLICACIÓN PRINCIPAL |
|----------------|--------------------|--------------------|----------------------|----------------------|
| Clase 1 | 100 mW | 20 dBm | 100 metros | Industrial |
| Clase 2 | 2.5 mW | 04 dBm | 10 metros | Dispositivos móviles |
| Clase 3 | 1.0 mW | 00 dBm | 1 metros | |

Tabla 2.4: Niveles de potencia y alcance de Bluetooth

Buzzer: Un zumbador es un transductor que se encarga de transformar energía eléctrica en acústica. Posee dos terminales una positiva donde se envía la señal eléctrica y otra negativa por lo general puesta a tierra. Fácilmente estas terminales son indicadas a través de colores: rojo (terminal positiva) y negro (terminal puesta a tierra) como se puede visualizar en la siguiente Figura 2.16.

Está generalmente formado por un electroimán y una lámina metálica. Su funcionamiento consiste en generar un sonido a cierta frecuencia o varias frecuencias que para el oído humano se traduce a lo que se conoce como tonos.

Para generar un sonido de un tono, es decir de una sola frecuencia, basta con aplicar una onda cuadrada a la terminal positiva del buzzer o zumbador y la otra conectada



**Figura 2.16: Conexión del ADXL345 con arduino uno.
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)**

2.4 Construcción del prototipo

La construcción del prototipo se la realizó por partes para ir probando cada uno de los componentes por separado en el protoboard para después ir integrándolos. El primer componente en el cual nos dedicamos fue el acelerómetro realizando la calibración, interpretación de datos arrojados por el acelerómetro, la programación para detectar las caídas y umbrales de los ángulos de inclinación en los que una persona puede operar sin que se activen las alertas.

Una vez obtenidos esos datos ya procesados nos enfocamos en la transmisión de estos vía bluetooth hacia la aplicación construida en Android la cual estará recibiendo la señal y ejecutará el envío de alertas programadas.

2.4.1 Programación y adquisición de datos del sensor.

Para el uso del acelerómetro este cuenta con unas librerías propias que nos ayudan a interactuar con el arduino descargadas desde un repositorio las cuales podemos manipularlas ya que son de código abierto, el esquema de conexión con el arduino uno se la realiza como se muestra en la Figura: 2.13

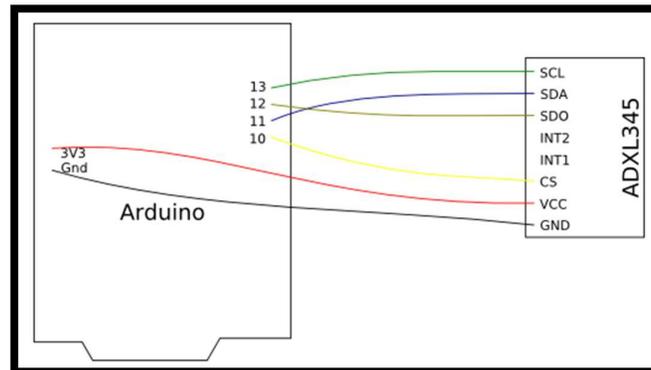


Figura 2.17: Conexión del ADXL345 con arduino uno.
(Fuente: www.sparkfun.com)

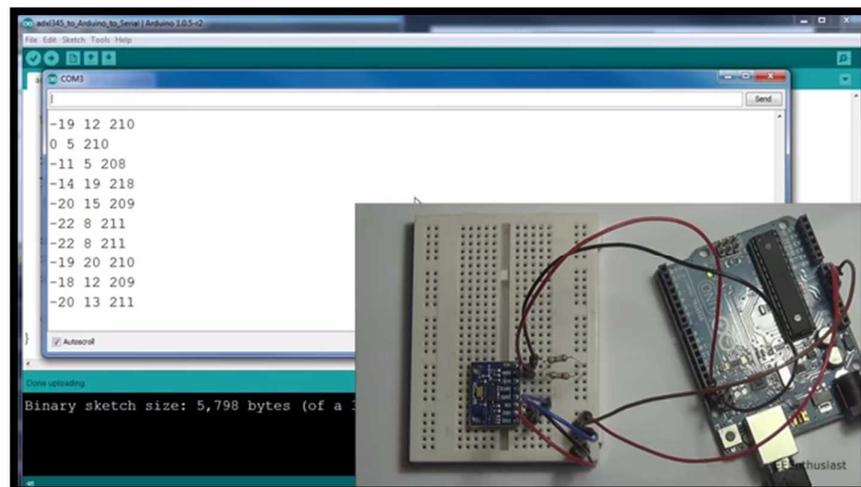


Figura 2.18: Obtención de datos del ADXL345 con arduino uno.
(Fuente: Propia)

La librería ADXL345.h nos ayudó a realizar la calibración, la obtención de los ángulos y la detección de caída, la comunicación se la realiza mediante la interfaz I2C, la rutina de muestreo emplea un archivo de cabecera adicional denominado adxl345.h. Este archivo que contiene rutinas de alto nivel para interactuar directa y específicamente con el sensor ADXL345.

Estas rutinas ocultan completamente los detalles de bajo nivel correspondientes al bus I2C y permite las siguientes funciones:

- Inicializar el sensor adxl345.
- Leer un byte del sensor adxl345.
- Leer múltiples bytes del sensor adxl345.
- Escribir un byte en el sensor adxl345.

La adquisición de datos del sensor se realiza tomando en cuenta los siguientes aspectos:

- Frecuencia de muestreo.
- Rango de medición del sensor.
- Tasa de bits de los datos arrojados por el sensor.
- Frecuencia del bus I2C (*f_{SCL}*)

El sensor captura analógicamente la aceleración a una determinada tasa de muestreo la cual debe cumplir con el teorema de Nyquist. Es decir, la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la máxima frecuencia contenida en la señal de aceleración. Según el fabricante del sensor, la frecuencia de muestreo (que es la misma tasa a la cual el sensor puede arrojar los datos por su salida) está entre 6.25 Hz y 3200 Hz. Aplicando el criterio de Nyquist:

$$f_s \geq 2 f_{\text{máxima}} \quad (2.1)$$

Donde:

f_s : Frecuencia de muestreo, entre 6.25 Hz y 3200 Hz

$f_{\text{máxi}}$: Frecuencia máxima contenida en la aceleración analógica

A este parámetro el fabricante lo denomina “Ancho de banda”.

Obtenemos que $f_{m\acute{a}xima}$ debe estar en el siguiente rango:

$$f_{m\acute{a}xima} = [3.125, 1600] \text{ Hz}$$

Estos valores coinciden con los especificados por el fabricante en las hojas técnicas del sensor.

Dado que el periodo de muestreo es la inversa de la frecuencia de muestreo resulta que las muestras se toman cada 5 ms (ver la Figura 2.19).

$$T_S = 1/f_S = 1/200 \text{ Hz} = 5 \text{ ms}$$

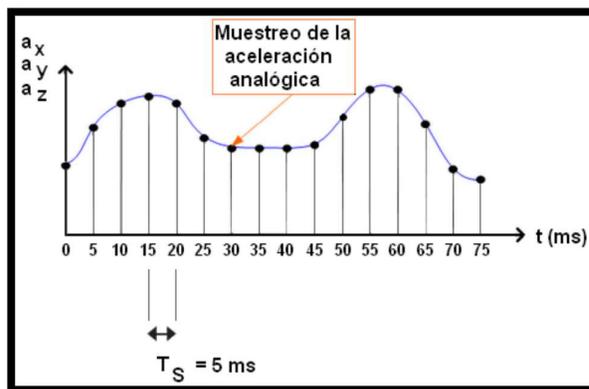


Figura 2.19: Obtención de datos del ADXL345 con arduino uno. (Fuente: Propia)

Cuanto mayor sea la frecuencia de muestreo, la señal digital tendra menos errores, otros recolectan datos a 45 Hz, mientras otros configuran este valor a 100 Hz para una aplicación de detección de caídas [31]. Por tanto, el valor seleccionado de 200 Hz es apropiado.

El sensor permite la medición de aceleración en varios rangos. El rango máximo es de +/- 16G (aproximadamente de -156.8 m/s² hasta +156.8 m/s²). Según Jia [17], las magnitudes picos de aceleración en eventos de caıda e impacto están en el orden de unos 12.7G. Por lo tanto, es

conveniente configurar la medición de la aceleración en el rango de -16G a +16G.

La máxima resolución del sensor seleccionado es de 13 bits, de los cuales 12 bits son de magnitud y un bit es de signo. Es importante emplear la máxima resolución a efecto de conseguir mediciones más precisas. Esto concuerda con la resolución empleada por Jia [17], también de 13 bits.

Se calcula la tasa de bits (*bit rate*), a la cual se transmiten los datos de aceleración digitalizados por el sensor, del siguiente modo:

$$Bit\ Rate = fs \times N$$

Donde:

fs = Frecuencia de muestreo de la aceleración

N = Número de bits por muestra

Luego: $Bit\ Rate = 200\ Hz \times 13\ bits$ $Bit\ Rate = 2600\ bps$

La adquisición de datos realizada por el microcontrolador consiste de rutinas que leen sucesivamente seis bytes correspondientes a cada muestra de aceleración. Los pasos son los siguientes:

- Leer dato del sensor - eje X (dos bytes)
- Almacenar dato en memoria del microcontrolador
- Leer dato del sensor - eje Y (dos bytes)
- Almacenar datos en memoria del microcontrolador

- Leer datos del sensor - eje Z (dos bytes)
- Almacenar datos en memoria del microcontrolador
- Repetir la lectura y almacenamiento de datos

2.4.2 Calcular ángulo de inclinación ADXL345

El acelerómetro no solo lo podemos usar para medir aceleraciones sino también nos permite medir el ángulo de inclinación de una forma muy precisa en los tres ejes coordenados.

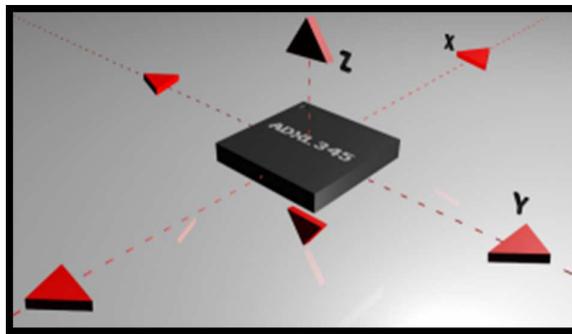


Figura 2.20: Obtención de datos del ADXL345 con arduino uno.
(Fuente: Propia)

2.4.3 Detección de caída.

La detección de caídas está basada en umbrales de aceleración (threshold-based algorithm), lo cual requiere un monitoreo y comparación continuos de los datos del sensor con umbrales predefinidos. Uno de los algoritmos más simples consiste en detectar solo el pico de impacto al llegar la persona al suelo en una caída.

Otra técnica más elaborada toma en cuenta las etapas típicas antes, durante y después de una caída. En este caso, se emplean varios umbrales que deben cumplirse en una secuencia particular y en ciertos periodos de tiempo para disparar la alarma final. Estos sistemas son confiables pues generan una baja tasa de falsos positivos, sin embargo la detección se degrada cuando la dirección de caída cambia o cuando se introduce rotación durante la caída. Es más, la persona puede realizar movimientos de balanceo o giro con su cuerpo y estos son detectados como caídas [20].

A continuación se describen estos dos algoritmos: detección del pico de aceleración y detección de posturas antes y después del pico de aceleración.

2.4.4 Detección de pico de aceleración

El microcontrolador ATmega88 determina bajo qué circunstancias los datos del acelerómetro constituyen eventos de caída del anciano monitoreado. Los parámetros a tomar en cuenta son dos.

a) Magnitud máxima del vector de aceleración, calculada mediante la ecuación 3.2 considerando vectores mutuamente ortogonales entre sí en los ejes X, Y y Z. Según Chen y otros, todo movimiento brusco, entre ellos las caídas, producen cambios transitorios de magnitud pronunciada del orden de doce veces la aceleración de la gravedad (12G) que pueden ser detectadas, justamente, con la magnitud pico del vector de aceleración [20].

$$|a| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (2.4)$$

Esta expresión está relacionada con el gasto elevado de energía que se produce durante un impacto [Reyna 2005^a]. Bourke y otros [2007], consideran como umbral 3.5G y mide un pico de casi 7G en una caída típica. Sin embargo en sus pruebas detecta un rango amplio desde 3.52G hasta 12G, con el sensor en el pecho.

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

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

El sensor MEMS empleado incorpora, dentro de su electrónica, funciones que facilitan la medición de estas dos magnitudes. Es posible realizar el monitoreo continuo de los picos de aceleración sin intervención del microcontrolador. Este actúa solo en caso que la aceleración resultante tome la magnitud y duración especificadas. El diagrama de flujo para determinar un evento de caída se muestra en la Figura 2.23. Este esquema de detección de caídas solo toma en cuenta la fuerza de reacción del suelo al producirse el impacto. Puede ser afinado mediante

la incorporación de parámetros adicionales que puedan definir con mayor precisión los eventos de caída en los adultos mayores



Figura 2.23: Diagrama de flujo para determinación básica de un evento de caída

2.4.5 Detección de postura del pico de aceleración.

El algoritmo anterior se puede refinar tomando en cuenta la postura inicial de la persona (normalmente de pie), luego detectando el pico de aceleración debido al impacto cuando la persona llega al suelo y, finalmente, detectando un cambio de postura cuando la persona termina tendida en el suelo. Sin embargo, el criterio de la postura no es determinante para identificar una caída ya que puede ocurrir que la persona caiga sentada, o apoyada contra una pared, manteniendo el torso en posición vertical.

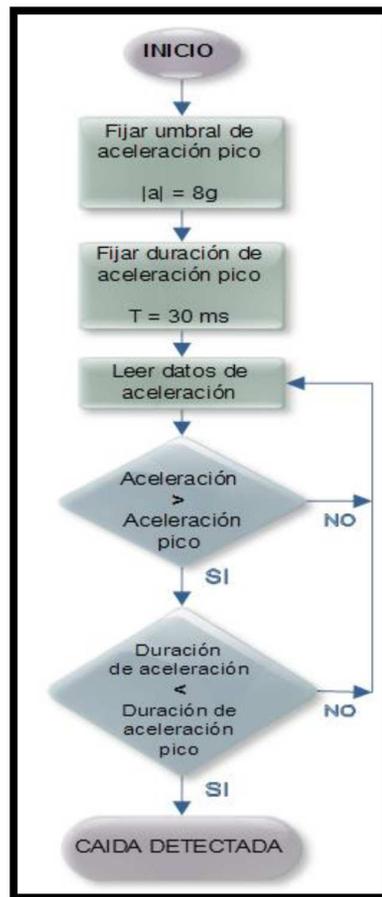


Figura 2.24: Diagrama de flujo para determinación básica de un evento de caída. (Fuente: Elaboración propia)

2.4.6 Detección de etapas de la caída.

Para la detección de las caídas de deben de considerar los distintos estados de la persona antes, durante y luego de una caída. Estos estados son los siguientes: reposo y orientación iniciales.

a) Reposo y orientación iniciales.

Antes de la caída, la persona puede estar en estado de reposo (recostado, parado o en otras posiciones) o realizando actividades de la vida diaria, como caminar, comer, sentarse, etc. Todas estas actividades involucran magnitudes de aceleración bajas del orden de los 3G o menores y por un tiempo prolongado. Antes de una caída, la orientación de la persona suele ser vertical. Esta orientación se puede detectar usando el acelerómetro para compararla con la orientación final luego de la caída.

b) Caída libre (free fall)

La pérdida de equilibrio provoca que la persona llegue al suelo con un movimiento del tipo caída libre. Durante este estado, la única fuerza que actúa es la debida a la aceleración de la gravedad. La aceleración del cuerpo tiende al de la gravedad, con un valor relativo próximo a cero.

Aquí se escogen, dos parámetros:

Magnitud de la aceleración del cuerpo con respecto a la aceleración estática de la gravedad.

Este parámetro toma un valor inicial a G (9.8 m/s²) y va decreciendo rápidamente mientras la persona cae. Según la altura o duración de la caída puede llegar a ser cero. Analog Devices, recomienda configurar este parámetro entre 0.3G a 0.6G [2009]. Tuck de Freescale indica que el valor típico es inferior a 0.35G (2010). Jia [17] configura este parámetro en 0.75G.

Cuando el acelerómetro se mantiene quieto en una orientación, cada eje del acelerómetro captará una aceleración de 0G (eje perpendicular a la gravedad) y 1G (eje paralelo a la gravedad). Sin embargo, si el sensor se inclina, la suma vectorial de estas tres componentes será siempre 1G. En

caída libre, la aceleración relativa a la gravedad, o inercial, medida por el acelerómetro tiende a 0G – gravedad cero.

Duración típica de la caída libre

La duración de la caída, considerando como única fuerza importante la debida a la gravedad, depende de la altura. Considerando una altura promedio de 1.5 m y aplicando la fórmula de movimiento vertical con aceleración constante:

$$h = h_0 + v_0 t - \frac{1}{2} g t^2 \quad (2.5)$$

Las condiciones iniciales son:

$$h_0 = 1.5 \text{ m}$$

$$v_0 = 0 \text{ m/s}$$

Para $h = 0$ (altura final cuando la persona termina en el suelo), determinamos el tiempo de caída mediante la ecuación (2.5).

$$t = \sqrt{2h_0 / g} \quad (2.6)$$

$$t = \sqrt{2 \times 1.5 / 9.8} \approx 550 \text{ ms}$$

Este valor concuerda con los valores obtenidos en otros trabajos leídos para realizar como material de investigación para el desarrollo, este valor del tiempo en caída libre ronda en 200 ms [2010]. La Tabla 2.6 muestra, a modo de ilustración, la aplicación de la ecuación 2.6 para distintas alturas y tiempos en movimientos de caída libre. Estos valores se emplean para la implementación del algoritmo en el procesador Arduino del sistema de detección de caídas.

| ALTURA (m) | TIEMPO (s) | TIEMPO (s) | ALTURA(m) |
|------------|------------|------------|-----------|
| 0.3 | 0.25 | 0.1 | 0.05 |
| 0.5 | 0.32 | 0.2 | 0.20 |
| 0.8 | 0.40 | 0.3 | 0.44 |
| 1 | 0.45 | 0.4 | 0.78 |
| 1.2 | 0.49 | 0.5 | 1.23 |
| 1.5 | 0.55 | 0.6 | 1.76 |
| 1.8 | 0.61 | 0.7 | 2.40 |
| 2 | 0.64 | 0.8 | 3.14 |
| 3 | 0.78 | 0.9 | 3.97 |
| 4 | 0.90 | 1 | 4.90 |
| 5 | 1.01 | 1.1 | 5.93 |
| 8 | 1.28 | 1.2 | 7.06 |
| 10 | 1.43 | 1.3 | 8.28 |

Tabla 2.6 Tiempos y alturas de caída libre

La caída rotacional se define como el movimiento de traslación de un objeto que cae con una orientación inicial cualquiera pero esta cambia durante la caída por la rotación del cuerpo alrededor de un eje. Existe aceleración centrípeta actuando sobre el cuerpo, la cual provoca valores de aceleración distintos a los umbrales de caída libre. Durante la caída con rotación, la magnitud de los tres ejes es mayor que 0G y por un tiempo de unos 100 ms o superior. En la Figura 3.12, se ilustra la firma típica de este tipo de caída.

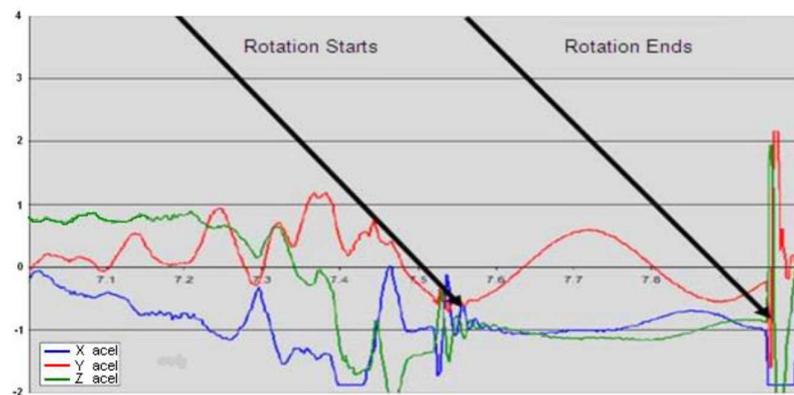


Figura 2.25– Patrón (*signature*) típico de una caída libre con rotación (Fuente: Tuck [21])

c) Impacto

Es el momento en que el cuerpo toma contacto con el suelo o superficie. Durante la caída libre, la energía cinética aumenta y se disipa completamente durante el impacto. La magnitud de la fuerza de reacción del suelo depende de la naturaleza del terreno, y otros factores, tomando valores relativamente elevados (ver sección 2.1). Según Jia [17] la magnitud de la aceleración durante el impacto inicia con un valor próximo a cero (caída libre previo al impacto), luego se incrementa rápidamente y, finalmente, retorna al valor estático de la aceleración debida a la gravedad.

Luego, el impacto se define en base a dos parámetros:

- **Magnitud pico**
Según Jia (2009), los picos de aceleración durante el impacto tienen valores típicos de unos 12G, sin embargo puede tomar valores menores y mayores dependiendo de las circunstancias de la caída.
- **Duración**
La duración del impacto es del orden de los 30 ms [18].

d) Reposo y orientación

Producido el impacto, la persona puede quedar desmayada o inmóvil en posición normalmente echada. La posición final, generalmente no coincide con la posición inicial, considerando que las caídas se producen desde una postura vertical y terminan en una postura horizontal. El tiempo de inactividad permite verificar si la persona queda inconsciente. Según Jia (2009), el tiempo de inactividad es superior a 2 s y las variaciones de aceleración inferiores a 0.1875G.

Es posible medir la orientación de la persona cuando está quieta o moviéndose muy lentamente. En ausencia de aceleración con respecto a tierra, los acelerómetros detectan la fuerza normal de la gravedad (1G) dirigida hacia arriba desde tierra. Esta fuerza está siempre presente y es una componente estática en el dato de aceleración. Cuando la persona está quieta, la magnitud de aceleración representa la fuerza normal y es

posible inferir la orientación de la persona con respecto a una línea vertical imaginaria.

2.4.7 Diagrama de estados durante una caída.

En la Figura 2.26, se muestra el diagrama de los estados por los que pasa una persona cuando sufre una caída típica. El estado inicial es de REPOSO o AVD (actividades de la vida diaria); luego, al perder el equilibrio, pasa al estado de CAIDA LIBRE; al llegar al suelo pasa al estado de IMPACTO; finalmente, la persona queda tendida o inconsciente, siendo el estado final de REPOSO.

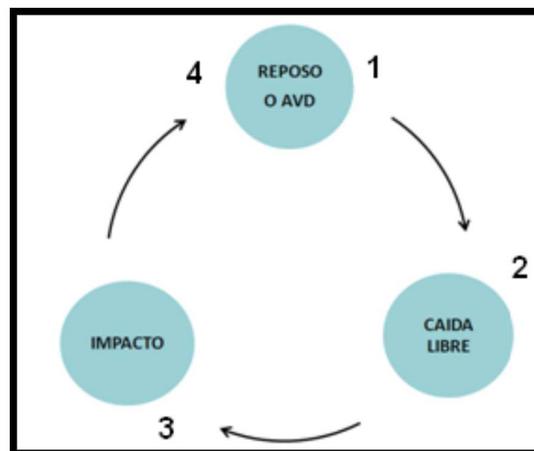


Figura 2.26 - Estados sucesivos que definen una caída típica (1) REPOSO inicial o AVD, (2) CAIDA LIBRE, (3) IMPACTO y (4) REPOSO final (Fuente: Propia)

En base a los estados identificados, se muestra en la Figura 2.26 el diagrama de flujo del tercer algoritmo de detección de caídas. El algoritmo inicia detectando un estado de reposo inicial de la persona, esto incluye posturas en las cuales la persona no se mueve; sin embargo, también se incluyen actividades comunes como caminar, sentarse, etc., definidas en

general como actividades de la vida diaria. Este primer estado se caracteriza por magnitudes de aceleración bajas (menores a unos 3G) y por tiempos relativamente prolongados (mayores a unos 500 ms).

Producida la pérdida de equilibrio, la persona pasa a un estado de caída libre antes de impactar con el suelo. Este estado dura, según la postura inicial y la altura de la caída, un tiempo inferior a unos 500 ms y presenta magnitudes de aceleración próximas a la de la gravedad (con valores relativos próximos a cero). El estado siguiente a la caída libre es el de impacto. Se caracteriza por la presencia de un pico transitorio de aceleración con magnitudes superiores a los 8G y duración de unos 30 ms. Producido el impacto y según la gravedad del golpe, la persona puede permanecer en el suelo inconsciente o con dificultades para erguirse por sí misma; así, el estado final es de reposo o movimientos lentos. Se incluye también la detección de la postura u orientación de la persona. Generalmente, las caídas se producen desde una posición vertical a una en la que la persona termina en posición horizontal. Si esta posición final se mantiene por un tiempo predefinido es un claro indicador de que la persona es incapaz de moverse luego de producido el impacto y, posiblemente, quedó inconsciente [17]. Este último caso puede ser un criterio adicional para enviar otra alerta.

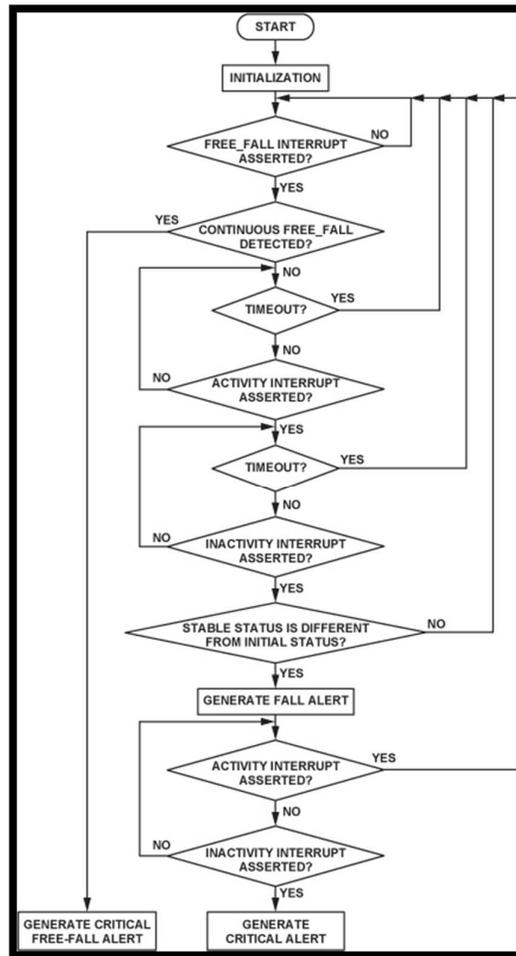


Figura 2.27: Diagrama de flujo del algoritmo de detección de caída por etapas, Usado por Analog Device [9].

2.4.8 Determinación de la orientación de la persona.

La medición del ángulo de inclinación, en general, depende de la posición del cuerpo en un sistema de coordenadas tridimensionales. Pero, dado que el cuerpo humano tiene un rango de movimientos limitados y, muy especialmente las personas de la tercera edad, se puede simplificar el cálculo considerando el movimiento solo a un eje como se ilustra en la Figura 2.28 (Fisher 2010). Cualquier rotación adicional fuera del plano de

movimiento considerado reduce la magnitud de la aceleración sobre el eje X e introduce cierto error. En el caso que la señal de aceleración contenga componentes AC, es posible, mediante procesamiento digital de señales, filtrar solo la componente DC. La medición de la inclinación debe ser solo bajo los efectos de la aceleración de la gravedad, cualquier otra fuente externa altera los resultados.

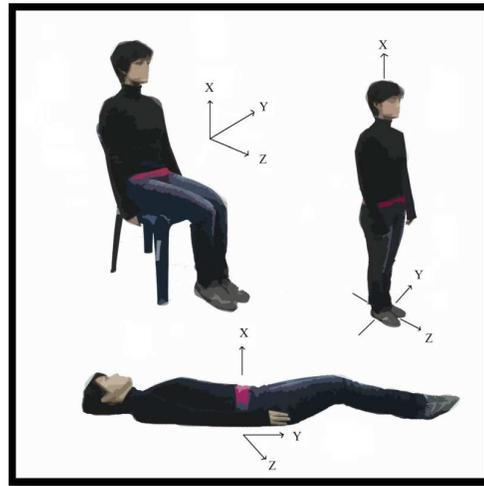


Figura 2.28: Inclinación de la persona (con sensor en la cintura) respecto a la vertical.

| POSTURA | ANGULO DE INCLINACIÓN | ACELERACIÓN | VALOR DIGITAL |
|-----------|-----------------------|-----------------|---------------|
| De pie | 0° a 30.99° | 0G a 0.515G | 0 a 128 |
| Inclinado | 31° a 60.99° | 0.516G a 0.874G | 129 a 218 |
| Echado | 61° a 90° | 0.8746G a 1G | 219 a 250 |

Tabla 2.5: Ángulo de inclinación de la persona y aceleración estática medida por el sensor.

Gracias a la gravedad terrestre puedes usar las lecturas del acelerómetro para saber cuál es el ángulo de inclinación respecto al eje X o eje Y. Supongamos que la IMU esté perfectamente alineada con el suelo. Entonces, como puedes ver en la imagen, el eje Z marcará 9.8, y los otros dos ejes marcarán 0. Ahora supongamos que giramos la IMU 90 grados. Ahora es el eje X el que está perpendicular al suelo, por lo tanto marcará la aceleración de la gravedad.

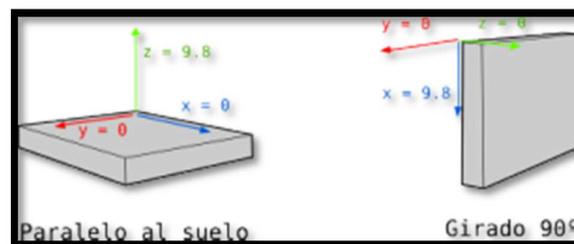


Figura 2.29: Obtención de datos del ADXL345 con arduino uno. (Fuente: Propia)

Si sabemos que la gravedad es 9.8 m/s^2 , y sabemos que nos dan las lecturas de los tres ejes del acelerómetro, por trigonometría es posible calcular el ángulo de inclinación de la IMU. Una buena fórmula para calcular el ángulo es:

$$\text{Angulo}Y = \text{atan} \left(\frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}} \right) \quad (2.2)$$

$$\text{Angulo}X = \text{atan} \left(\frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}} \right) \quad (2.3)$$

El eje Z se suele ignorar.

La rotación en los ejes coordenados se los conoce como pitch (eje x) y roll (eje y)

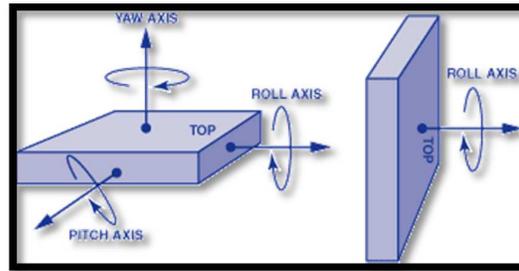


Figura 2.30: Rotación sobre los ejes coordenados.
(Fuente: Propia)

Se detecta la orientación o inclinación inicial del anciano respecto al suelo. La componente de aceleración paralela al eje longitudinal de la persona está dada por la expresión $g \tan\theta$. Luego, se tiene las correspondencias mostradas en la Tabla 2.5. El valor digital se determina considerando, según el fabricante, que el sensor tiene una resolución de 0.004G/LSB (Analog Devices 2009).

2.4.9 Definición de parámetros de cada estado.

Considerando los registros del ADXL345, a continuación se analiza la definición de los parámetros para cada uno de los estados son los siguientes: Reposo, Detección de orientación, caída libre.

I – REPOSO O AVD

Corresponde a un estado de **INACTIVIDAD** en la aceleración captada por el sensor. En la Figura 2.31, se define este estado por dos parámetros:

Threshold_Inactividad.- Es la aceleración máxima que puede considerarse como inactividad. Es decir:

$$\text{Acc} < \text{Threshold_Inactividad}$$

La hoja de especificación del acelerómetro recomienda fijar este valor de este parámetro se fija en 0.1875G [17]. Es un valor acoplado en AC, es decir no toma en cuenta aceleraciones continuas. Este parámetro se puede configurar, en general, entre 0G y 16G.

Time_Inactividad.- Es el mínimo tiempo que la aceleración debe ser inferior a **Threshold_Inactividad** para considerarse como INACTIVIDAD.

Así:

$$\Delta t \geq \text{Time_Inactividad}$$

El tiempo de inactividad mínimo es de 200 ms. El ADXL345 permite configurar este parámetro entre 0 y 255 segundos.

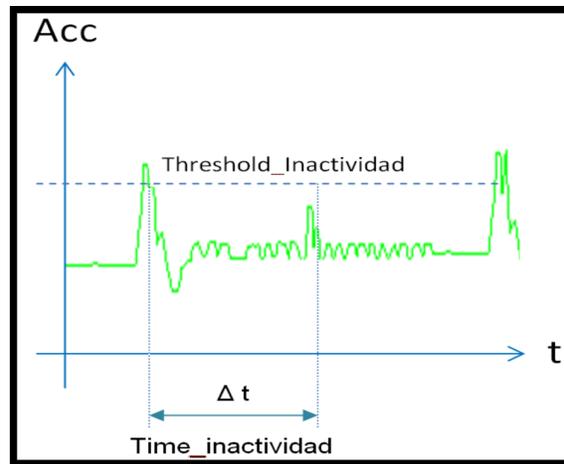


Figura 2.31: Parámetros que definen la condición de INACTIVIDAD en el sensor. (Fuente: Propia)

II – DETECCION DE ORIENTACION

Se detecta la orientación o inclinación inicial del anciano respecto al suelo. Según la Figura 2.32, la componente de aceleración paralela al eje longitudinal de la persona está dada por la expresión $g \sen\theta$. Luego, se tiene las correspondencias mostradas en la Tabla 2.8. El valor digital se determina considerando, según el fabricante, que el sensor tiene una resolución de 0.004G/LSB (Analog Devices 2009).

| POSTURA | ANGULO DE INCLINACIÓN | ACELERACIÓN | VALOR DIGITAL |
|-----------|-----------------------|-----------------|---------------|
| De pie | 0° a 30.99° | 0G a 0.515G | 0 a 128 |
| Inclinado | 31° a 60.99° | 0.516G a 0.874G | 129 a 218 |
| Echado | 61° a 90° | 0.8746G a 1G | 219 a 250 |

Tabla 2.8: Angulo de inclinación de la persona y aceleración estática medida por el sensor

La orientación se detecta cuando la persona está en estado de reposo e inmediatamente luego de producida la caída.

III – CAIDA LIBRE

Cuando el anciano cae, su aceleración con respecto a la gravedad es nula o próxima a cero. El tiempo de caída libre debe ser superior a **Time_Free_Fall**. Así:

$$\text{Acc} < \text{Threshold_Free_Fall}$$

$$\Delta t > \text{Time_Free_Fall}$$

En la Figura 2.31 se ilustra el parámetro que define una caída libre.

El máximo valor configurable para **Time_Free_Fall** (según el fabricante) es de 1.28 s.

Aplicando la fórmula de caída libre podemos determinar la altura inicial máxima para un tiempo de caída de 1.28 s.

$$h = h_0 - 12 \, gt^2$$

Con:

$h = 0$ m Altura final

$t = 1.28$ s Duración máxima de la caída libre

Se obtiene: $0 = h_0 - 12 \cdot 9.8 (1.28)^2$

$$h_0 = 12 \cdot 9.8 (1.28)^2$$

$$h_0 \approx 8 \text{ m}$$

Una caída desde 8 m de altura toma un tiempo de 1.28 s. Este puede ser el caso de caída desde un tercer piso.

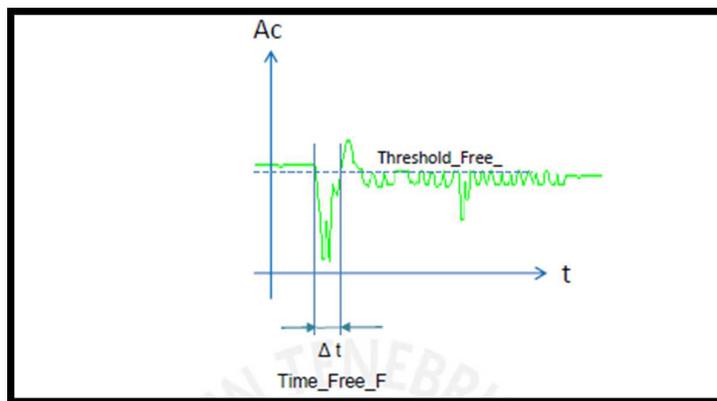


Figura 2.32: Parámetros que definen la condición de caída libre en el sensor (Fuente: Elaboración propia)

IV – IMPACTO

Al llegar el anciano al suelo, el impacto produce una gran reacción generándose un pico de aceleración por un tiempo muy breve. En la Figura 2.33, se aprecia los dos parámetros que definen el impacto:

$$\text{Acc} > \text{Threshold_Impacto}$$

$$\Delta t < \text{Time_Impacto}$$

Uno de los parámetros es la aceleración pico mínima que debe alcanzarse y la otra es el tiempo máximo que esta debe durar en el impacto.

V – INACTIVIDAD

El estado de inactividad, luego del impacto, cumple las mismas características que el estado inicial de reposo con movimientos lentos o nulos debido a los efectos del golpe. Se recalca que los valores de aceleración se miden, en este caso, con acoplamiento en AC para no tomar en cuenta la componente estática de aceleración debido a la gravedad.

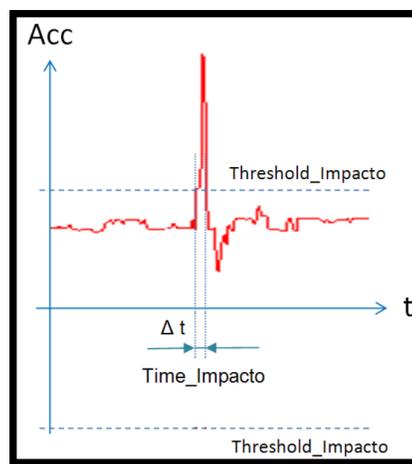


Figura 2.33: Parámetros que definen la condición de IMPACTO en el sensor. El umbral es tanto para aceleraciones positivas como negativas. (Fuente: Elaboración propia)

| PRUEBAS | | BIBLIOGRÁFICOS (g,s) | | |
|---------|----------------------|----------------------|--------|--|
| | | MÁXIMO | MÍNIMO | |
| | Aceleración Vertical | | | |
| | Impacto | | | |
| | Rango de Reposo | 1.2 G | | |
| CAIDAS | Aceleración | | 0.25 G | |
| | TIEMPO_CI | 0.25 s | | |
| | Impacto | | | |
| | TIEMPO_IR | | | |
| | Rango de Reposo | | | |
| | TIEMPO_R | | | |

Tabla 2.7: Valores máximos y mínimos obtenidos de las referencias.

Las aceleraciones durante la caída son completamente diferentes. La Figura 2.34 muestra los cambios de aceleración durante una caída accidental, podemos ver cuatro diferencias críticas características de un evento de caída que puede servir como los criterios para la detección de caídas. Están marcados en las cajas de color rojo y se explican en detalle como sigue:

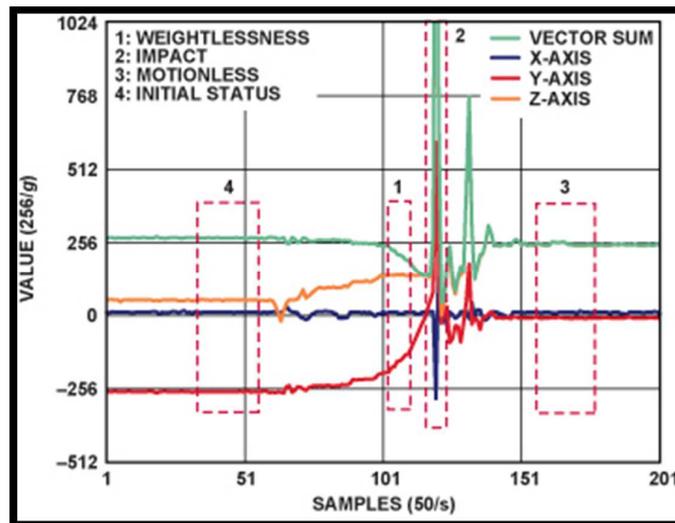


Figura 2.34: Curvas de cambio de aceleración durante el proceso de caída. (Fuente Analog Device)

En la siguiente Figura 2.35 tomada de otra investigación podemos observar el mismo patrón viendo las cuatro fases mencionadas en la parte superior se puede decir que el acelerómetro se comporta de una manera satisfactoria

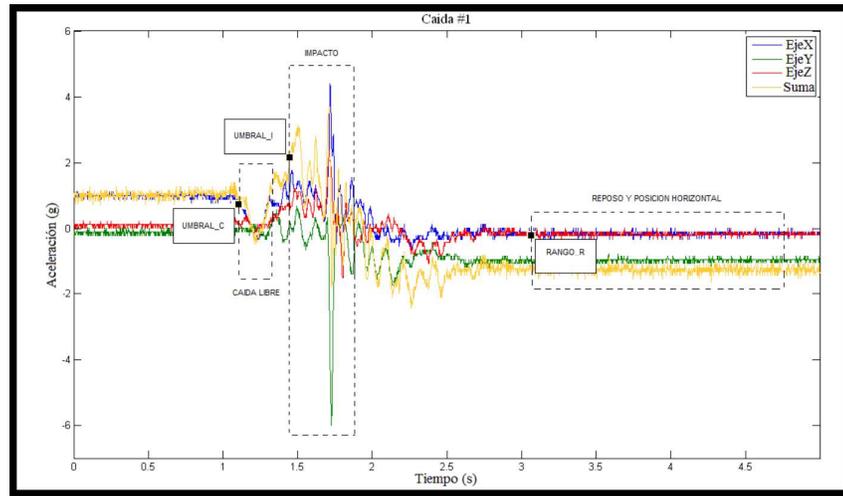


Figura 2.35: Curvas de cambio de aceleración durante el proceso de caída.

2.4.10 Sistema de alarmas y notificación de alertas.

Ante eventos de caída, el sistema de detección debe generar alarmas locales de tipo sonoro con la finalidad de que los eventuales acompañantes del adulto mayor, que no necesariamente van estar siempre próximos o en la misma habitación, se enteren y reaccionen ante lo sucedido. El sistema detecta la inclinación del paciente si este paciente se inclina demasiado la alarma sonara advirtiéndole que está perdiendo el equilibrio.

La señal acústica debe tener un nivel sonoro superior al nivel de ruido al interior de una vivienda, tal que sea claramente audible, sin llegar a ser excesivamente molesto. Para que una señal acústica sea audible, en

cualquier zona de un recinto cerrado, su nivel sonoro debe ser, al menos, 10 dB mayor al ruido o sonido de fondo (cobo 2009). Es recomendable que no sobrepase los 120 dB (umbral del dolor) y que su contenido espectral se encuentre entre 300 y 3000 Hz. La frecuencia de repetición de la pulsación debe estar comprendida entre 0.2 y 5 Hz. Se recomienda señales acústicas cuya frecuencia varíe con el tiempo. Según esta información, y considerando que el sonido al interior de una vivienda es del orden de 60 a 70 dB, el nivel acústico de la alarma sonora debe ser, por lo menos, 10 dB superior, es decir unos 80 dB.

Adicionalmente a las alarmas locales, el sistema de detección de caídas debe tener la capacidad de generar alertas por la red de telefonía celular. Estas alertas consisten en mensajes cortos de textos (SMS) con destino a ciertos números predefinidos. La finalidad es comunicar el evento de caída a personas que puedan tomar acción inmediata para auxiliar al adulto mayor ante la eventualidad que estuviese solo en su vivienda.

El sistema de detección de caídas incorpora, aparte del sensor de aceleración, un microcontrolador y un módulo de radio Bluetooth conectados vía un enlace RS-232. A su vez, el módulo de radio se comunica vía Bluetooth con un teléfono móvil (denominado teléfono móvil local) ubicado en las proximidades del paciente monitoreado. La conexión entre el microcontrolador y el teléfono móvil local, es vista por el primero como una conexión directa del tipo RS-232. Este tipo de conexión es un modo especial de trabajo del módulo de radio y se denomina *PURE CABLE REPLACEMENT MODE*, emula un enlace serial RS-232 a través de RF (BLUETOOTH). De este modo, el microcontrolador puede comunicarse directamente con el teléfono móvil local mediante el envío de cadenas de textos estructurados como comandos de tipo AT. Existen una gran variedad de comandos AT organizados según su propósito.

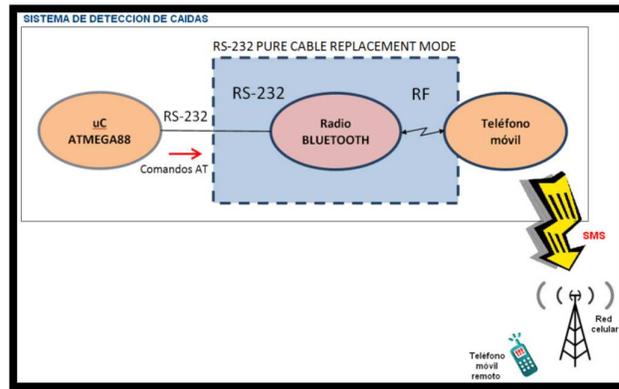


Figura 2.36: Diagrama de bloques del sistema de envío de alertas por SMS. Existe una comunicación transparente entre microcontrolador y teléfono móvil local Bluetooth. (Fuente: Elaboración propia)

El sistema de incorpora además envío de email al contacto registrado informándole de la caída.

El sistema enviará tres tipos de alertas o notificaciones:

- Realizará una llamada automáticamente.
- Enviar un SMS al contacto.
- Enviar un email con la geolocalización de la persona.}



Figura 2.37: Interfaz de App Android para envío de notificaciones.

El sistema al detectar una caída el paciente tiene 10 segundos para confirmar o abortar el envío de las alertas si esta se ha activado de una manera involuntaria, al no recibir respuesta en el lapso de tiempo el sistema envía las tres alarmas al contacto o contactos seleccionados por el paciente al momento del registro.

2.4.11 Requerimientos del detector de caídas.

Para que el sistema funcione adecuadamente ofreciendo todas las características son las siguientes:

- Celular de gama alta con sistema operativo Android versión superior a 4.1
- Celular con GPS incorporado para ofrecer la geolocalización del paciente.
- Celular con Bluetooth integrado.
- Celular conectado a un red WIFI o con paquete activo de datos para envío de información hacia el servidor.
- Celular con carga completa autonomía de 12 horas.

2.5 Ubicación y orientación del dispositivo portable

Existen varias opciones donde ubicar el dispositivo portable. Artículos como "SPEEDY: A fall detector in a wrist watch" [12] ubican el dispositivo en la muñeca. Otros como "Evaluation of threshold-based tri-axial fall detection algorithm" [13], lo ubican en el tronco y muslo del paciente. En "Evaluation of a fall detector based accelerometers: a pilot study" optaron por ubicarlo en la cabeza u oreja del paciente.

En este proyecto se utiliza un cinturón que ubique el dispositivo portable en la cintura del paciente. Esto asegura la comodidad del paciente, dándole más movilidad y como se está enfocando el uso a personas de tercera edad a diferencia de la utilización de un chaleco en el pecho o un amarre en la cabeza. También asegura que los sensores no se activen con tanta facilidad, dando como resultado falsos positivos, como lo que sucede al colocar los acelerómetros en la muñeca [14], brazos o colgados alrededor del cuello.

La orientación del dispositivo portable afecta el sentido de los ejes en el acelerómetro y la detección de la caída depende del sentido de estos ejes. En la Figura 2.38 se muestra la ubicación del dispositivo y la orientación de los ejes seleccionados para este trabajo de grado será colocado en la cintura del paciente.

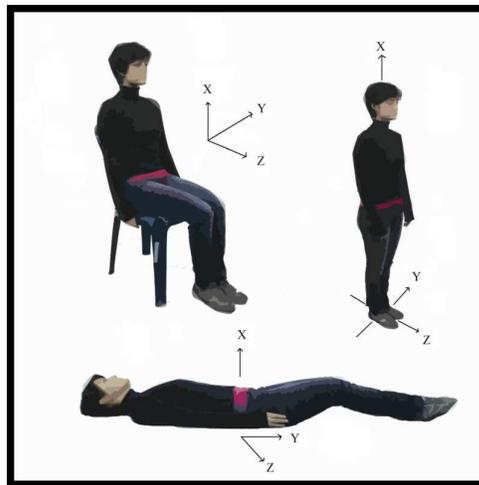


Figura 2.38: Orientación y ubicación del dispositivo portable.

CAPÍTULO 3

3 PRUEBAS Y RESULTADOS

Las pruebas finales tienen como objetivos analizar el comportamiento del sistema, determinar sus especificaciones eléctricas y confirmar el cumplimiento de los objetivos generales y específicos del proyecto.

Los componentes fundamentales del sistema de detección de caídas son los siguientes (ver el capítulo 2):

- Circuito de adquisición de datos
- Algoritmo de detección de caídas
- Sistema de alarma y notificación de caídas

Se hicieron pruebas al enlace de comunicación con el fin de comprobar el alcance inalámbrico del sistema, al dispositivo portable se le hicieron pruebas de consumo para determinar la vida útil de la batería y por último se le hicieron pruebas al sistema completo para verificar que se detecten correctamente las caídas de los pacientes y para determinar el porcentaje de falsas alarmas que se producen.

3.1 Pruebas de distancia de recepción.

Se realizaron pruebas de alcance del enlace de comunicación, en estas pruebas el dispositivo portable se alejó gradualmente del sistema central de aviso celular con la aplicación instalada y emparejado vía bluetooth aumentando su distancia radial cada 5mts. El alcance de comunicación en línea de vista fue de 18mts y de 10m con obstáculos. Estas distancias se consideran suficientes para cubrir las dimensiones de un hogar promedio. Dado el caso de requerir un mayor alcance, los módulos bluetooth pueden ser remplazados por XBee-PRO con cambios pequeños en diseño y programación.

| DISTANCIA (m) | TIEMPO CONEXIÓN (s) | ESTADO DE LA CONEXIÓN |
|---------------|---------------------|-----------------------|
| 5 | 3.39 | ALTA |
| 8 | 3.80 | ALTA - MEDIA |
| 1 | 4.87 | MEDIA |
| 1 | 6.29 | BAJA |

Tabla 3.0: Fuerza de la señal según la distancia entre prototipo y celular

Es importante recordar que la potencia de la señal es inversamente proporcional a la distancia. Cuanto más lejos este el emisor del receptor, más baja será la señal.

3.2 Tiempo de conexión y desconexión de bluetooth.

Esta prueba consiste en medir el tiempo que tarda en establecer conexión y desconexión bluetooth entre el control dispositivo y el celular variando la distancia entre ellos. La prueba se la realizó en un ambiente sin obstáculos, para garantizar línea de vista.

| DISTANCIA (m) | TIEMPO CONEXIÓN (s) | TIEMPO DESCONEXION (s) |
|---------------|---------------------|------------------------|
| 5 | 3.39 | 0.37 |
| 1 | 3.80 | 0.36 |
| 1 | 4.87 | 0.43 |

Tabla 3.1 -Tiempos de conexión y desconexión según distancia

3.3 Pruebas de funcionamiento

Se hicieron tres sets de pruebas con el fin de comprobar el funcionamiento del sistema. El primero consistió en un grupo de 4 voluntarios que utilizaron el dispositivo portable de detección de caídas y se sometieron a pruebas de AD (Actividades Diarias) para determinar si el sistema ocasionaba falsas alarmas. En la Tabla 3.2 se muestran las AD que hacen parte de la rutina diaria de una

persona de la tercera edad, estas AD fueron utilizadas para este primer módulo de pruebas.

Se le pidió a los voluntarios que realizaran el siguiente circuito tres veces consecutivas: caminar hacia una silla, sentarse en ella, levantarse y caminar hacia un objeto ubicado en el suelo, recogerlo y volverlo a dejar en su puesto, caminar hacia una cama, acostarse y levantarse de ella. Esto da como resultado una muestra de 24 circuitos en total.

En la Tabla 3.2 se muestran los resultados de este primer módulo de pruebas, donde se observa que durante todo el módulo el sistema no tuvo falsas alarmas. Se utilizaron cinco hombres y cinco mujeres de diferentes pesos, estaturas y edades las cuales están especificadas en la misma tabla.

| VALUNTARIO # | GÉNERO | PESO (Kg) | ESTATURA (m) | EDAD (AÑOS) | CIRCUITO 1 | CIRCUITO 2 | CIRCUITO 3 |
|--------------|--------|-----------|--------------|-------------|------------|------------|------------|
| 1 | F | 54 | 1.51 | 60 | NO ALARMA | NO ALARMA | NO ALARMA |
| 2 | M | 90 | 1.75 | 45 | NO ALARMA | NO ALARMA | NO ALARMA |
| 3 | M | 78 | 1.65 | 38 | NO ALARMA | NO ALARMA | NO ALARMA |
| 4 | M | 95 | 1.75 | 55 | NO ALARMA | NO ALARMA | NO ALARMA |

Tabla 3.2: Pruebas de encendido de alarmas en actividades diarias.

El segundo módulo de pruebas consiste en la detección de falsas alarmas mientras el sistema es utilizado por una voluntaria durante un tiempo prolongado. Se le pidió a la voluntaria # 1 de la Tabla 3.2 que utilizara el dispositivo portable durante 6 horas en su hogar, mientras realizaba sus actividades de la vida diaria. Al igual que en el módulo anterior, en estas pruebas no se registraron falsas alarmas.

3.4 Circuito de adquisición de datos.

En la Figura 3.1 se muestra el hardware del proyecto implementado en circuito impreso, se empleó una placa de fibra de vidrio de doble cara. El montaje del mismo fue dificultoso debido a la carencia en nuestro medio de tecnología para soldar dispositivos de montaje superficial.

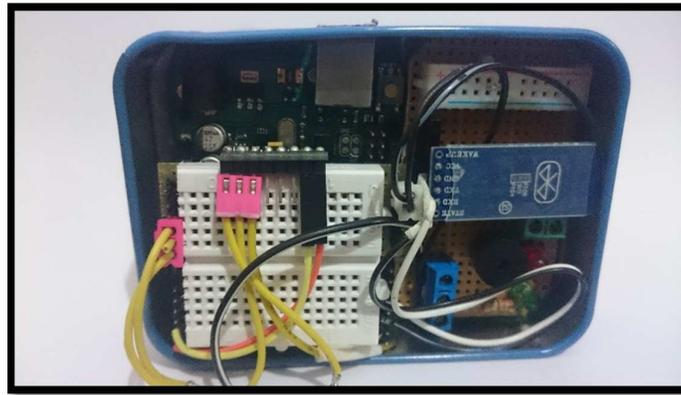


Figura 3.1: Versión 01 del prototipo para pruebas con el sensor de aceleración.

El objetivo de estas pruebas es obtener formas de onda de aceleración típicas en diversas condiciones y escenarios. Estas formas de onda se emplean luego para discriminar o caracterizar cada tipo de evento, especialmente las caídas.

Consideraciones para la toma de muestras de aceleración.

a) Posición y orientación del sensor

Para todos los casos el sensor se ubica en el pecho de la persona. El eje X se orienta longitudinalmente a lo largo de la persona, con la parte positiva hacia la cabeza. La persona puede avanzar a lo largo del eje Z del sensor, con la parte positiva del eje frente a ella. La parte positiva del eje Y queda al lado derecho de la persona. El sensor se sujeta mediante una faja flexible especialmente

acondicionada para la realización de las pruebas y toma de datos (ver la Figura 3.2).

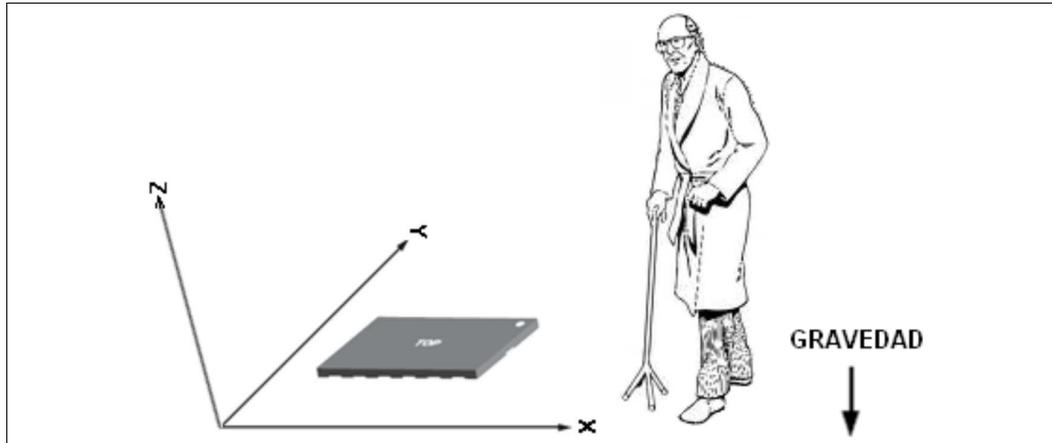


Figura 3.2: Ubicación del sensor en el torso del adulto mayor. Se muestra, también, la orientación de los ejes del sensor con respecto a la persona (Fuente: Elaboración propia)

b) Frecuencia de muestreo

La frecuencia de muestreo de la aceleración, es decir la tasa de lectura de datos configurada en el sensor, es de 200 muestras por segundo. Significa que el sensor toma muestras de los tres ejes cada 5 ms.

c) Visualización e interpretación de los datos

Los datos de aceleración son capturados, almacenados en el servidor de la aplicación, por una luego ser leídas e interpretadas, la interpretación de los datos se realiza según las pruebas realizadas ver la Figura 3.3. Se toman en cuenta variaciones, picos, amplitudes y tiempos de las curvas que se corresponden con los distintos eventos de las pruebas como caída libre, impacto, rebote, inamovilidad, entre otros.



Figura 3.3: Grafico de los datos obtenidos del sensor.

e) Comunicación con la PC

Se realiza mediante un enlace serial RS-232 configurado a 8 bits de datos, un bit de START y un bit de STOP (8N1). La velocidad de transferencia es de 19200 bps. Según estos datos, el tiempo T_b requerido para transmitir un bit es de:

$$T_b = 1/19200 = 0.05 \text{ ms}$$

Para transmitir un byte se requiere 10 bits:

$$10 T_b = 0.5 \text{ ms}$$

Luego, el tiempo para transmitir una muestra de aceleración, consistente de 6 bytes (2 bytes por cada eje), es de:

$$6 \times 10 T_b = 6 \times 0.5 \text{ ms} = 3 \text{ ms}$$

A efectos de sincronización y verificación de los datos recibidos, el microcontrolador agrega un byte adicional a cada muestra de aceleración. Este byte es el identificador del sensor MEMS y es un valor constante. Por lo tanto, cada muestra de aceleración consta de 7 bytes con una duración de envío total de 3.5 ms. Es importante notar que el tiempo de transmisión es inferior al tiempo de muestreo (5 ms) lo cual asegura una recepción adecuada de los datos en la computadora.

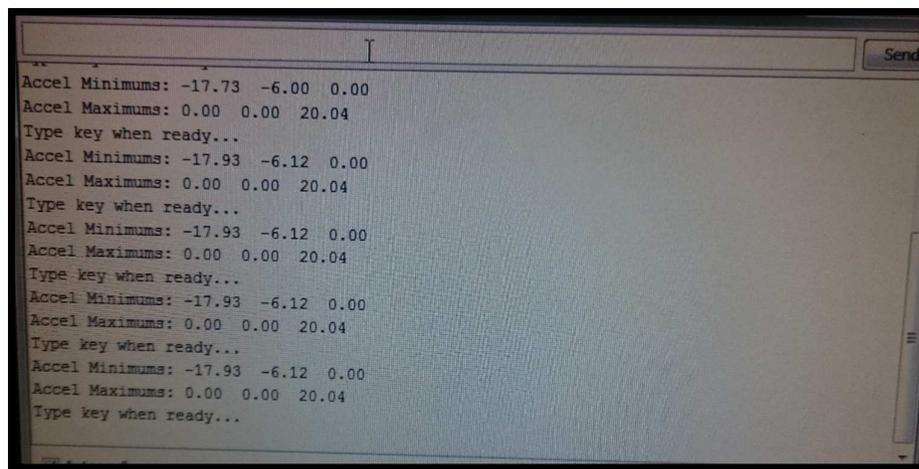


Figura 3.4: Comunicación prototipo con la PC

f) Pruebas realizadas

Las pruebas generales del acelerómetro se distribuyen en tres categorías:

- Pruebas en posiciones estáticas
- Pruebas en actividades de la vida diaria
- Pruebas en escenarios de caída

A continuación se describen estas pruebas, así como los preparativos, procedimientos y materiales empleados. Según las características de las pruebas, algunas se realizan con personas adultas.

3.5 Pruebas con paciente en posiciones estáticas.

Procedimiento del experimento

Se realizó con un voluntario y en su propio hogar. La persona es una mujer de la tercera edad de 60 años.

Sufre de diabetes, falta de visión y diversos dolores óseo-musculares. Sin embargo, realiza con normalidad sus actividades de la vida diaria y colabora eficazmente en la realización de cada una de las pruebas.

El procedimiento fue el mismo para todos los experimentos. El sensor se sujeta, mediante canguro, a la cintura de la persona. La duración de cada prueba es de unos 10 segundos y se ejecuta una sola vez. Las pruebas fueron dirigidas por el autor del presente proyecto, quien indica los instantes de inicio y finalización de cada experimento y supervisa su normal ejecución.

Las pruebas realizadas son las siguientes:

- Persona de pie
- Persona en posición decúbito supino o dorsal
- Persona en posición decúbito prono o ventral
- Persona en posición decúbito lateral izquierdo o derecho
- Persona en posición semifowler

Graficas obtenidas

a) Persona de pie

En la Figura 3.5 se constata que las aceleraciones en los ejes Y y Z son prácticamente nulas, existiendo solo componente positiva en el eje X correspondiente a la aceleración estática de la gravedad. La magnitud medida de esta aceleración es de 1G. El valor no nulo (pero próximo a 0G) de la aceleración en el eje Z, correspondiente a la dirección de avance de la persona, se debe a una ligera inclinación del sensor dentro de la faja donde se encuentra ubicado.

Tiempo (s) Aceleración (g) ACELERACION - EJES X Y Z

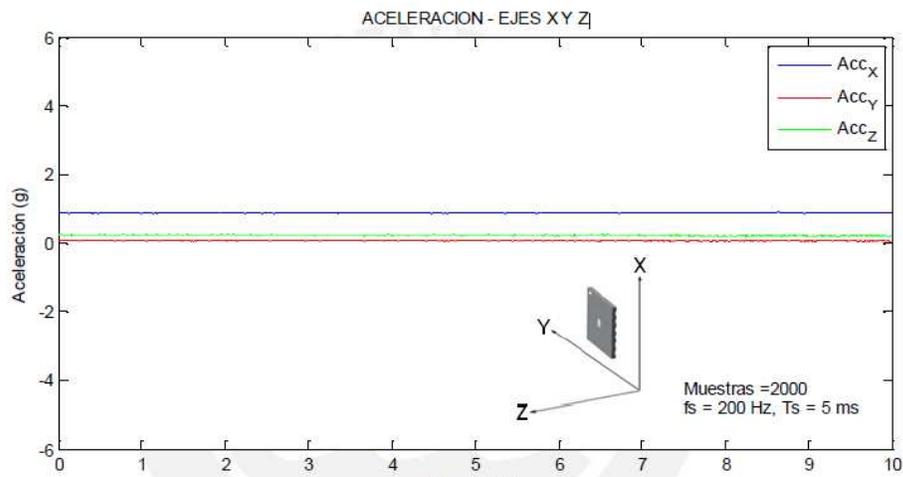


Figura 3.5: Medición de aceleración estática con la persona de pie

(Fuente: Elaboración propia)

b) Persona en posición decúbito supino o dorsal

En la Figura 3.6 se muestran los datos de aceleración captados en los tres ejes. Se constata que la aceleración en el eje Z tiene un valor próximo a 1G, lo cual es correcto dado que el sensor está en posición horizontal con la parte positiva del eje Z hacia arriba. En los demás ejes la aceleración es próxima a cero; puede presentar algún valor debido a cierta inclinación del sensor o de la persona y, también, debido a la descalibración del mismo.

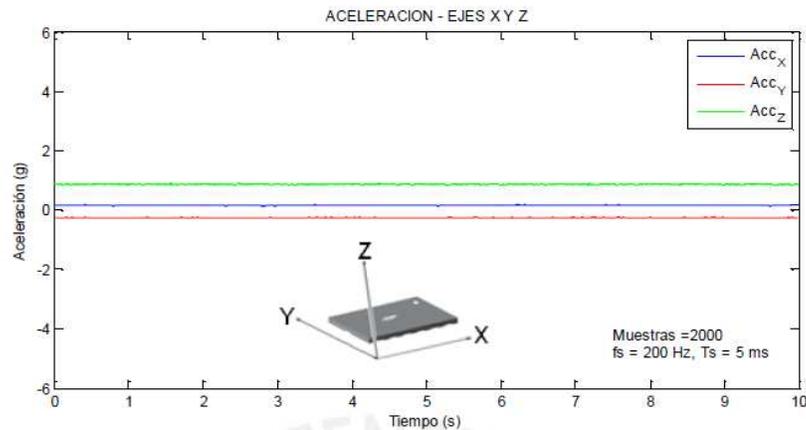


Figura 3.6: Aceleraciones registradas en los tres ejes con la persona en posición decúbito supino. La curva en negro indica el módulo de la resultante (Fuente: Elaboración propia)

c) Persona en posición decúbito prono o ventral

La Figura 3.7 muestra las aceleraciones en los tres ejes con la persona en posición decúbito prono. En tal posición, el sensor se encuentra con su eje Z positivo hacia abajo, tal como se indica en la misma figura. Se constata que solo existe aceleración en la parte negativa del eje Z con módulo próximo a g. En los demás ejes la aceleración es próxima a cero.

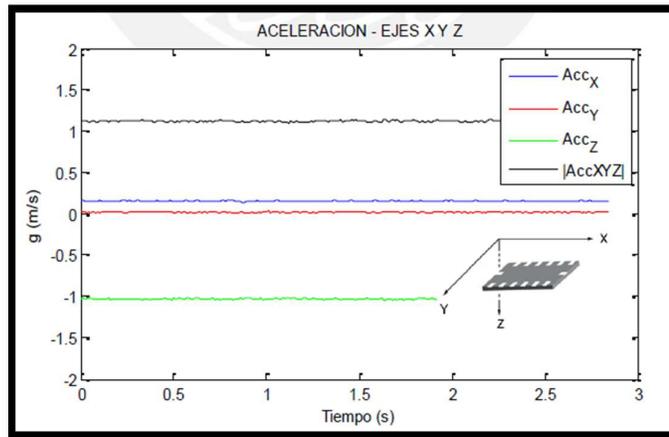


Figura 3.6: Aceleraciones registradas en los tres ejes con la persona en posición ventral (Fuente: Elaboración propia)

d) Persona en posición decúbito lateral izquierdo

En la Figura 3.7 se aprecia las curvas de aceleración correspondientes a la persona en posición decúbito lateral izquierdo y con el sensor en el torso. Según los datos de aceleración obtenidos, se constata una aceleración en la dirección positiva del eje Y con módulo próximo a G. En los dos ejes restantes la aceleración es próxima a cero tomando estos valores debido a que el sensor no se encuentra en posición vertical.

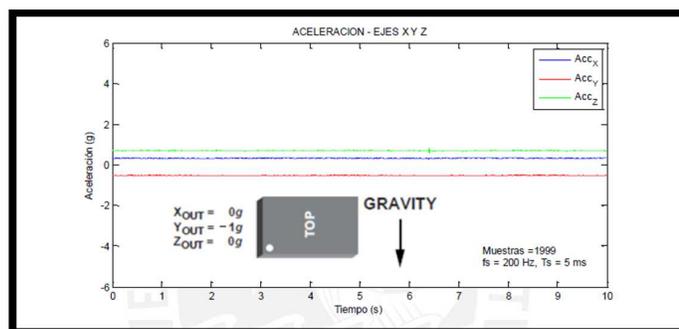


Figura 3.7: Aceleraciones en los tres ejes del sensor con la persona en posición decúbito lateral izquierdo. Se aprecia la componente estática de aceleración en el eje Y positivo.

e) Persona en posición semifowler

Esta es una posición que facilita actividades como reposar o leer. La persona se ubica con el tronco formando un ángulo aproximado de 45° respecto a la horizontal (ver la Figura 4.25). El eje Y es paralelo al piso, los ejes X y Z forma ángulos de 45° respecto a la vertical. Según las gráficas de aceleración obtenidas, las aceleraciones en los ejes X y Z del sensor toman valores próximos a $1/\sqrt{2} \text{ G} (\approx 0.7\text{G})$. La resultante de la suma vectorial de todas las componentes de aceleración estática es siempre igual a g, sin importar la orientación del sensor. La aceleración en el eje Y es nula debido a que es perpendicular a la aceleración estática de la gravedad.

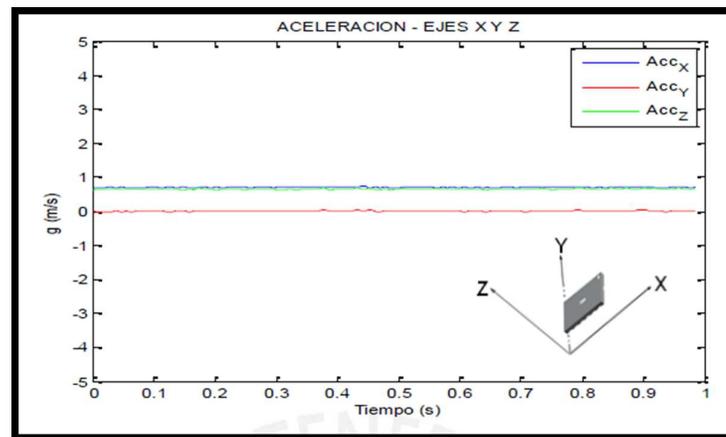


Figura 3.8– Aceleraciones medidas en los tres ejes del sensor con la persona en posición semifowler. Las componentes X y Z toman valores próximos a 0.7 G

3.6 Pruebas con paciente en actividades de la vida diaria

Procedimiento del experimento

Las pruebas las realizó el sujeto de prueba el cual es un sujeto sano capaz de realizar con normalidad las actividades de la vida diaria, incluyendo las actividades de los experimentos en las que colabora eficazmente. Cabe destacar, sin embargo, que sus movimientos corporales son lentos, simulando a las personas de la tercera edad.

El procedimiento fue el mismo para todas las pruebas. El sensor se sujeta mediante una faja la cintura del voluntario. La duración de cada prueba es entre 10 y 15 segundos y se repite dos veces.

Las pruebas consideradas en el grupo de actividades de la vida diaria son las siguientes:

- Caminata
- Sentarse en una silla
- Levantarse de una silla
- Salto alto (salto único)
- Salto alto (saltos sucesivos)
- Golpearse la espalda contra la pared
- Echarse en una cama
- Subir por la escalera
- Bajar por la escalera

El objetivo de estas pruebas consiste en caracterizar cada una de las actividades típicas de la vida diaria, identificando el comportamiento de la aceleración a través de los picos y cambios de la señal en cada uno de los ejes (tiempo y aceleración). Esta información es importante pues permite delimitar eventos similares a caídas

(fall-like motions) de caídas propiamente dichas. Conocer estos umbrales reduce los falsos positivos aumentando la certeza en la detección de caídas. A continuación se describen cada una de estas pruebas y se interpretan los resultados obtenidos.

a) Caminata

En la Figura 3.9 se muestra tanto el módulo de aceleración resultante como las tres componentes de aceleración durante la caminata de una persona.

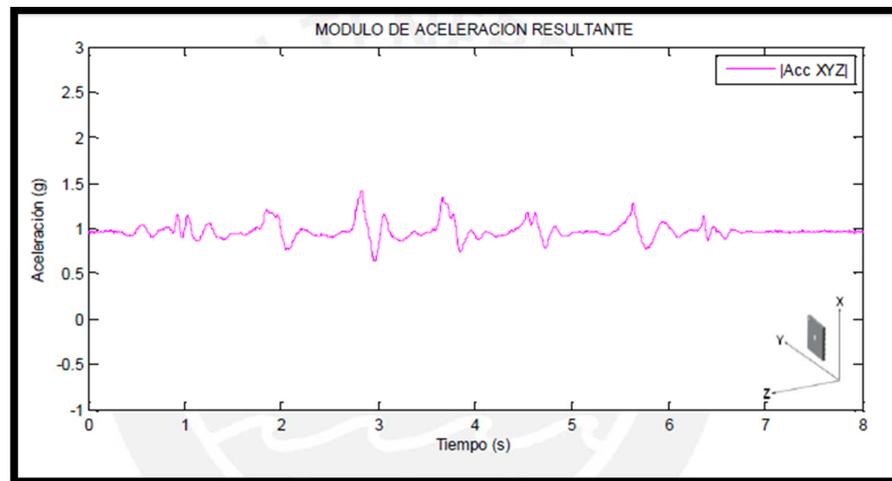


Figura 3.9 (a): Gráficas mostrando la aceleración acumulada resultante y sus componentes en los tres ejes durante la actividad de caminata

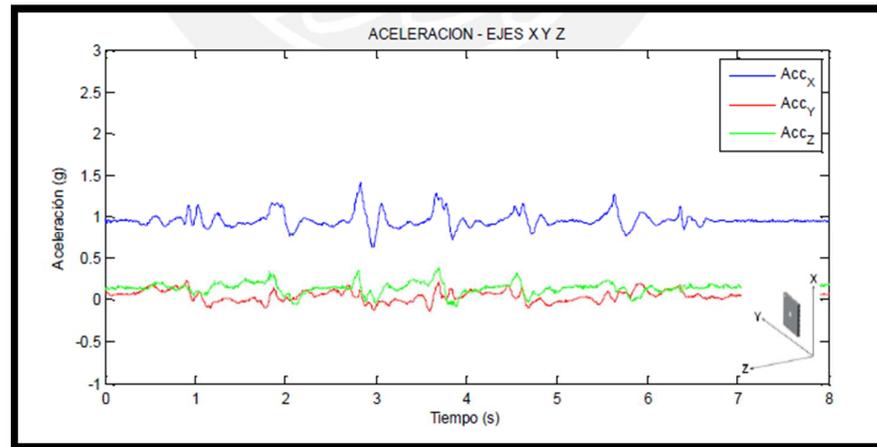


Figura 3.9 (b): Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante la actividad de caminata

La caminata se inicia en el segundo 1 y termina en el segundo 6.5. La magnitud pico medida es de unos 1.5G. La caída de aceleración llega hasta unos 0.7G. El descenso de aceleración, así como el pico, tienen una duración de unos 200 ms. Estos valores deben tomarse en cuenta para evitar confusión con una caída libre que suele tener tiempos más prolongados superiores a los 400 ms

b) Sentarse en una silla

La capacidad de sentarse y levantarse de una silla, en forma controlada y autónoma, es una tarea que requiere el mayor esfuerzo mecánico dentro de las actividades diarias. Es una actividad vital y prerrequisito para poder caminar (Izquierdo y otros 2008). En la Figura 3.10 se observa el módulo de la aceleración resultante, y sus componentes, cuando un anciano toma asiento en una silla.

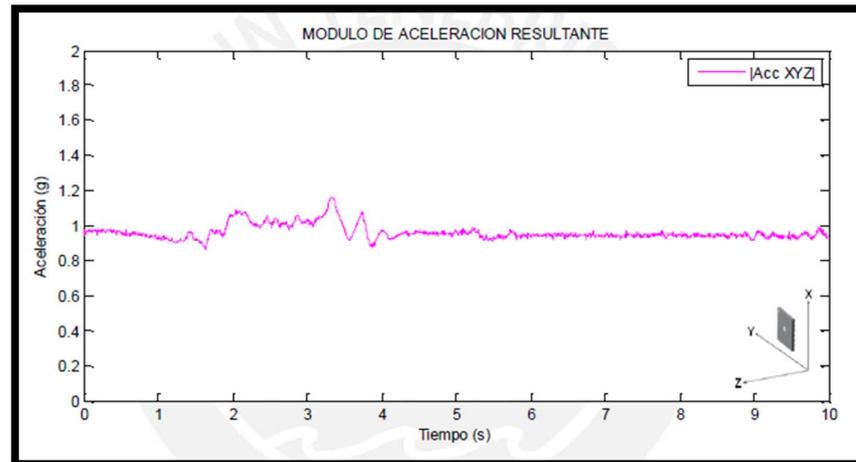


Figura 3.10 (a): Aceleração, resultante acumulada e componentes, al sentarse una persona adulta mayor

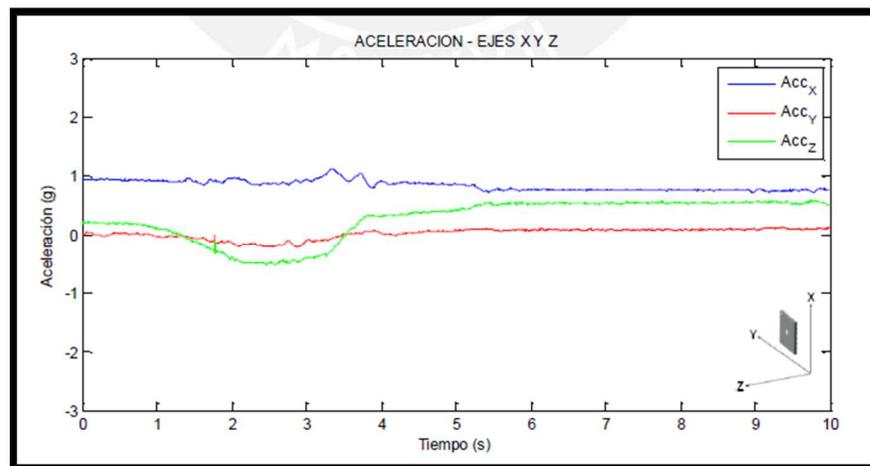


Figura 3.10 (b): Aceleração, resultante y componentes, al sentarse una persona adulta mayor

c) Levantarse de una silla

En la Figura 3.11 se observa el módulo de la aceleración resultante, y sus componentes en los tres ejes, correspondiente a la actividad de un anciano al levantarse de una silla.

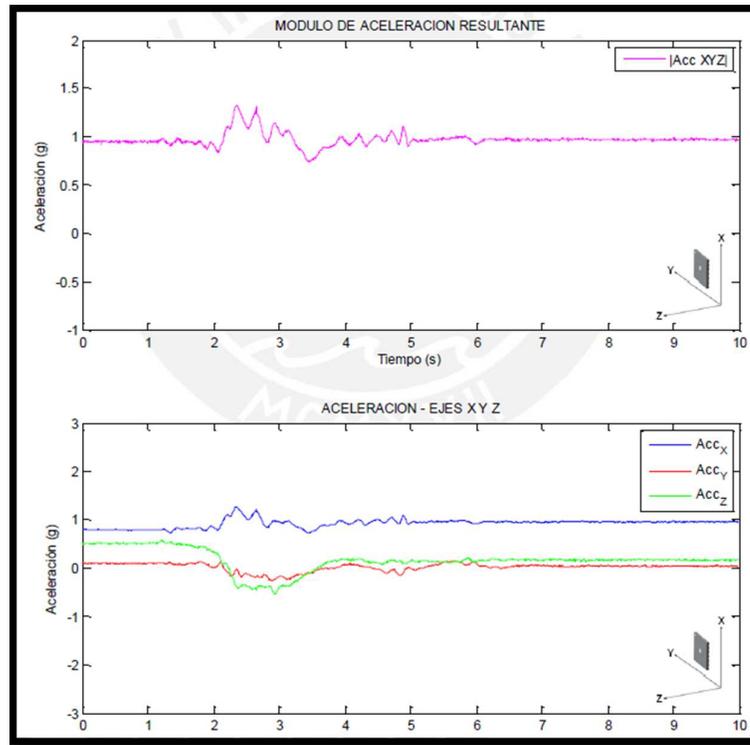


Figura 3.11: Aceleraciones acumulada y componentes de la aceleración en los ejes, al levantarse de una silla un adulto mayor

El pico de aceleración llega hasta 1.32G con duración prolongada de unos 200 ms. El descenso de aceleración es hasta 0.73G con duración de unos 750 ms. Se observa que los cambios de aceleración son suaves.

d) Golpearse la espalda con la pared

En la Figura 3.12 se aprecian el módulo de la aceleración resultante, y sus componentes en los tres ejes, producidos cuando un anciano recuesta su espalda contra una pared. Se observa un pico de aceleración de 1.25G en la resultante por unos 60 ms. El impacto se produce en un plano horizontal (gráficas en verde y rojo), destaca las variaciones suaves y de pequeña magnitud (inferiores a 0.5G) en todos los ejes.

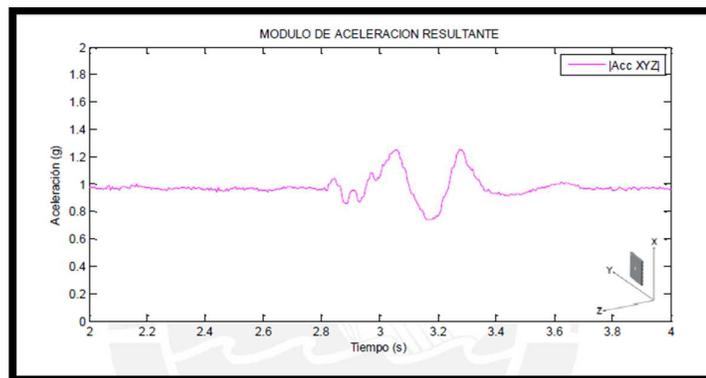


Figura 3.12(a): Gráficas mostrando la aceleración acumulada resultante y sus componentes en los tres ejes en un adulto mayor al golpearse la espalda contra una pared

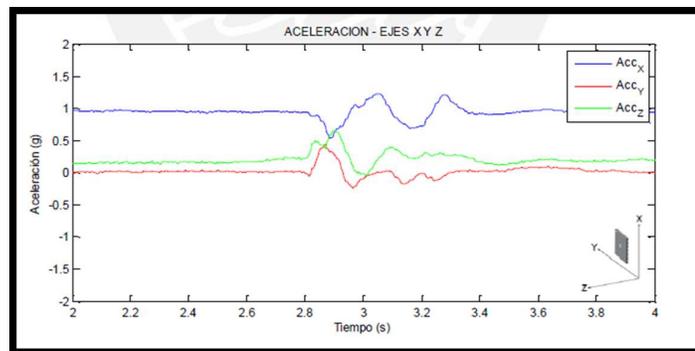


Figura 3.12 (b): Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en un adulto mayor al golpearse la espalda contra una pared

e) Echarse en una cama

En la Figura 3.13 se muestran la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes correspondientes a la actividad de echarse en una cama de una persona de la tercera edad. En el segundo 2 se presentan movimientos en los ejes horizontales debido a los movimientos iniciales antes de acostarse. A partir del segundo 6, la persona se echa, lentamente, y queda en esa posición desde el segundo 11. Se destacan los movimientos suaves con picos bajísimos inferiores a 1.5G.

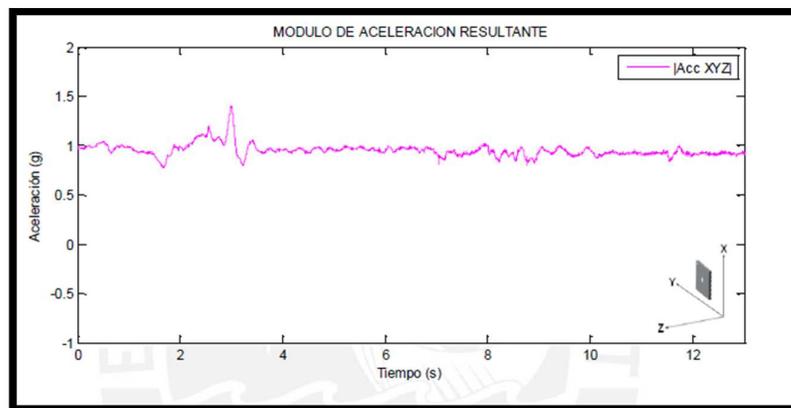


Figura 3.13 (a): Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al echarse en una cama.

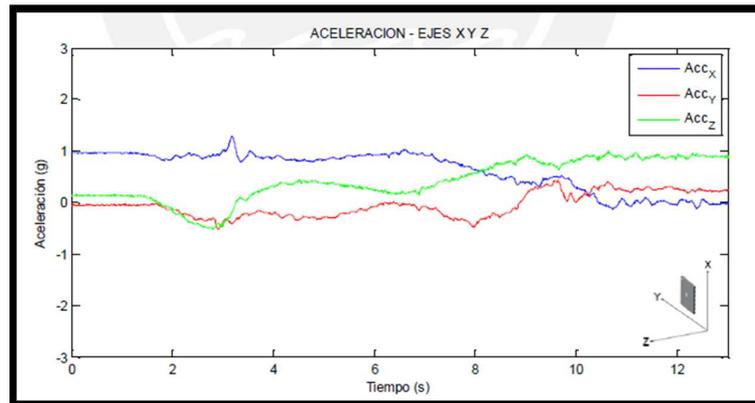


Figura 3.14 (b): Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al echarse en una cama

3.7 Pruebas sin paciente en escenarios de caída

Las pruebas realizadas son las siguientes:

- Caída lateral desde silla
- Caer desmayado estando de pie
- Caída por escalera
- Caída de espaldas

El objetivo de estas pruebas, todas ellas caídas típicas, consiste en caracterizar el comportamiento de la aceleración e identificar la información que define una emergencia.

Procedimiento del experimento

Dado el riesgo implícito, estas pruebas no se realizaron con personas de la tercera edad, sino con personas adultas en una configuración de laboratorio controlado según se indica en cada prueba. En el caso de personas, se emplea siempre una colchoneta como medida de precaución. Debe tenerse presente que la colchoneta altera los datos de aceleración resultantes pues actúa como un elemento amortiguador reduciendo las fuerzas de impacto y, por ende, las aceleraciones resultantes.

Para los casos donde interviene una persona, esta es un voluntario, varón de 35 años, con peso de 75 Kg, estatura de 1.60m, Esta persona goza de buen estado físico y colabora eficazmente en la realización de las diversas pruebas.

a) Caída lateral desde silla

Se observa que a partir del tiempo 2.5 s la aceleración desciende y se presentan los primeros impactos o contactos con el suelo. En el instante 3.6 s se produce el impacto con una magnitud superior a los 4G y duración de 140 ms desde la base y 85 ms desde media altura. Luego de algunos rebotes, la persona queda finalmente en reposo. La duración de todo el evento de caída es de unos 2 s, medidos entre el instante en que la aceleración empieza a descender y el instante final de reposo.

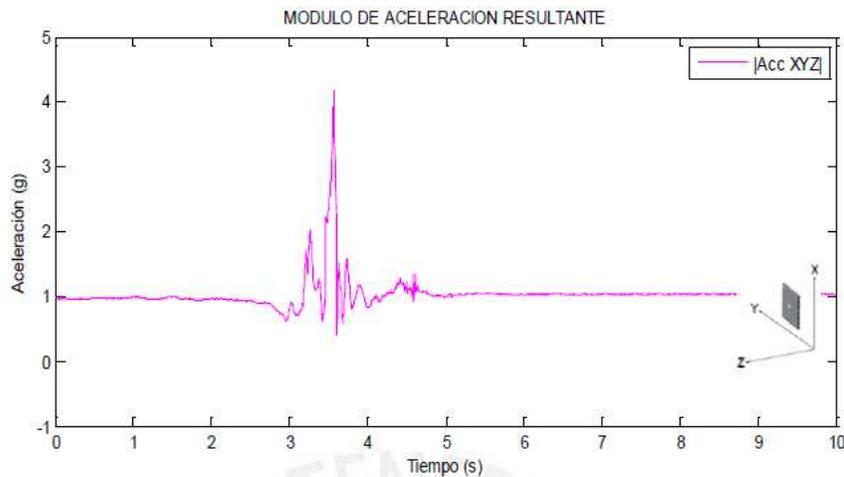


Figura 3.15: Módulo de la aceleración resultante al caer desmayado desde una silla.

b) Caer desmayado estando de pie

En la Figura 3.16 se muestran los resultados obtenidos.

Se observa un lapso de tiempo de unos 500 ms durante el cual la aceleración desciende hasta 0.53G, esto corresponde a los instantes en que la persona va cayendo. Luego de unos contactos iniciales, se produce el impacto con un pico superior a los 5.1G. Luego de este impacto se produce algunos rebotes de amortiguamiento conforme la energía es absorbida por el cuerpo y la colchoneta. La persona queda finalmente en reposo. Se aprecia, también, que la orientación inicial no coincide con la final.

Amplitud = 5.1G

Duración = 50 ms, a media altura del pico

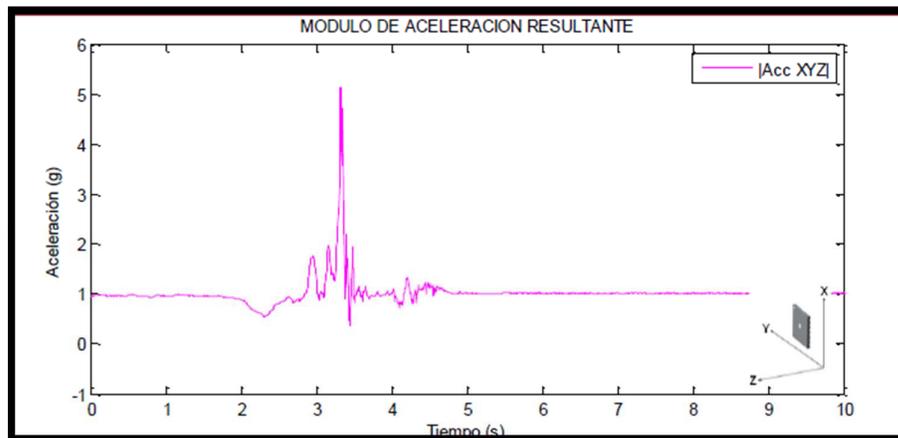


Figura 3.16(a): Módulo de la aceleración acumulada resultante y componentes de la misma al caer desmayado estando de pie

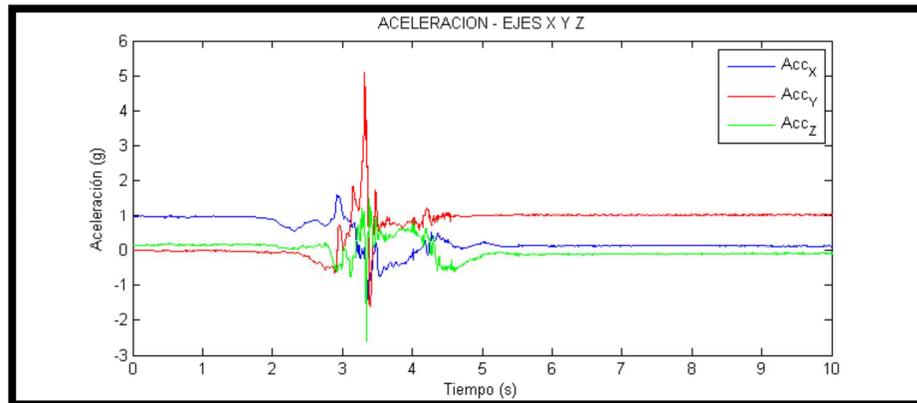


Figura 3.16 (b): Módulo de la aceleración resultante y componentes de la misma al caer desmayado estando de pie

c) Caída por escalera

Se realiza con un fantoma (muñeco de tela de 50 cm de altura y 3 kg de masa). La escalera tiene una altura de 2 m. El muñeco se suelta desde la parte alta de la escalera con una altura inicial de 1.5 m respecto al nivel superior. Al pie de la escalera y en todo su trayecto el suelo es de concreto y no se emplea colchoneta alguna.

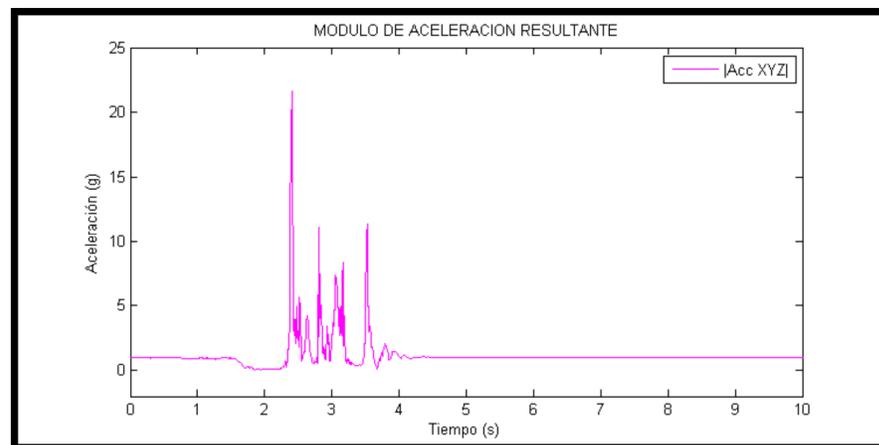


Figura 3.17: Módulo de la aceleración resultante al caer por las escaleras

La Figura 3.17 muestra el módulo de aceleración resultante producido durante este escenario simulado de caída por escalera. Se aprecia un descenso de aceleración de la gravedad hasta 0G con duración de unos 700 ms; luego, el impacto inicial con pico de 21.6G y varios rebotes, con periodo aproximado de 380 ms y magnitud pico de 11G, hasta que la persona queda inmóvil.

d) Caída de espaldas

Se realiza con un adulto de 35 años de edad y empleando una colchoneta de esponja de 11 cm de grosor.

En la Figura 3.17 se observa el módulo de la aceleración resultante. Se presenta un descenso de la aceleración, hasta 0.57G, por unos 550 ms. Luego se presentan el contacto inicial, el pico de 4.1G de 35 ms de duración y los rebotes finales hasta quedar la persona finalmente inmóvil.

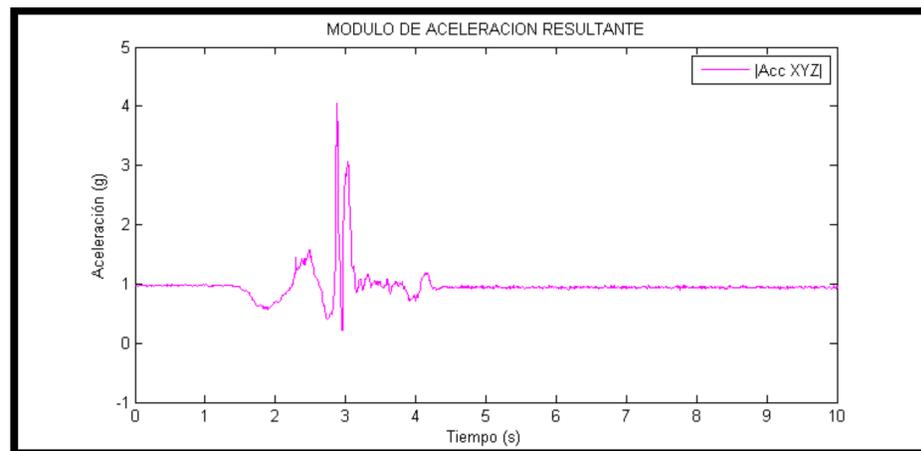


Figura 3.17: Módulo de la aceleración resultante al caer de espaldas

3.6 Pruebas del sistema

Según las pruebas realizadas, las actividades de la vida diaria tienen como pico de aceleración un valor de 5G (correspondiente a la actividad de saltos sucesivos). Este valor (más un margen de guarda) se podría considerar como

umbral para detección de caídas. Sin embargo, la prueba de caída desde una posición inicial de pie reporta un pico de aceleración de 5.1G. Se presenta, aparentemente, una incertidumbre en la definición del umbral de aceleración.

Tomando en cuenta que las pruebas de caída se realizaron bajo condiciones controladas con el empleo de colchoneta, se puede considerar que el valor pico de 5.1G de la prueba de caída, desde una posición inicial de pie, en realidad es mayor para una situación real de caída repentina en pisos típicamente de concreto.

Dado el tipo de pacientes involucrados, estos valores son imposibles de verificar; queda solamente asumir el umbral de aceleración en base a las pruebas realizadas e información de las fuentes consultadas.

Parámetros que definen un evento de caída

a) Pico de aceleración

El pico de aceleración medido durante el impacto en una caída debe ser mayor al umbral definido y configurado en el programa que corre en el microcontrolador ATMEGA encargado de leer la aceleración a través del acelerómetro ADXL345.

El umbral de aceleración pico definido es de 4G.

b) Duración del pico de aceleración

La duración del pico de aceleración debe ser inferior a los 100 ms. Este parámetro se configura, también, en el programa que corre en el microcontrolador ATMEGA.

La configuración, o modificación, de estos parámetros se realizan editando el código fuente de la aplicación y luego procediendo a su grabación en la memoria del microcontrolador. El usuario no tiene ninguna forma directa de realizarlo.

Generación de alarma y envío de alerta

La generación de alarmas (auditivas y visuales) se realiza al cumplirse las dos condiciones anteriores: pico de aceleración y duración de la misma.

La alerta se genera junto con la alarma y se envía mediante SMS a un teléfono destino previamente configurado en el código fuente que corre en el microcontrolador. La alerta se puede enviar con destino a varios teléfonos.

Configuración de los teléfonos celulares

Para poder obtener el máximo aprovechamiento de este sistema, se recomienda que el celular empleado para el envío de alerta sea de alta gama, que cuente con bluetooth, GPS, datos móviles y sistema operativo Android.

Previamente descargarse el APK para instalarlo en su celular, y proceder a registrar al paciente con sus datos personales e información de contactos para el envío de las notificaciones.

- a) Teléfono celular local al cual está ligado el dispositivo mediante bluetooth.
- Debe estar próximo o en ambientes contiguos que frecuenta la persona adulta mayor.
 - Debe contar con batería plenamente cargada con una duración mínima de 24 horas.
 - Debe tener la capacidad de comunicación Bluetooth habilitada y visible para cualquier otro dispositivo.
 - Debe contar con el servicio habilitado de SMS y con saldo disponible para hacer uso del mismo a cualquier operador de telecomunicaciones.



Figura 3.18: App Equilibrio Pantalla registro de usuario

Pruebas realizadas

Las pruebas finales consistieron en verificar la recepción de mensajes cortos de texto en algunas actividades comunes de la vida diaria (similares a caídas) y, también, en algunos tipos de caídas típicas.

Las pruebas se realizaron bajo condiciones controladas con una persona adulta, varón de 35 años con masa de 72 Kg y estatura de 1.60 m, sin colchoneta. Cada evento se repitió diez veces. La ubicación del sensor y circuito electrónico es en la parte delantera de la cintura, como en las pruebas descritas en las secciones previas de este capítulo. Se emplearon dos teléfonos celulares. Uno local conectado mediante Bluetooth con el circuito electrónico y encargado de recibir la alarma de caída y lanzar la alerta vía SMS, enviar email y realizar llamada por la red pública de telefonía celular. El otro teléfono es remoto y cumple la función de recibir la alerta tal que el usuario del mismo tome las acciones del caso. Para las pruebas, ambos teléfonos se encuentran próximos entre sí. El teléfono local es con plan postpago de Movistar y el remoto es con plan prepago de Claro.

Se investigó la efectividad del sistema para diferentes valores del umbral de aceleración pico. En las tablas 3.4, 3.5 y 3.6 se muestran los resultados obtenidos en cada caso.

La sensibilidad y especificidad del sistema de detección de caídas se pueden determinar de la siguiente manera:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{Caídas detectadas}}{\text{Total de caídas verdaderas}} = \frac{VP}{VP + FN} \quad (3.1)$$

$$\text{Especificidad} = \frac{\text{AVD detectadas}}{\text{Total de AVD}} = \frac{VN}{VN + FP} \quad (3.2)$$

[Fuente: AnalogDvice]

Estados: REPOSO INICIAL (AVD), VERDADERO POSITIVO (VP), FALSO NEGATIVO (FN), FALSO POSITIVO (FP)

Tablas de resultados

(Umbral de impacto = 4G)

| EVENTO | Falso positivo | Verdadero positivo | Falso negativo | Verdadero negativo |
|--|----------------|--------------------|----------------|--------------------|
| Caída lateral desde silla | | 10 | 0 | |
| Caer desmayado de costado estando de pie | | 10 | 0 | |
| Sentarse en silla | 0 | | | 10 |
| Salto alto – varios | 7 | | | 3 |
| Echarse en la cama | 0 | | | 10 |

Tabla 3.4: Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto

(Umbral de impacto = 5G)

| EVENTO | Falso positivo | Verdadero positivo | Falso negativo | Verdadero negativo |
|--|----------------|--------------------|----------------|--------------------|
| Caída lateral desde silla | | 8 | 2 | |
| Caer desmayado de costado estando de pie | | 9 | 1 | |
| Sentarse en silla | 0 | | | 10 |
| Salto alto – varios | 0 | | | 10 |
| Echarse en la cama | 0 | | | 10 |

Tabla 3.5: Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto

(Umbral de impacto = 6G)

| EVENTO | Falso positivo | Verdadero positivo | Falso negativo | Verdadero negativo |
|--|----------------|--------------------|----------------|--------------------|
| Caída lateral desde silla | | 6 | 4 | |
| Caer desmayado de costado estando de pie | | 9 | 1 | |
| Sentarse en silla | 0 | | | 10 |
| Salto alto – varios | 0 | | | 10 |
| Echarse en la cama | 0 | | | 10 |

Tabla 3.5: Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto

Estos resultados demuestran que cuando el umbral de impacto está fijado a 4G el sistema detecta como eventos de caídas un 100% de todos los eventos que son efectivamente caídas, pero a la vez solo descarta un 77% de los eventos que no son caídas.

Cuando el umbral de impacto está fijado a 5G el sistema detecta como eventos de caídas un 85% de todos los eventos que son efectivamente caídas y descarta el 100% de todos los eventos que no son caídas.

Cuando el umbral de impacto está fijado a 6G el sistema detecta como eventos de caídas un 75% de todos los eventos que son efectivamente caídas y descarta el 100% de todos los eventos que no son caídas.

Considerando que la finalidad del sistema es detectar y alertar de eventos de caídas, el umbral de impacto más adecuado es de 4G ya que garantiza la detección de todos los eventos de caída. Detectar algunas actividades de la vida diaria como caídas no es relevante y se puede tolerar. Umbrales de 5G y 6G reducen la sensibilidad del sistema y, por tanto, no son recomendables pues existirían situaciones de caídas no detectadas.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

1. El dispositivo portable se diseñó para que detectara todas las caídas de una paciente al igual que disminuyera la detección de falsas alarmas debido a que este debe ser utilizado por el paciente mientras ejecuta sus actividades diarias. Dado que la orientación del dispositivo portable afecta la detección de una posible caída, se podría implementar un algoritmo de detección de caída más robusto, donde el mismo dispositivo portable fuera capaz de auto-calibrarse. De esta manera los leves cambios de orientación no afecten la activación de la alarma al momento de ocurrir una caída.
2. El enlace de comunicación utiliza dos módulos de transmisión y recepción HC06 los cuales tienen un alcance de 20m en recinto cerrado tras las pruebas de comunicación. Sin embargo, esta distancia varía dependiendo del material de construcción del recinto, por lo cual se considera que para la proyección del proyecto hacia un mercado, serían necesarias unas pruebas más exhaustivas de alcance. También se puede desarrollar una aplicación en el sistema donde se alerte al personal a cargo al paciente en el momento que este se salga del rango de cobertura del enlace de comunicación.
3. Cuando el sistema requiera de una expansión, los módulos de comunicación deben ser configurados en modo *Broadcast* y podrán ser remplazados por los XBee-PRO que tienen un mayor alcance.

4. Se requiere mayor investigación para establecer las diferencias entre caídas sobre colchonetas y caídas sobre superficies duras. Esto incluye realizar pruebas de caídas sobre distintas superficies reales comunes para determinar las diferencias de aceleraciones picos experimentados. También, es importante determinar las influencias del perfil de las personas (es decir, peso, estatura, edad) y el tipo de caída.
5. Se requiere disponer de fantomas antropométricos para la realización de las pruebas de caídas. Este tipo de pruebas son algo complejas de realizar debido a la dificultad de reproducir los movimientos propios de una caída. Se requiere mayor investigación al respecto y ver el uso de simuladores.
6. Se puede extender el sistema para identificar patrones y causas que puedan conducir a caídas debido a diversas patologías. Para ello, el sistema electrónico con el sensor de aceleración debe monitorear constantemente los movimientos de la persona.
7. El trabajo desarrollado demuestra la factibilidad de emplear los acelerómetros del tipo MEMS para otro tipo de aplicaciones. Se cuenta con la experiencia necesaria. Las posibles aplicaciones son:
 8. Detección de caídas usando el acelerómetro incorporado en algunos modelos de teléfonos móviles.
 9. Detección de accidentes automovilísticos.
 10. Incorporación de GPS en los sistemas de detección de caídas o impacto.

11. Monitoreo de pacientes con temblores.
12. Podómetros y plataformas de análisis de fuerzas, aceleraciones y velocidades.
13. Prótesis neuromusculares basadas en MEMS.
14. El sistema puede ser ampliado y mejorado mediante el registro de la actividad del paciente en una base de datos para efectos de seguimiento y monitoreo de la evolución de movimientos en determinadas patologías.

Recomendaciones

1. Se recomienda equipos multidisciplinarios que incorporen profesionales de ingeniería (mecánica, biomédica, electrónica, telecomunicaciones, sistemas) así como profesionales de salud y de gestión de tal forma que se cubra todos los aspectos posibles en el desarrollo de equipos biomédicos.
2. Se recomienda promover a nivel de pregrado y postgrado el desarrollo de sistemas biomédicos aplicados a personas de la tercera edad y que, a la vez, sirvan de base para el futuro desarrollo de industrias locales dedicadas a la fabricación de dispositivos biomédicos.
3. El sistema puede ser mejorado mediante la incorporación de una estación central de telemonitoreo que alerte a los servicios de emergencia o médicos así como a los miembros de la familia en caso de caídas. Esto se puede aplicar también al caso de detección de accidentes automovilísticos.
4. En el desarrollo de dispositivos biomédicos se recomienda seguir las recomendaciones de diseño, regulaciones y estándares aplicables y no solo centrarse en los aspectos de hardware y software.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Proyecto De Ley Orgánica de protección prioritaria de los derechos de las personas Adulto Mayores.
<http://www.asambleanacional.gob.ec/es/contenido/texto-proyecto-de-ley-de-proteccion-prioritaria-de-los> fecha de consulta Agosto 2015.
- [2] Estadística y distribución espacial de la población adulta mayor en el Ecuador,
http://www.cib.espol.edu.ec/Digipath/D_Tesis_PDF/D-93866.pdf fecha de consulta Agosto 2015.
- [3] Pagina del gobierno INEC
http://www.inec.gob.ec/inec/index.php?option=com_content&view=article&id=360%3Aen-el-ecuador-hay-1229089-adultos-mayores-28-se-siente-desamparado&catid=68%3Aboletines&Itemid=51&lang=es
- [4] Caídas del adulto mayor.
<http://hospitaldelaribera.wordpress.com/2013/08/14/caidas-en-el-anciano-i-por-que-se-producen/>)
- [5] En la base de datos de la OMS sobre la Carga Mundial de Morbilidad, las muertes y las lesiones no mortales relacionadas con caídas excluyen las caídas debidas a agresiones y lesiones auto provocadas, las caídas desde animales, edificios en llamas o vehículos de transporte y las caídas en fuegos, agua o máquinas.
<http://www.who.int/gho/es/>
- [6] Los AVAD amplían el concepto de años de vida potenciales perdidos por muerte prematura, incluyendo los años de vida "saludable" perdidos en virtud de encontrarse en un estado de mala salud o discapacidad.
- [7] Chern-Sheng Lin, et al. "Wearable device for real-time monitoring of human falls", Measurement 40, pages 831–840, 2007.
- [8] Ning Jia, "Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer". Analog Dialogue 43-07, July (2009)
- [9] J.Y. Hwang, J.M. Kang, Y.W. Jang , H. C. Kim, "Development of Novel Algorithm and Real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly", Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.
- [10] ANALOG DEVICE, "MEMS Technology"
http://www.analog.com/static/imported-files/glossary/Glossary_Terms.pdf

- [11] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, G. ÓLaighin. "Direct measurement of human movement by accelerometry", *Medical Engineering & Physics* 30 (2008) 1364–1386
- [12] CARTIER, Luis
2002 "Caída y alteraciones de la marcha en los adultos mayores". *Revista Médica de Chile*. Santiago, volumen 130, número 3.
- [13] ANALOG DEVICES, Inc.
2009 *3-Axis, ±2G, ±4G, ±8G, ±16G Digital Accelerometer ADXL345* [hoja de datos técnicos]. Cambridge. Consulta: 20 de diciembre de 2010.
<<http://www.analog.com/static/imported-files/data-sheets/ADXL345.pdf>>
- [14] ATMEL Corporation
2009a *Microcontrolador ATmega88* [hoja de datos técnicos]. San José. Consulta: 20 de enero de 2011.
<<http://www.atmel.com/Images/2545S.pdf>>
- [15] BOURKE, A. K. y otros.
2007 "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometers fall detection algorithm. *Gait and Posture*". *U.S. National Library of Medicine - National Institutes of Health*. Volumen 26, número 2, pp.:194-199. Consulta: 30 de junio de 2011.
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17101272>>
- [16] BRICKHOUSE ALERT
2010 *BrickHouse Alert Home* [hojas de datos técnico/comerciales]. Massachusetts. Consulta: 28 de setiembre de 2010.
< <http://www.brickhousealert.com/personal-emergency-medical-alarm.html>>
- [17] JIA, Ning
2009 "Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer". *Analog Dialogue*. Volumen 43. Consulta: 20 de enero de 2011.
http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/43-07/fall_detector.html
- [18] OMS Centro de Prensa
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/es/>
- [19] Prevención y atención de caídas en el adulto mayor
http://www.facmed.unam.mx/deptos/salud/censenanza/spivsa/antol%20%20anciano/2parte2013/V_caidas.pdf
- [20] VERMEIREN, D., M. WEYN y G. DE RON
2010 "Detecting human motion: Introducing step, fall and ADL algorithms". *Computer Sciences*. Volumen 27, número 4, pp. 62-69. Consulta: 12 de enero de 2011
<<http://www.springerlink.com/content/m70207k18n8n8721/>>

- [21] VILLAR, Daniel, Luis VARELA y Oscar CHIGNE
2000 “Evaluación geriátrica integral en pacientes hospitalizados y ambulatorios”.
Boletín de la Sociedad Peruana de Medicina Interna. Lima, volumen 13, número 3.
Consulta: 12 de enero de 2011.
<<http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/spmi/v13n3/evaluacion.htm>>
- [22] WOOLLACOTT, M. H.
1986 “Gait and postural control in the aging adult”. En Bles, W. & Brandt T.
Disorders of posture and gait. Amsterdam: Elsevier, pp. 325-336.
- [23] TORRES, Marta y otros
2004 “Análisis biomecánico del equilibrio en personas mayores y su relación con la actividad física”. Ponencia presentada en el III Congreso de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Madrid. Consulta: 20 de junio de 2011.
<http://cienciadeporte.eweb.unex.es/congreso/04%20val/pdf/c168.pdf>
- [24] Gac E Homero. Polifarmacia y movilidad en adultos mayores. *Rev. Med. Clin. Condes* [en línea] 2012 [fecha de acceso 18 julio de 2012]; 23 (1): 31-35. URL Disponible en:
<http://www.globalaging.org/health/world/2012/Elderly%20Children%20in%20the%20Care%20of%20their%20Parents%20A%20Recent%20Phenomenon.pdf>.
- [25] Parra Galván Y, Castillo Moreno Y, Pedraza González A. El síndrome de caídas y la calidad de vida relacionada con la salud en el adulto mayor. *Archivos Gerontología Clínica de Medicina Familiar “Dr. Ignacio Chávez” ISSSTE* [en línea] 2010 [fecha de acceso 04 agosto de 2012], Vol. 12 (01). URL Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/medfam/amf-2010/amf101c.pdf>.
- [26] Hernández Gonzáles T, Coppa Benavidez M, Pérez González V. Alteraciones vestibulares determinadas por la pauta EHV de Norré y riesgo de caída en adultos mayores sobre 65 años fracturados de cadera institucionalizados de sexo femenino. *Escuela de Kinesiología Universidad de Chile* 2004 [en línea] [fecha de acceso 14 agosto de 2012]: 6-7. URL Disponible en: <http://www.captura.uchile.cl/jspui/handle/2250/1745>.
- [27] American Geriatric Society & American Academy of Orthopedic Surgeons Panel on Fall Prevention 2001. Guideline for the Prevention of fall in Older Persons. *JAGS* [en línea] 2001 [fecha de acceso 14 agosto de 2012]; 49 (5): 664–672. URL Disponible en:
<http://onlinelibrary.wiley.co/doi/10.1046/j.1532-5415.2001.49115.x/pdf>.
- [28] Todd C, Skelton D .What are the main risk factors for falls among older people and what are the most effective interventions to prevent these falls

Copenhagen, WHO Regional Office for Europe (Health Evidence Network report) [en línea] URL Disponible en:
<http://www.euro.who.int/document/E82552.pdf>.

[29.] GacEspinoza, H. Caídas en el adulto mayor. Boletín de la Escuela de Medicina Universidad Católica de Chile [en línea] 2000 [fecha de acceso 19 agosto de 2012]; 29 (1- 2). URL Disponible en:
<http://escuela.med.puc.cl/publ/boletin/Geriatria/CaidasAdulto.html>.

[30] Diseño de sistema inalámbrico detectar caídas
Fuente: <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/5914>

[31] PEROLLE, Guillaume y otros
2006 "Automatic Fall Detection and Activity Monitoring for Elderly". *Revista Española de Geriatría y Gerontología*. Madrid, volumen 41, número suplemento 2, pp. 33-41.
Consulta: 15 de mayo de 2011.
<http://www.elsevier.es/es/revistas/revista-esp%C3%B1ola-geriatria-gerontologia-124/detector-automatico-caidas-monitorizacion-actividad-personas-mayores-13110088-originales-2007>

[32] Tesis detección de caídas.
<http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/5914>