



FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO  
ANALIZADOR DE CAÍDAS UTILIZANDO SENSORES MEMS  
ORIENTADOS A PACIENTES EN HOSPITALES, BASADOS EN  
WIRELESS PERSONAL AREA NETWORK WPAN**

PRESENTADA POR

**ERICK GABRIEL HUGO HERRERA**

**ZEWANT MACHACA JIMÉNEZ,**

ASESORES

**FERNANDO MAURICIO JIMENEZ MOTTE**

**ELVIS RIVERA RIVERA**

TESIS

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRÓNICO

LIMA – PERÚ

2017



**Reconocimiento - No comercial – Compartir igual  
CC BY-NC-SA**

Los autores permiten transformar (traducir, adaptar o compilar) a partir de esta obra con fines no comerciales, siempre y cuando se reconozca la autoría y las nuevas creaciones estén bajo una licencia con los mismos términos.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>



**USMP**  
UNIVERSIDAD DE  
SAN MARTÍN DE PORRES

**FACULTAD DE  
INGENIERÍA Y ARQUITECTURA**

**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO  
ANALIZADOR DE CAÍDAS UTILIZANDO SENSORES MEMS  
ORIENTADOS A PACIENTES EN HOSPITALES, BASADOS  
EN WIRELESS PERSONAL AREA NETWORK WPAN**

**TESIS**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO  
ELECTRÓNICO**

**PRESENTADA POR**

**HUGO HERRERA, ERICK GABRIEL  
MACHACA JIMÉNEZ, ZEWANT**

**LIMA – PERÚ**

**2017**

## ÍNDICE

	<b>Página</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>v</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>vi</b>
<b>CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO</b>	<b>1</b>
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Justificación	3
1.4 Limitación	5
1.5 Alcances	6
1.6 Antecedentes	6
1.7 Bases teóricas	12
1.8 Diagrama de bloques del prototipo propuesto	47
<b>CAPÍTULO II. METODOLOGÍA</b>	<b>50</b>
2.1 Materiales	50
2.2 Métodos	54

<b>CAPÍTULO III. DESARROLLO DEL PROYECTO</b>	<b>81</b>
3.1 Diseño del sistema circuital	83
3.2 Determinación de la sensibilidad del sensor	86
3.3 Diseño del filtro digital pasa-bajas Butterworth	87
3.4 Diseño del algoritmo de detección	95
3.5 Estimación de la orientación de la caída	97
3.6 Diseño de la interfaz gráfica del operador	99
3.7 Tabla de parámetros	101
<b>CAPÍTULO IV. PRUEBAS Y RESULTADOS</b>	<b>105</b>
4.1 Pruebas a nivel de arquitectura WPAN	105
4.2 Pruebas a nivel de sensores	111
4.3 Pruebas a nivel de filtro	157
4.4 Pruebas al rendimiento del sistema	163
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>166</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>169</b>
<b>FUENTES DE INFORMACIÓN</b>	<b>172</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>179</b>

## RESUMEN

La tesis titulada Diseño e implementación de un prototipo analizador de caídas utilizando sensores MEMS, orientados a pacientes en hospitales, basado en Wireless Personal Area Network WPAN tiene como finalidad reducir los efectos adversos posteriores que puede producir una caída en un paciente internado en un hospital, debido a que analiza el evento de caída y hace entrega de un reporte del evento con los datos más relevantes de este, con el fin de que el médico pueda dar un mejor diagnóstico a base del reporte mostrado. Además, la solución propuesta tiene como funcionalidad adicional la generación de una alarma automática ante la detección de caída, con opción a generarla, manualmente, frente a la necesidad de personal médico. El prototipo diseñado en la tesis cumple con los requisitos mínimos de hardware y software para dispositivos portátiles médicos actuales, basándose principalmente en la no invasividad y bajo coste que posee, debido a la metodología aplicada en el estándar WPAN y a la utilización de sensores MEMS respectivamente. Asimismo, expone diversos métodos utilizados en el procesamiento digital de señales en combinación con la arquitectura de computadoras basadas en microcontroladores.

**Palabras claves:** Detección de caída, WPAN, MEMS, procesamiento digital de señales, arquitectura de computadoras

## **ABSTRACT**

The thesis entitled Design and implementation of an analyzer prototype of falls using MEMS sensors oriented to hospital patients, based in Wireless Personal Area Network WPAN has as purpose to reduce the posterior adverse effects that can cause a fall in a hospital patient, due to it analyzes the fall event by generating a report of the event with the most relevant data about it, in order that the doctor in charge can provide a better diagnosis based on the report shown. Moreover, the proposed solution has as additional function the generation of an automatic alarm while detecting a fall, with the option to generate, manually, at the need of a medical personal. The prototype designed in the thesis satisfies the minimum requirements of hardware and software for current medical portable devices, mainly based in the no invasivity and low cost it has, due to the driven methodology in the WPAN standard and the using of MEMS sensor respectively. Likewise, it exposes several methods used in digital signal processing in combination with computer architecture based in microcontrollers

**Key words:** Fall detection, WPAN, MEMS, digital signal processing, computer architecture

## **INTRODUCCIÓN**

En la actualidad, los sistemas hospitalarios no tienen un control a tiempo completo de los pacientes que están en observación o en tratamiento, siempre conlleva al seguimiento visual por periodos de tiempo del encargado, quien está al cuidado de un grupo de pacientes que suelen pasar su recuperación a expensas de una caída, la cual puede traer serias complicaciones y más aún cuando no es intervenido inmediatamente, lo cual dificultaría o retrasaría su tratamiento.

Las caídas ocurren por muchos factores que pueden ser intrínsecos al paciente o externos a él, lo importante es la asistencia inmediata ante su ocurrencia. La asistencia debería contar con un mejor análisis del tipo de caída sufrido por el paciente y de un mejor análisis de la gravedad según sea su condición (física, edad, salud, etc.), debido a esto se ve en la necesidad de desarrollar un sistema inalámbrico analizador de caídas de bajo costo que ayude al auxilio del paciente y a la asistencia con un mejor análisis del comportamiento de la caída.

La presente tesis se organiza en cuatro capítulos. En el primero, se enfoca el marco teórico, donde se analizó el marco mundial con estudios similares, las cuales son propuestas con diferentes tipos de tecnologías que describe el problema de las caídas, así como también se generan las bases teóricas para el desarrollo del prototipo. En el segundo, se hace una breve

reseña de las tecnologías involucradas en la implementación del prototipo y del análisis previo al diseño para su elaboración, tomando criterios de operación y selección para su puesta en marcha. En el tercero, se desarrolla el diseño del sistema propuesto, detallando las especificaciones de sus diversas etapas funcionales y el cuarto capítulo presenta las distintas pruebas realizadas así como los resultados obtenidos a partir de estas, las cuales deben satisfacer los objetivos propuestos.

## **CAPÍTULO I**

### **MARCO TEÓRICO**

En este capítulo, se dio un vistazo general a la situación global con respecto a los eventos de caídas sufridas por jóvenes y mayores, se analizaron la incidencia y consecuencias de estas en hospitales. También se abarcó el estado de arte global y nacional entorno a las distintas soluciones desarrolladas para la detección de caídas, además de describir las distintas bases teóricas a utilizar en el desarrollo de la tesis.

#### **1.1 Planteamiento del problema**

Las caídas, según un estudio realizado por la Organización Mundial de la Salud, en agosto del año 2017, es la segunda causa de muerte en el mundo, por debajo de los accidentes de tránsito. Las mayores tasas de mortalidad por esta causa corresponden a las personas mayores de 60 años, habiendo una menor incidencia de caídas en personas más jóvenes.

En el Perú, y aplicando un enfoque en el adulto mayor, se realizó un estudio por el Hospital Nacional Cayetano Heredia en el año 1996, indicando que las caídas en personas ancianas están muchas veces relacionadas con una importante morbilidad, y que a día de hoy sigue siendo un hecho irrelevante para un médico internista. Este estudio además indica que el problema de las caídas engloba toda una compleja situación para el paciente,

ocasionando complicaciones no solo físicas sino también psicológicas, y en algunos casos ocasionando hasta la muerte.

La muestra estudiada por el hospital fue de 60 pacientes obteniendo como resultados una frecuencia de caídas del 33%, ocurriendo en mayor frecuencia en adultos de entre 80 y 89 años de edad, habiendo ocurrido un 55% de estas en exteriores y debido a factores extrínsecos. Se indica además que en países como Estados Unidos, la frecuencia de caídas es similar a los resultados obtenidos en este estudio, siendo del 30% la incidencia de estas.

Es por este motivo que se decidió elaborar un prototipo para la detección y análisis de los distintos factores consecuentes de una caída en pacientes hospitalizados.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo general:**

Diseñar, desarrollar e implementar un prototipo no invasivo para el análisis de eventos de caídas tipo rígidas en pacientes internados en un hospital, basados en tecnología MEMS y redes WPAN, con visualización en un entorno gráfico.

### **1.2.2 Objetivos específicos:**

- Diseñar un sistema de adquisición de datos utilizando un acelerómetro y un giroscopio, orientado al monitoreo, análisis y emisión de alerta de eventos de caídas en pacientes.
- Enviar los datos adquiridos a un nodo coordinador basado en tecnología WPAN para la comunicación inalámbrica.
- Utilizar el procesamiento digital de señales para la eliminación de ruido, interferencias y suavizado de picos de los valores raw (data no procesada) obtenidos.
- Analizar las señales de ADL y eventos de caída para el desarrollo de un algoritmo de detección, y cálculo de parámetros.

- Diseñar un entorno visual para la visualización de resultados en base al evento de caída: detección de caída, orientación de caída, energía de impacto y gráficas del sensado.
- Validación de pruebas y resultados con estudios e investigaciones previas a nivel internacional y nacional.

### **1.3 Justificación**

Un estudio realizado en el año 2008 por Schwendimann R. perteneciente a la NCBI (National Center of Biotechnology), afirma que entre el 2% y 12% de los pacientes experimenta una caída durante su estadía en un hospital, con consecuencias leves (erosiones, heridas menores) y severas (TEC, fracturas, muerte), lamentablemente en ciertas ocasiones al momento de sufrir una caída no hay nadie cerca que pueda atenderlos de inmediato, además de que el médico o enfermera de turno podría mal informarse de los efectos que puede haber sufrido el cuerpo posterior a la caída, es por esto que esta investigación busca la manera de alertar a personal médico o familiar del paciente afectado por una caída, así como entregar un informe detallado de distintas variables útiles para un mejor entendimiento del evento.

Asimismo, el grupo de tesis sostuvo una reunión el día 20 de Septiembre con el Dr. Ramón Aparicio Salgado, traumatólogo del Hospital Nacional Hipólito Unanue. En dicha reunión el Dr. Aparicio afirmaba ser un gran problema para la salud del paciente el sufrir un evento de caída de tipo rígida, debido a que muchas de estas terminaban en lesiones o fracturas dependiendo de la orientación de esta, además de discutir el número de incidencias de estos eventos en su experiencia como internista, para lo cual respondió que sucedía muy raras veces, respecto a estas caídas de consecuencias graves. También se discutió sobre en base a que parámetro se medía el impacto ocasionado por una caída, para lo cual respondió que se medían en base a energía en unidades Joul. Como recomendación adicional, el Dr. Aparicio sugirió la implementación de una alarma sonora manual aparte de la alerta enviada automáticamente, esto debido a que este tipo de alarmas ampliaría las posibilidades de uso que tendría el prototipo final.

Un estudio español realizado en Diciembre del 2011 en el Complejo Hospitalario de Jaén calcula la incidencia de caídas por unidades de hospitalización en relación a todos los pacientes ingresados. En el período de estudio, un total de 19 956 pacientes fueron ingresados, determinando que un total de 36 personas sufrieron caídas, lo que supone una incidencia de caídas del 0.18%.

En la siguiente tabla, se puede observar la frecuencia de caídas por área de hospitalización.

**Tabla 1.** Unidad donde se han producido caídas

Unidad	Frecuencia	Porcentaje	Incidencia
Cuidados Paliativos	7	19,4%	<b>3,80%</b>
Salud Mental 6. <sup>a</sup> y 7. <sup>a</sup>	6	16,7%	1,15%
Oncología Clínica	5	13,9%	1,21%
Cirugía General	3	8,3%	0,15%
Hematología	3	8,3%	0,83%
Medicina Interna	3	8,3%	0,22%
Especialidades	3	8,3%	0,31%
Salud Mental Infanto Juvenil y TCA	2	5,6%	<b>8,70%</b>
Neurología	2	5,6%	0,24%
Pluripatológicos	2	5,6%	0,57%
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>100%</b>	

**Fuente:** Laguna-Parras (2011)

Además, el estudio realiza un análisis de los efectos consecuentes de las caídas presentadas.

**Tabla 2.** Consecuencias de la caída

Consecuencias caída	Frecuencia	Porcentaje
Sin lesiones	18	50,0
Hematoma	7	19,4
Herida incisa	6	16,7
Herida contusa	3	8,3
Pérdida de la conciencia	1	2,8
Otros	1	2,8
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>100,0</b>

**Fuente:** Laguna-Parras (2011)

- **Justificación a base del enfoque científico/ingenieril:** La solución propuesta está basada en sensores MEMS, una tecnología que permite

proporcionar más seguridad, más comodidad y un menor consumo de corriente en aplicaciones médicas. Estos sensores combinados con la tecnología de los filtros digitales, utilizados para el DSP de las señales crudas, permiten hacer a la solución mucho más compacta.

- **Justificación a base del enfoque económico:** Para el desarrollo de esta solución se hace uso de componentes y dispositivos de fácil acceso y bajo costo, haciendo al prototipo final de un costo mucho más asequible en comparación a los productos similares que se encuentran en el mercado actualmente.

Además, la solución propuesta permite evitar ingentes gastos económicos que podría necesitar un paciente afectado por una caída no atendida, debido al uso de alarmas y prestar la atención inmediata.

- **Justificación a base del enfoque social:** Al generar una alerta al momento de una caída y entregar un análisis detallado de esta, se redujeran las distintas complicaciones que puede tener un paciente al sufrir una caída, debido a no ser solo físicas sino también psicológicas, sociales y económicas.

#### **1.4 Limitación**

Debido al tipo de dispositivo utilizado en la transmisión de los datos, como la tecnología Bluetooth clase 2 utilizado en este diseño, se limita el área de cobertura hasta 10 metros en espacio libre, la versión de Bluetooth utilizada está contemplada para distancias cortas y así evitar el agotamiento rápido de energía en la batería. Además ofrecer una autonomía mínima de 12 horas. Otras tecnologías inalámbricas podrían incrementar el rango de cobertura, y ello, aumentaría el consumo energético del dispositivo.

Los tipos de caída que el dispositivo detectó fueron las cuatro más comunes, hacia adelante, hacia atrás, lateral derecho y lateral izquierdo, además de no superar alturas mayores a 2 metros.

## **1.5 Alcances**

El proyecto está dirigido a pacientes en hospitales, a quienes se brinda un control adecuado de asistencia ante una caída. Una mejoría posible de este proyecto sería en la etapa de las interconexiones de las redes inalámbricas personales y las redes internas del centro hospitalario e incluso se desarrollarían aplicaciones para conexiones externas a ellas, las que no forman parte de este diseño.

## **1.6 Antecedentes**

A lo largo de los años, se ha ido desarrollando una variedad de métodos para la detección de caídas en personas. Todo proceso de detección comienza por la recopilación de data, y según Tianjiao Shi et al. (2016), los métodos de recolección de data se puede dividir en tres categorías: el primero utilizando sensores de presión, el segundo basado en posicionamiento de una o más cámaras en un entorno cerrado, y la tercera categoría basada en aceleración.

Correspondiente a la primera categoría para recolección de datos, Alwan et al. (2006) propone un diseño de detección de caídas basado en vibración del suelo, Alwan utiliza un sensor piezoeléctrico especial, acoplado al ras del suelo el cual detectará la vibración generada por el cuerpo de una persona al impactar contra el suelo.

Tzeng et al. (2010) utiliza cámaras infrarrojas en combinación con sensores de presión para analizar la reacción que hay en el suelo ante una caída. Además de los sensores de presión, Tzeng también hace uso de distintas cámaras ubicadas en el entorno para capturar imágenes simultáneamente y eliminar cualquier punto ciego, aplicando así la segunda categoría de métodos de recolección de datos.

Alhimalé et al. (2014) hace uso de un sistema de detección basado en video, ya que según el autor, permite monitorear la actividad física de la persona preservando la privacidad del mismo. Alhimalé diseña un algoritmo

incorporando redes neuronales para diferenciar e identificar una caída de las distintas actividades de la vida diaria.

Madhubala et al. (2015) monitorea las actividades de una persona utilizando un sensor Kinect de Microsoft, el cual entrega las imágenes capturadas a un Raspberry Pi para su procesamiento. El Kinect de Microsoft tiene la tarea de construir todo el conjunto de datos requeridos para la detección, consistente en identificar tres tipos de acciones, tales como sentarse, pararse y caerse.

Shukla et al. (2015) propone un robusto y novedoso sistema para la detección de caídas basado en visión computacional. El algoritmo desarrollado por Shukla utiliza secuencias de video de las actividades diarias y caídas simuladas para la detección, y aplica dos métodos basados en dos características, la altura del centro del cuerpo relativo al suelo y la detección basada en MHI (*Motion History Image*).

Lin et al. (2007) presenta un esquema de detección de caídas basado en dominio comprimido orientada a aplicaciones de vigilancia inteligente. Para esto, hace uso de varias cámaras para la captura de datos de video e imágenes para luego extraer los objetos en el dominio comprimido y finalmente detectar el evento de caída.

Shieh et al. (2009) propone, en su investigación, un sistema de video vigilancia haciendo uso de múltiples cámaras, para la detección de caídas ha diseñado un algoritmo el cual se basa en la identificación y análisis de la silueta de una persona. Shieh explica que utiliza las cámaras para extraer las imágenes desde los distintos ángulos del recinto para luego utilizar un algoritmo de reconocimiento de patrón de caída para determinar si el accidente ha sucedido.

Un trabajo similar al anterior es el de Anderson et al. (2006), el cual también hace uso de un método para reconocimiento de siluetas en un entorno cerrado para la detección de caídas. Para esto Anderson explica que

modela el entorno capturado por la cámara para luego segmentarlo en un mapa de bits binarios indicando solo la posición de la silueta del cuerpo de la persona.

Así cómo es posible el uso de procesamiento de imágenes para la detección de caídas, otra solución menos común es el de procesamiento de audio para medir el sonido que registra el suelo como reacción a una caída. Díaz-Ramírez et al. (2015) propone en su trabajo una WSN (*wireless sensor network*) que integra un micrófono en uno de sus nodos para la captura del sonido, a la que se le aplicará un procesamiento de señal y distintas técnicas de reconocimiento de patrones. El algoritmo diseñado por Díaz-Ramírez para la detección de caídas se basa principalmente en la correlación cruzada para medir la similitud entre la señal capturada y una señal de plantilla, la cual tiene registrada un evento de caída real. Además, el autor también utiliza métodos avanzados de procesamiento de audio y reconocimiento de patrones como es el de MFCC (*Mel frequency cepstral coefficients*) y DTW (*dynamic time warping*), respectivamente.

La tercera categoría de captura de datos utiliza el método basado en medición de aceleración. Este método podría decirse que es el más común para captura de entre las anteriores categorías mencionadas, esto debido a que para este tipo de captura se suelen utilizar sensores relativamente pequeños en tamaño y de bajo costo. Estos sistemas, por lo general, consisten en uno o más sensores adheridos al cuerpo, usualmente acelerómetros, giroscopios o magnetómetros.

Otro trabajo que utiliza la combinación de dos sensores es el propuesto por Huynh. et al. (2013), en este estudio el autor utiliza el concepto de WSS (*wireless sensor system*) para definir su sistema en el cual hace uso de un acelerómetro y un giroscopio para el sensado de datos. El sistema envía los datos recolectados por los sensores vía Wi-Fi hacia un computador para el análisis de estos. Para el análisis, el autor normaliza los datos sensados calculando la SVM (*signal vector magnitude*) de los ejes de cada sensor, para

luego utilizar un algoritmo en base a umbrales para la detección. Finalmente, como otros autores, calcula la sensibilidad y la especificidad de su sistema.

Shi et al. (2016) también hace uso de dos sensores para la detección de caídas, pero a diferencia de otros trabajos, él utiliza el acelerómetro y magnetómetro integrados en un Smartphone. Para el diseño de su algoritmo, el autor analiza distintos comportamientos de la señal de aceleración como cálculo de la SVM de los tres ejes de aceleración, cálculo de umbrales, análisis de la velocidad post impacto, análisis del movimiento residual, además de analizar la señal del eje vertical por separado en combinación con los ángulos dados por el magnetómetro para monitorear la postura del cuerpo de la persona. Finalmente, el autor calcula la sensibilidad y la especificidad del sistema.

González et al. (2016) de la Universidad Complutense en Madrid presenta en su trabajo de fin de grado el diseño de un sistema detector de caídas, al que llama MIDS: Mobility Issues Detector System, utilizando como único dispositivo recolector de data, un acelerómetro. González no utiliza ningún tipo de procesamiento de señal o red neuronal en su trabajo, su algoritmo de detección está basado de la identificación de umbrales para verificar si hubo una caída o no. El enfoque dado, en este trabajo, está más orientado a programación de servidores y aplicación en android.

Así como los anteriores trabajos mencionados, existe gran variedad de autores que utilizan técnicas muy similares para el diseño del algoritmo de detección, basada principalmente en la normalización de datos (SVM) para luego analizar y calcular los umbrales de la señal, ejemplos de esto: Guo (2015) o Nari (2016).

Asimismo, existen estudios más complicados, aplicados a la detección de caídas como es el uso de redes neuronales, máquinas de entrenamiento, algoritmos de reconocimiento de patrones, modelos de Markov, cálculo de cuaterniones, aplicación de filtros de Kalman, sin embargo, como cita Huynh

(2013) la exactitud de estos sistemas no han probado ser altamente efectivos en comparación con los métodos mencionados anteriormente.

Entre estos sistemas más complejos, se tiene el trabajo de Aziz et al. (2012), quien propone un sistema basado en un acelerómetro y un giroscopio para la captura de datos. Aziz explica que el objetivo de su trabajo es principalmente diferenciar una caída real de las actividades comunes en el día a día de una persona, y es por esto que hace uso de dos sensores distintos, cuando lo convencional y lo más usual es el usar solo un acelerómetro para la detección de caídas. El autor hace uso de distintas técnicas para el análisis de la data, tales como SVM (*support vector machine*) en combinación con una red neuronal basada en funciones de base radial para luego calcular la sensibilidad y especificidad del sistema.

Wu et al. (2014) diseñan un sistema basado únicamente en un acelerómetro para la recolección de datos, su algoritmo, además de utilizar las técnicas convencionales mencionadas anteriormente, se basa en el cálculo de los ángulos de posición del cuerpo aplicando un cálculo por cuaterniones, conociéndose así la posición del usuario anterior y posterior a una caída para así lograr una detección más exacta, según menciona su autor.

Yuan et al. (2015) propone, en su trabajo, un sistema basado en tres tipos de sensor, acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. El autor hace uso de un filtro de Kalman en combinación con los tres sensores antes mencionados para determinar la posición de la persona en su entorno 3D, lo cual hace al sistema en general más exacto según indica. Sin embargo, Yuan explica que simplemente con el uso de un acelerómetro y un giroscopio se puede visualizar cambios fuertes en la señal de postura de una persona suficiente para detectar una caída, pero que la utilización de un magnetómetro adicional puede mejorar la fiabilidad del sistema debido a que los ángulos de posición ayudan a diferenciar posturas similares a caídas reales.

Una similitud entre los autores mencionados anteriormente es el de no profundizar el método de transmisión y recepción de información entre los

distintos dispositivos utilizados, sin embargo, autores como Ramírez (2015) profundiza su uso de esta nueva tecnología y la define como un método no invasivo para sistemas basados en detección de caídas. Actualmente, los productos capaces de detectar caídas en el mercado peruano son de difícil acceso, por su casi inexistencia, y son de alto costo. Un ejemplo de esto es el Angel4.

Según la información dada por su distribuidor, el detector de caídas Angel4 es un dispositivo personal único que proporciona una detección automática de caídas muy sensibles por medio de un acelerómetro triaxial y un nuevo algoritmo específico desarrollado y probado por el Centro de estudios tecnológicos para la dependencia y la vida autónoma (CETpD) de la Universidad Politécnica de Catalunya en diversos proyectos de investigación.

El sensor es muy discreto y se puede usar en un cinturón de tela accesorio o incluso en un cinturón estándar mediante el clip de sujeción y no requiere botones. Todas las interacciones entre usuario y dispositivo se ejecutan a través de una simple APP para teléfonos con sistema operativo Android.

La función del teléfono móvil es llevar a cabo, de forma automática, la comunicación con un familiar, cuidador o con servicios de emergencia contratados en el caso de producirse una caída, al mismo tiempo que proporciona la geo localización del usuario ya se encuentre en un lugar cerrado o al aire libre.

El producto mostrado en la Figura 1.1, es solo accesible en España y posiblemente en países europeos, además de tener un costo de 149,95 euros.



**Figura 1.1.** Aspecto del Angel4 Fall Detection (Fuente: Página oficial de sense4care)

## **1.7 Bases teóricas**

### **1.7.1 Descripción de la arquitectura de red WPAN**

Wireless Personal Area Network (WPAN), es una interconexión inalámbrica de dispositivos portátiles personales que comúnmente cubren distancias cortas y necesariamente no requiere altos índices de transmisión de datos, permite que dispositivos como PDAs, teléfonos, sensores, actuadores, etc. puedan comunicarse e interoperar a bajas y altas tasas de transmisión según sea el interés.

El encargado del estudio y de estándares es el grupo de trabajo de la IEEE 802.15. Esta tecnología se caracteriza por su baja complejidad en

su diseño, bajo costo y bajo consumo de energético. La IEEE 802.15.x se ocupa del estudio de amplia gama de aplicaciones para el desarrollo y automatización dentro de una determinada área cobertura, que incluyen soluciones de control y monitoreo.

El diseño propuesto en esta tesis se enfocó en el desarrollo de las aplicaciones médicas, dando una gran utilidad a la tecnología en el cuidado de la salud personal, lo cual constituyen nuevas concepciones en la comunicación inalámbrica para aplicaciones de la salud.

Para modelamientos de redes WPAN enfocado en sensores de medición basan su principios en las redes inalámbricas de sensores (WSN), también se considera como nociones importantes de ligar las redes del área personal (PAN) y las redes de área corporal (BAN – Body Area Network) con otras redes, y de esta manera, tener un mejor control de datos vitales y datos de seguimiento para el beneficio del paciente.

#### **1.7.1.1 Redes inalámbrica de sensores (WSN)**

Redes de sensores constituidos por nodos distribuidos alrededor de un área corporal, sirve para monitorear condiciones físicas o ambientales, es una tecnología que sigue en desarrollo y tiende a grandes desafíos como miniaturización, disminución del costo, bajo consumo energético y el desarrollo en la comunicación con tecnologías de radio frecuencias (RF) con otros dispositivos.

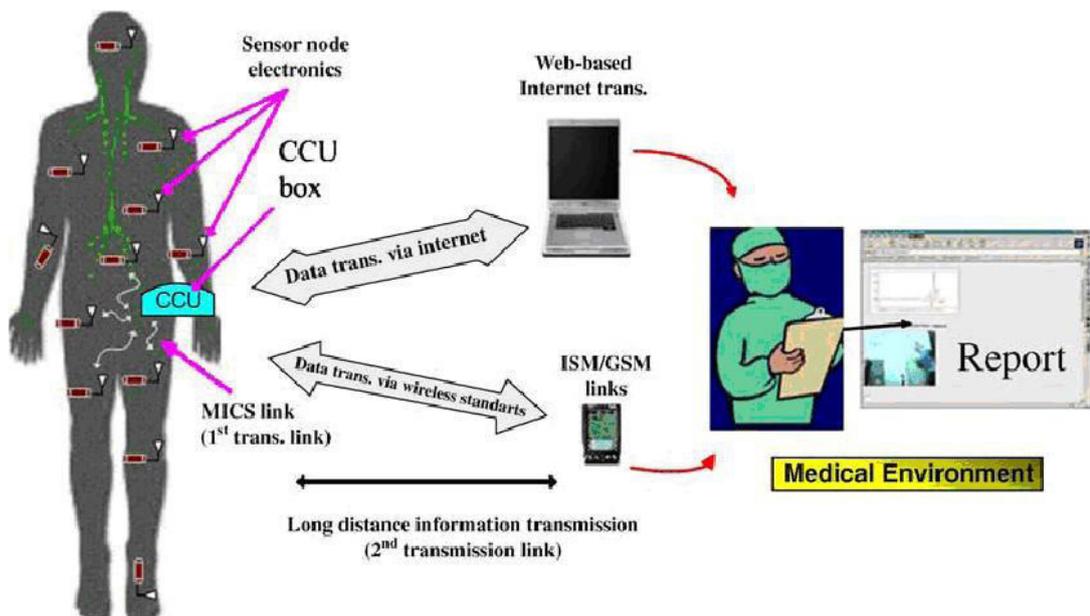
#### **Características de la red inalámbrica de sensores**

A continuación, se presentan las principales características de las redes inalámbricas de sensores:

- La movilidad, tendencia a la miniaturización
- Bajo consumo energético, funcionan con baterías recargables, pilas y obtiene una larga autonomía de funcionamiento.
- Miniaturización de los nodos.

- Corto alcance, utiliza tecnología de corto alcance como Bluetooth y Zigbee.
- Topología dinámica, tolerancia a fallos y muy elevada fiabilidad
- Integración e interconexión con diferentes tecnologías.
- Escalabilidad de los nodos.
- Seguridad
- Bajo costo.

Enfocados en las aplicaciones y desarrollos médicos al cuidado de la salud, establece una comunicación inalámbrica entre dispositivos electrónicos (sensores) y las estaciones bases, las cuales no se encuentran muy alejadas y, a su vez, son remitidos a centrales de apoyo o auxilio para el debido cuidado del paciente. Estos sensores son colocados en diferentes partes del área corporal donde capturan información proveniente de su entorno como se puede apreciar en la Figura 1.2.

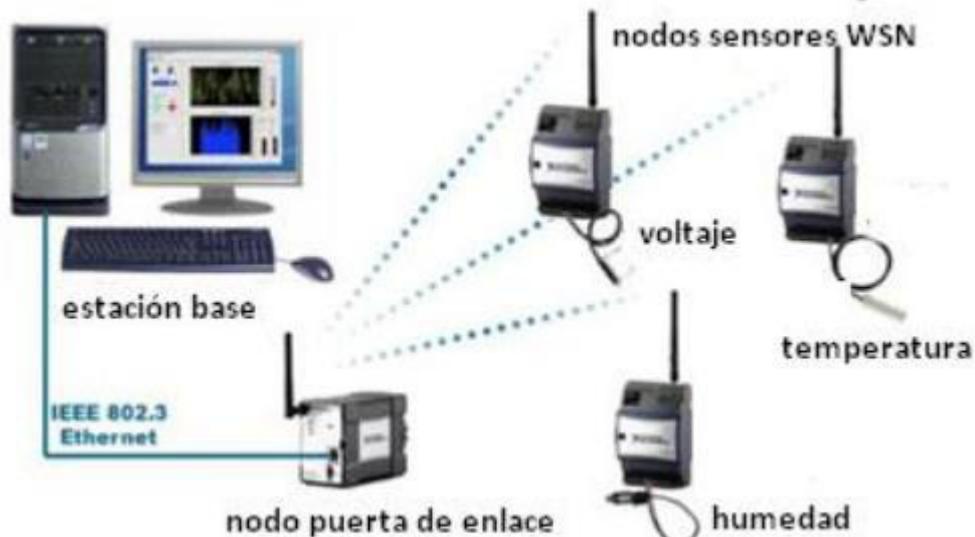


**Figura 1.2.** Aplicaciones redes de sensores médicos (Fuente: Prof. Raj Jain, Medical Applications of Wireless Networks).

La tecnología WPAN enfocada en la medicina está en un estado emergente y aun en desarrollo, está orientada al cuidado de la salud del individuo dando una mejora en la calidad de vida con la vigilancia de ciertas actividades y enfermedades.

### 1.7.1.2 Arquitectura de redes inalámbrica de sensores

Una red inalámbrica de sensores lo compone de un conjunto nodos distribuidos estratégicamente para capturas de los datos vitales de la persona (nodo sensor), tiene capacidad de cómputo, almacenamiento y comunicación a la red. Estos nodos recogen los signos vitales del cuerpo y luego los transmiten de manera inalámbrica por una puerta de enlace (Gateway) a una unidad central donde el procesamiento y análisis toda la información es mayor (nodo estación base). Los detalles se pueden apreciar en la Figura 1.3.



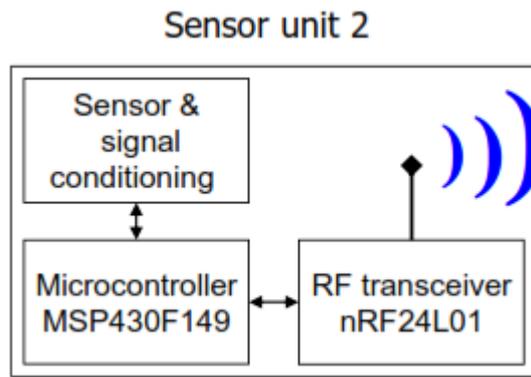
**Figura 1.3.** Red inalámbrica de sensores (Fuente: Alvarado León Sergio Israel, Juárez Cuevas David Ángel, Redes de área corporal en el cuidado de la salud - Universidad Autónoma de México)

Debido a su naturaleza inalámbrica se tienen muchas ventajas, como la conectividad omnipresente, la movilidad y la interoperabilidad. En un sistema WSN, se podrán identificar los siguientes elementos:

**Nodo sensor** se recopilan constantemente la información en bruto del entorno de un área corporal, se procesan y comunican los datos de manera inalámbrica a otros dispositivos en donde la ejecución y el análisis son más específico (servidores locales). El nodo sensor consta de una red de sensores que se encuentra en contacto directo con el área corporal tratando ser lo menos invasivo posible, pero no puede operar aisladamente y tiene que comunicarse con otros dispositivos teniendo como objetivo enlazar la red de sensores con la estación base. Este enlace con redes de diferentes tipos es donde se genera el máximo consumo de energía por procesamiento y comunicación.

En cuanto al diseño del nodo sensor, se tienen que considerar los parámetros de portabilidad, fiabilidad, seguridad, interoperabilidad, etc. Como se puede apreciar en la Figura 1.4, se encuentran los siguientes módulos:

- Modulo sensor, consta del sensor, filtros y conversión analógica digital (AD).
- Módulos radio frecuencia (RF) para la comunicación en redes WSN o WPAN pueden diseñarse para trabajar a bajas tasas de trasmisión como Bluetooth (IEEE 802.15.1) o altas tasas como tecnologías UWB (IEEE 802.15.3).
- Módulo del Microcontrolador, incluye procesador y memorias RAM, ROM y flash



**Figura 1.4.** Diagrama de bloques de un nodo sensor (Fuente: Hsiao-Lung Chan, *Member, IEEE*, Pei-Kuang Chao, Yu-Chuan Chen, and Wei-Jay Kao, *Wireless Body Area Network for Physical-Activity Classification and Fall Detection*)

**Puerta de enlace (Gateway)**, se trata de elementos destinados a la interconexión entre dos redes de diferente naturaleza la red de sensores y red datos.

**Nodo coordinador**, basados en un computador o servidor, todos los datos de la red de sensores llegan aquí para ser procesados, analizados e interpretados, para tener una mejor idea del estado médico del paciente. Es aquí donde se realiza el control y operación de todos los nodos de la de las redes inalámbricas; todo este análisis desde la captura de los datos de los sensores hasta su interpretación en el servidor se realiza en el mismo intervalo de tiempo.

El nodo coordinador también se encargará de la interconexión con otras redes de servicios externo al sistema, servicios para una asistencia, guía y apoyo al paciente como por ejemplo, centrales de emergencias, asistencias remotas, centrales de criterios de terapias, etc.

### 1.7.1.3 Modo de operación de una WPAN

Para la interconexión de los nodos en transmisión de datos, se utilizan los protocolos y estándares de administración según la IEEE 802.15.X, las cuales se adecúan a las características propias de los nodos exigiendo una calidad de servicios para las comunicaciones, como se observa

en la tabla 3 comparaciones de los estándares en la capa física, de control de acceso y en control del enlace lógico.

**Tabla 3.** Modelo ISO-OSI vs Modelo IEEE 802.15

	Modelo ISO-OSI	Modelo IEEE 802.15
7	Capa de Aplicación	Capas superiores
6	Capa de Presentación	
5	Capa de Sesión	
4	Capa de Transporte	
3	Capa de Red	
2	Capa de Enlace de Datos (DLL)	Control de enlace lógico (LLC)
		Control de acceso a medios (MAC)
1	Capa Física	Capa física (PHY)

**Fuente:** Universidad de Sevilla, Modelo de Cobertura para Redes Inalámbricas de Interiores (2014)

En una red inalámbrica de sensores busca trabajar a bajas tasas de transmisión y dar una solución equilibrada al consumo energético en el procesamiento para alargar el tiempo de operación de los nodos, solo la idea de bajo consumo energético da énfasis a nuevos protocolos y modelos de enrutamiento. Basan su operación en la propagación de radio frecuencia (RF), que además de garantizar seguridad y fiabilidad en la comunicación, también se obtenga un bajo consumo de energía entre los nodos.

Una red inalámbrica de sensores incluyen tecnologías como Bluetooth, Zigbeey y redes con banda extensa (UWB), las cuales están reguladas para su uso en aplicaciones médicas, se detallan las principales bandas de operación:

- Bandas para comunicación entre dispositivos implantados 402–405 MHz.
- Bandas Industrial Scientific Medical (ISM) de Europa 863–870 MHz., Estados Unidos 902–928 MHz., Japon 950–958 MHz e ISM mundial a 2400–2483,5 MHz.

- Bandas de aplicaciones médicas 2360–2400 MHz.

#### 1.7.1.4 Tecnología de radio frecuencias (RF)

Para redes WPAN, la comunicación inalámbrica del nodo sensor están sujetas a especificaciones técnicas de distancias corta, bajo consumo y bajo tasa de transmisión, están reglamentados con la comunidad WPAN en grupo de trabajo IEE 802.15.x.

**Tabla 4.** Tecnologías de redes corporales

Tecnología	Espectro	Capa física	Acceso de canal	Máxima velocidad de datos	Cobertura	Potencia	Interferencia
IrDA	Infrarrojos 850nm	Rayos ópticos	Polling	4Mbps	< 10 m	Depende de la distancia	SI
MIT/IBM PAN	0.1 – 1Mhz	DSSS con ASK/FSK	CSMA-CA/CD, TDMA, o CDMA NO	417 Kbps (teórico) 2400bps (IBM), 9600bps (MIT)	El cuerpo humano	50 pA	NO
BodyLAN		OOO (espectro disperso en el tiempo)	Esquema TDMA complejo	32 Kbps	<10 m	5,4 mA	SI
Redes de tejidos (FAN)	125 KHz RFID	Campos RF	Polling	1-10 Kbps (duplex) 100 Kbps (simplex)	Múltiples antenas (<2cm)	Extrem. baja	NO
IEEE 802.15.1	2.4 GHz banda ISM	FHSS; 1600 hops x segundo	Polling Mac stro – esclavo TDD	< 1Mbps	< 10m	1mA -60mA	SI
IEEE 802.15.3	2,402 - 2,480 GHz banda ISM	QPSK sin codificar QPSK código trellis, o esquema QAM 16/32/64	CSMA-CA y GTS en estructura superframe	11 – 55 Mbps	<10m	<80 mA	SI
IEEE 802.15.4	2,4 GHz y 868/915 Mhz	DSSS con BPSK o MSK (O-QPSK)	CSMA-CA y GTS en estructura superframe	868 MHz- 20Kbps, 915 MHz-4° Kbps, y 2,4 Ghz-250 Kbps	<20m	20-50 pA	SI

**Fuente:** Monteagudo Peña, José Luís, Oscar Moreno Gil, Jorge García Pérez y Juan Reig Redondo, Redes inalámbricas para nuevos servicios personales de e-salud basados en tecnologías de inteligencia ambiental

### 1.7.1.5 Tecnología Bluetooth

Bluetooth es un protocolo estandarizado usado para poder enviar y recibir a través de un enlace inalámbrico a 2.4GHz. Utiliza un protocolo seguro el cual es perfecto para enlaces cortos, además de ser de muy bajo coste y consumo bajo de potencia. Esta tecnología es muy utilizada en estos días especialmente donde casi todo es inalámbrico, se puede encontrar esta tecnología embebida en una variedad de productos, tales como: computadoras, dispositivos móviles, controles de videojuegos, auriculares, producto para el cuidado de la salud, etc.

Bluetooth sirve como un protocolo excelente para transmitir, inalámbricamente, pequeñas cantidades de datos en un corto alcance, no mayor a 100 metros, además de ser un buen reemplazo inalámbrico para la comunicación serial.

#### Funcionamiento del Bluetooth

El protocolo de Bluetooth opera en una banda de 2.4GHz, perteneciente a la banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*), la cual es una banda sin licencia reservada, internacionalmente, para uso de transmisiones RF. Otras tecnologías que operan en esta banda son el Wi-Fi, Zigbee y los USB inalámbricos.

**Tabla 5.** Comparación de las distintas tecnologías que operan en la banda de 2.4 GHz

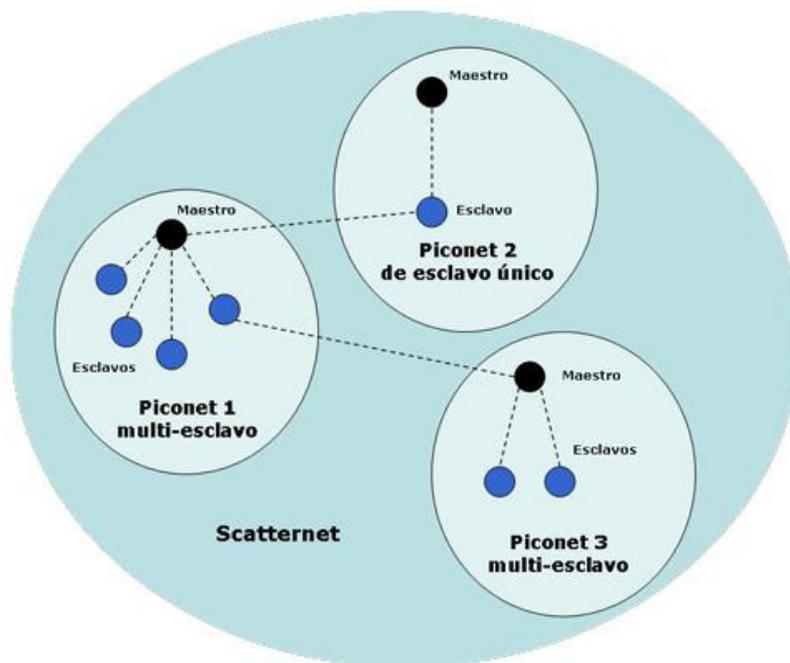
	Data Rate	Number of channels	Interference Avoidance Method	Minimum Quiet Bandwidth Required
Wi-Fi (802.11b)	11 Mbps	13	Fixed channel collision avoidance	22 MHz (Static)
Bluetooth	723 Kbps	79	Adaptive frequency hopping	15 MHz (Dynamic)
WirelessUSB	62.5 Kbps	79	Frequency agility	1 MHz (Dynamic)
Zigbee	128 Kbps	16	Fixed channel collision avoidance	3 MHz (Static)

Fuente: Ryan Winfield Woodings y Mark Gerrior, Cypress Semiconductor, EE Times, 2006

## Redes de Bluetooth

Las redes Bluetooth, usualmente llamadas piconets o picorred, usan un modelo de maestro/esclavo, a dónde y cuándo los dispositivos pueden enviar información. Este modelo funciona de tal manera que un dispositivo maestro puede conectarse a siete distintos dispositivos esclavos, en cambio cada dispositivo esclavo solo puede conectarse a un dispositivo maestro a la vez.

Según las especificaciones de Bluetooth, este puede soportar tantas conexiones punto a punto como punto a multipunto, tal como se observa en la Figura 1.5, además de poderse unir varias de estas piconets para formar así una scatternet, o red dispersa. No obstante, las piconets dentro de una scatternet no están sincronizadas entre sí, es decir, los dispositivos dentro de una misma piconet solo se sincronizan con su correspondiente tiempo de reloj y patrón de saltos determinados.



**Figura 1.5.** Redes Bluetooth posibles  
Fuente: Mailen Yamila 2009

### **1.7.1.6 Aplicaciones de la red inalámbrica de sensores**

Una red inalámbrica de sensores se enfoca en técnicas de miniaturización de los nodos, contribuye en múltiples aplicaciones como en los campos de la domótica, militares, entornos ambientales, industriales, medicina, agricultura, etc.

La capacidad de desarrollo de aplicaciones han ido en crecimiento y más aún en campo de la investigación con fines integrar con redes del entorno exterior (LAN y WAN), la conectividad es la clave para su desarrollo.

### **1.7.2 Descripción de los sensores**

Los sensores utilizados en la tesis propuesta se basan en un acelerómetro y un giroscopio microelectromecánicos, ambos utilizados para medir la aceleración y velocidad angular, respectivamente, de los movimiento del cuerpo.

#### **1.7.2.1 Acelerómetro**

Un acelerómetro es un dispositivo electromecánico que mide fuerzas de aceleración. Estas fuerzas pueden ser de dos tipos; estáticas, poniendo como ejemplo a la constante de la fuerza de gravedad que hala los pies hacia la Tierra, como también dinámicas, ocasionado al mover o hacer vibrar el acelerómetro mismo. Existen muchos tipos de acelerómetro desarrollados, los que en su gran mayoría, están basados en cristales piezoeléctricos como se observa en la Figura 1.6, pero existe un problema respecto a estos acelerómetros y es que son demasiado grandes y toscos. Es por esto que las industrias pensaron en desarrollar acelerómetros más pequeños para poder incrementar su aplicación en diferentes ámbitos, y es así como empezó a investigar en el campo de la microelectrónica.

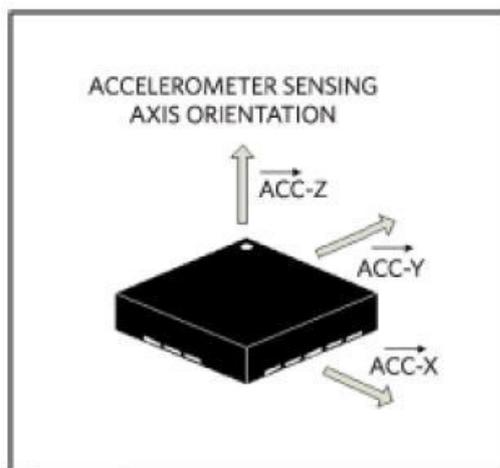
Es así cómo se desarrollaron los acelerómetros MEMS (Micro Electromechanical Systems – Sistemas Microelectromecánicos), siendo la tecnología utilizada en este estudio.



**Figura 1.6.** Acelerómetros piezoeléctricos (Fuente: RION Co., Ltd.)

### **Acelerómetros MEMS**

Los acelerómetros MEMS tienen muchas aplicaciones, ya sea midiendo la aceleración a través de un solo eje o de varios de sus ejes, como entrada de algún sistema de control. En la Figura 1.7, se observa el aspecto de un acelerómetro MEMS mostrando la orientación de sus tres ejes.



**Figura 1.7.** Movimiento Lineal de un acelerómetro MEMS (Fuente: Majid Dadafshar, Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing and Applications, 2014)

Los acelerómetros MEMS comúnmente miden el desplazamiento de una masa con un circuito de medición de posición. Esa medida luego es convertida a una señal eléctrica digital gracias a un conversor ADC interno del acelerómetro.

### **Principio de operación del acelerómetro**

El principio de operación del acelerómetro se basa en la segunda ley de movimiento de Newton, la cual explica que la aceleración de un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza neta que actúa sobre el mismo, e inversamente proporcional a su masa.

$$a = \frac{F}{m} \quad \text{eq. (1.1)}$$

$a$ : Aceleración (m/s<sup>2</sup>)

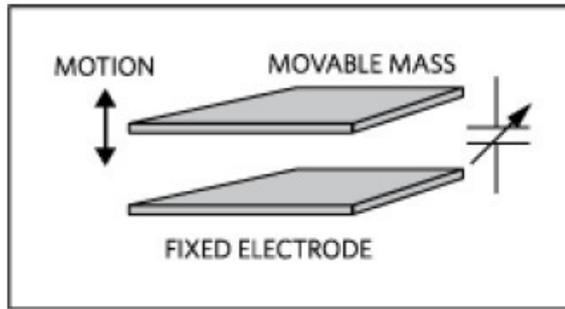
$F$ : Fuerza (Newton)

$m$ : masa (gramos)

Es relevante señalar que la aceleración crea una fuerza que es capturada gracias al mecanismo de detección que posee el acelerómetro. Entonces, se puede concluir que el acelerómetro en realidad mide fuerza, y no aceleración; básicamente mide indirectamente aceleración a través de una fuerza aplicada a uno de los ejes del acelerómetro.

### **Mecanismo de sensado del acelerómetro**

Los acelerómetros usan un mecanismo de sensado común. Como se puede apreciar en la Figura 1.8, se detectan capacitancias relacionadas con una aceleración y así cambiar la capacitancia de la masa móvil. Este método de detección es bien conocido por su estabilidad, exactitud, disipación de baja potencia, y fácil estructura.



**Figura 1.8.** Masa móvil y capacitancia (Fuente: Majid Dadafshar, Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing and Applications, 2014)

$$C = \frac{\epsilon_0 \times \epsilon_r \times A}{D} \text{ (Faraday)} \quad \text{eq. (1.2)}$$

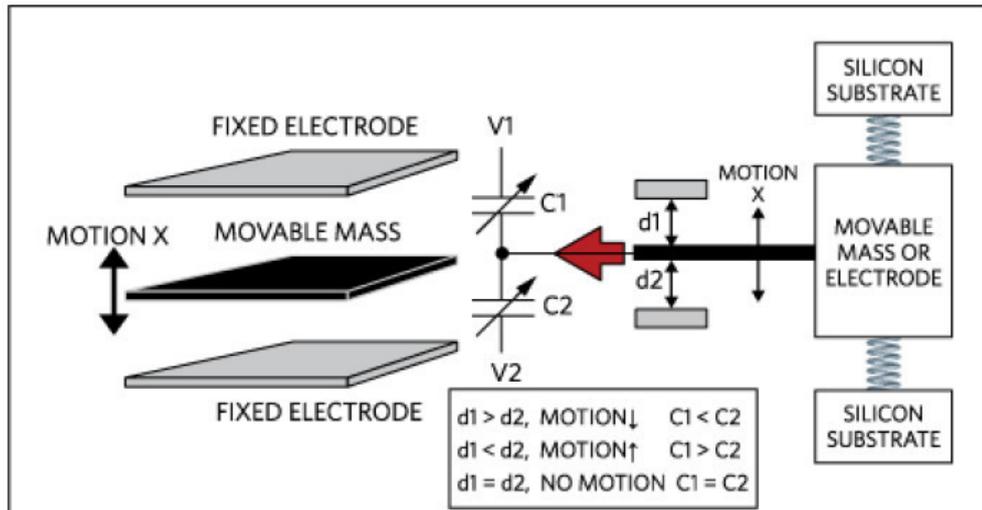
$\epsilon_0$ : Permitividad de espacio libre

$\epsilon_r$ : Permitividad relativa del material entre las placas

$A$ : Área de superposición entre los electrodos

$D$ : Distancia de separación entre los electrodos

La capacitancia puede estar arreglada como un solo par o un par diferencial. En la Figura 1.9, se puede observar un arreglo de acelerómetros como un par diferencial. Está conformado por una masa movable que está posicionada con un resorte mecánico entre dos, sustratos de silicio. El cambio de capacitancias ( $C_1$  Y  $C_2$ ) es ocasionado por la masa movable, la cual es relativa a la distancia de los electrodos ( $d_1$  y  $d_2$ ). Analizando la diferencia entre las capacitancias  $C_2$  y  $C_1$  se puede calcular el desplazamiento de la masa y su dirección.



**Figura 1.9.** Aceleración asociada con una sola masa movable (Fuente: Majid Dadafshar, Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing and Applications, 2014)

La aceleración tiene como efecto el desplazamiento de la masa movable, y crea un cambio muy pequeño en la capacitancia para una detección apropiada. A partir de esto, se puede concluir que la fuerza causa un desplazamiento de la masa, la que, ocasiona un cambio en la capacitancia. Los voltajes V1 y V2 son conexiones eléctricas posicionadas a cada uno de los capacitores y forman un divisor de voltaje con el punto central como el voltaje de la masa movable.

El voltaje análogo de la masa es luego convertido luego en una señal digital mediante el ADC interno del acelerómetro, el resultado será el voltaje representado por un número proporcional a la resolución de bits del ADC, y este, a su vez, podrá ser expresado en unidades “g” en relación a la sensibilidad del acelerómetro.

### Características del acelerómetro

Los acelerómetros tienen una gran cantidad de características que se tendrán en cuenta en el momento de su uso en alguna aplicación, entre las principales se tiene:

- Ancho de banda (Hz): El ancho de banda es el rango de frecuencia a la que el acelerómetro opera. El movimiento del cuerpo de una

persona no puede crear frecuencias por encima de un rango de 10 Hz a 12 Hz. Es por esto que un ancho de banda de 50 Hz es recomendable para detectar movimiento corporal.

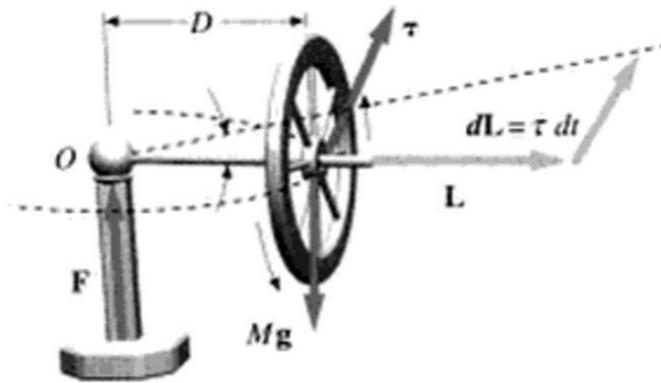
- Sensibilidad (mV/g o LSB/g): La sensibilidad es el cambio en el voltaje de salida por unidad de aceleración de entrada respecto a un voltaje de entrada y temperatura nominal.
- Densidad de ruido de voltaje ( $\mu\text{g}/\text{SQRT Hz}$ ): La densidad de ruido es definida como el ruido por unidad de raíz cuadrada del ancho de banda. Mientras más rápido se lean los cambios de lectura del acelerómetro, peor será la precisión de esta.
- Voltaje Zero-g: Se refiere a la salida de voltaje para una aceleración 0 g (Zero-g) de entrada respecto a un valor de voltaje de entrada y temperatura nominal. Esta aceleración es usualmente equivalente a la mitad del voltaje de entrada.
- Respuesta en frecuencia (Hz): Es el rango de frecuencia especificado, con un rango de tolerancia, para que el sensor pueda detectar movimiento y leer un valor verdadero.
- Rango dinámico (g): Es el rango entre la amplitud detectable más pequeña que el acelerómetro puede medir respecto a la amplitud más grande.

### **1.7.2.2 Giroscopio**

Un giroscopio dispositivo mecánico, utilizado para medir y mantener la orientación del movimiento angular; está basado en los principios de la conservación del movimiento angular haciendo uso de fuerzas externas que surgen como consecuencia de su sistema de balanceo.

Para un mejor entendimiento se observa la Figura 1.10 la que trata de explicar el comportamiento del giroscopio a base de los principios inerciales de la ley de Newton para la rotación, mejor dicho la rueda conservara su movimiento de rotación inicial mientras no aparezca otra fuerza que lo desequilibre.

Y también la existencia de una fuerza que modifique su movimiento angular de la rueda, la cual para equilibrarse ejercerá un cambio de orientación en el eje de rotación, el giroscopio buscará su nuevo equilibrio ante un cambio en su sistema, a este fenómeno se le denomina precesión.



**Figura 1.10.** Física para la ciencia y la tecnología – Mecánica de oscilaciones y ondas (Fuente: Vol. 1 – Paul Tipler- Gene Mosca)

d: distancia del punto O al centro de rueda

L: momento angular

m: masa de la rueda

g: gravedad

### **Tipos de giroscopios**

Existen varios tipos de giroscopios, el prototipo se enfocará en los que ofrecen una alta precisión para el diseño de este proyecto y entre los principales se tienen, los giroscopio ópticos que ofrecen una alta precisión para sistemas de navegación inercial, detecta posicionamiento, movimiento y velocidad de los vehículos submarinos, pero su principal problema fue el factor costo lo que hacía prohibitivo para la navegación y la investigación en general.

Con la aparición de la tecnología MEMS (Micro Electromechanical Systems – Sistemas Microelectromecánicos), enfocados a la miniaturización y los avances en la fabricación del silicio se logra sensores a bajo costo y altamente eficientes para el mercado global, los giroscopios MEMS son compatibles con la mayoría tecnologías emergentes, se adaptan a cualquier tipo de desarrollo e investigación llegando a ser sistemas independientes. Como se puede apreciar en la Tabla 6, un análisis comparativo de los diferentes tipos de giroscopios, muestra la fácil disponibilidad de los sensores tipo MEMS y la comparación de los distintos parámetros que contribuyeron en la elección realizada.

**Tabla 6.** Análisis comparativo de giroscopios con sensores híbridos y MEMS

No. de Serie	Parámetros	Giroscopios Mecánicos	Giroscopios de Gas	Giroscopios Ópticos	Giroscopios basados en MEMS
1	Disponibilidad	Fácil disponibilidad	Fácil disponibilidad	No fácil disponibilidad	Fácil disponibilidad
2	Partes móviles	Consta de partes móviles	Sin partes móviles	Sin partes móviles	Sin partes móviles
3	Ruido	Ruido debido a la presencia de partes móviles	Sin ruido	Sin ruido	Sin ruido
4	Ocupación de espacio	Larga ocupación de espacio	Ocupación de espacio medio	Ocupación de espacio medio	Ocupación de espacio bajo
5	Compatibilidad	Ninguna programación es requerida	Ninguna programación es requerida	Ninguna programación es requerida	Programación puede ser hecha fácilmente en ambientes como Keil, Mbed, etc
6	Precisión	Precisión baja	Preciso	Precisión muy alta	Preciso
7	Auto-dependencia	No es un sistema independiente	No es un sistema independiente	No es un sistema independiente	Sistema independiente
8	Adoptabilidad	Instalación de maquinaria por separado es requerida	Condiciones ambientales apropiadas son requeridas	Instalación de maquinaria por separado es requerida	Instalación de maquinaria por separado no es requerida
9	Desvío	No presente	No presente	No presente	Presente

**Fuente** - MEMS based Inertial Navigation System: An Exploratory Analysis- IEEE

## **Efecto Coriolis**

Todo giroscopios electrónico e incluyendo a los MEMS experimentan fuerza de Coriolis ( $F_c$ ). Es una fuerza ficticia que aparece cuando un cuerpo está en movimiento dentro de un sistema en rotación; si se observa desde un plano en rotación, un cuerpo sufre cambios en su trayectoria normal, este cambio es provocada una fuerza de Coriolis que lo desvía de su recorrido y es perpendicular a la dirección del eje de rotación y a la dirección del movimiento observado desde el sistema de rotación.

Donde:

$$F_c = -2 \times m \times (v \times \omega) \quad \text{eq. (1.3)}$$

$m$ : masa del cuerpo

$v$ : velocidad del cuerpo en el sistema en rotación

$\omega$ : velocidad angular del sistema en rotación vista desde un sistema inercial

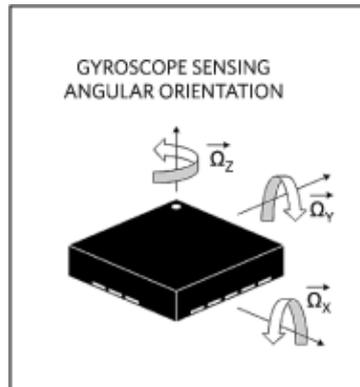
## **Giroscopio MEMS (Micro-Electro-Mechanical System)**

Son sistemas micro-electro-mecánicos, con la integración de elemento mecánicos (muelles, engranajes, resorte, etc.) y elementos electrónicos en un mismo componente de silicio, se evitaron formas ruidos y errores mecánicos en su sistema.

A su vez, siendo más pequeño, menos peso y fácil disponibilidad los hace de más bajo costo y altamente eficientes.

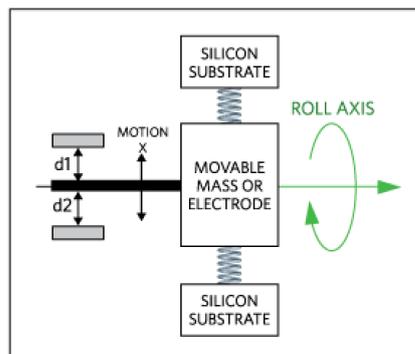
Los giroscopios MEMS, tiene la capacidad de medir la velocidad angular sobre sobre sus ejes triaxiales, calculan la velocidad angular usando el efecto Coriolis, la cual puede pueden ser expresados en revoluciones por segundo (RPS) o grados por segundo ( $^\circ / s$ ).

Se observa, en la Figura 1.11, las velocidades angulares usando el efecto Coriolis (Roll, Pitchy Yaw).



**Figura 1.11.** Movimiento angular de un giroscopio MEMS (Fuente: Majid Dadafshar, Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing and Applications, 2014)

Los giroscopios MEMS basan su principio en el movimiento de las vibraciones (Mecánica de vibratoria), calculan sus parámetros para ser traducir en señales de salidas válidas (voltajes). Para dar un sentido práctico se aprecia en la Figura 1.12, cuando se aplica una fuerza que logra cambiar la velocidad angular a lo largo de su eje provocando la contracción o elongación de los muelles según sea el sentido de rotación, hace que las distancias  $d1$  y  $d2$  cambien las capacitancias entre las placas generando señales eléctricas de muy baja corriente que luego pueden ser amplificadas y traducidas por un microcontrolador.



**Figura 1.12.** Movimiento angular de un giroscopio MEMS (Fuente: Majid Dadafshar, Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing and Applications, 2014)

## **Características de los giroscopios**

- Ancho de banda (Hz): los rangos de frecuencias de operación.
- Sensibilidad (mV/dps o LSB/dps): la relación de cambio de 1dps con respecto a la tensión de salida del giroscopio y todo esto normalizado a un nivel de tasa cero y un rango temperatura de trabajo.
- Nivel cero: se determina un nivel de tensión para una velocidad angular de cero aproximadamente, se referencia a una carencia de movimiento angular.
- Densidad de ruido (dps / $\sqrt{\text{Hz}}$ ): definida por la variación de ruido a la salida del giroscopio, está dependiendo del ancho de banda. para reducir este ruido de arrastre se realiza un filtrado para frecuencia bajas (LPF).

### **1.7.2.3 Criterios de selección del sensor**

Para la selección del tipo de sensor a utilizar en este diseño, se realizó una investigación previa sobre estos en distintos trabajos de diferentes autores. La gran mayoría de estos hacen uso de los ya conocidos sensores MEMS (sistemas microelectromecánicos), debido principalmente a su reducido tamaño, bajo consumo de corriente y fácil accesibilidad.

El diseño propuesto está basado en dos tipos de sensores MEMS, acelerómetro y giroscopio, los cuales permiten medir aceleración y velocidad angular, respectivamente, en tres ejes distintos. En un inicio, se pensó hacer uso de un dispositivo individual para cada tipo de sensor; sin embargo, con la tecnología actual y basándose en el estado del arte se vio la posibilidad de hacer uso de un sensor que integre ambos sensores en un solo y único dispositivo, siempre y cuando cumpla con las especificaciones necesarias para su uso.

A continuación, se muestra una tabla de las distintas opciones que se tuvieron en cuenta al momento de seleccionar los sensores a utilizar, incluyendo la accesibilidad y precio de estos en el mercado.

**Tabla 7.** Comparación de distintos tipos de acelerómetros y giroscopios

Parámetros	Acelerómetro			Giroscopio	
	ADXL312	ADXL335	ADXL345	BMG160	ITG-3200
Rango de escala total	±1.5 g, ±3 g, ±6 g, ±12 g	±3 g	±2 g, ±4 g, ±8 g, ±16 g	±125 °/s, ±250 °/s, ±500 °/s, ±1000 °/s, ±2000 °/s	±2000 °/s
Corriente de trabajo	170µA	350µA	135µA	5mA	6.5mA
Voltaje de trabajo	2.0 a 3.6 V	1.8 a 3.6 V	2.0 a 3.6 V	2.4 a 3.6 V	2.1 a 3.6 V
Temperatura de trabajo	-40 a 105°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C
Número de ejes	3	3	3	3	3
Tipo de salida	I <sup>2</sup> C, SPI	Análogo	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C
Resolución del ADC	10 bits	-	10 bits	16 bits	16 bits
Dimensiones	5x5x1.45 mm <sup>3</sup>	4x4x1.45 mm <sup>3</sup>	3x5x1 mm <sup>3</sup>	3x3x0.95 mm <sup>3</sup>	4x4x0.9 mm <sup>3</sup>

**Elaboración:** los autores

Según el estado del arte, todos los sensores mencionados anteriormente son completamente viables para la adquisición de datos en el diseño de un sistema de detección de caídas. Sin embargo, se vio innecesario utilizar dos sensores por separado como una solución discreta, debido a que en el mercado actual existen soluciones que facilitan la implementación de estos sensores, reduciendo el tamaño y costo del dispositivo de medición.

La solución propuesta es el de utilizar un único sensor como dispositivo de medición, el cual integre un acelerómetro y un giroscopio en su interior, los sensores más comerciales son fabricados por InvenSense y pertenecen a la familia MPU.

**Tabla 8.** Comparación de distintos tipos sensores MPU

Parámetro	MPU-6500		MPU-6050		MPU-9250	
	Acelerómetro	Giroscopio	Acelerómetro	Giroscopio	Acelerómetro	Giroscopio
Rango de escala total	±2 g, ±4 g, ±8 g, ±16 g	±250 °/s, ±500 °/s, ±1000 °/s, ±2000 °/s	±2 g, ±4 g, ±8 g, ±16 g	±250 °/s, ±500 °/s, ±1000 °/s, ±2000 °/s	±2 g, ±4 g, ±8 g, ±16 g	±250 °/s, ±500 °/s, ±1000 °/s, ±2000 °/s
Corriente de trabajo	450µA	3.2mA	500µA	3.6mA	450µA	3.2mA
Voltaje de trabajo	1.8 a 3.3 V		2.375 a 3.46V		2.4 a 3.6 V	
Temperatura de trabajo	-40 a 85°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C	-40 a 85°C
Número de ejes	3	3	3	3	3	3
Tipo de salida	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C, SPI	I <sup>2</sup> C, SPI
Resolución del ADC	16 bits	16 bits	16 bits	16 bits	16 bits	16 bits
Dimensiones	15x25x3 mm <sup>3</sup>		20x16x3 mm <sup>3</sup>		20x16x3 mm <sup>3</sup>	

**Elaboración:** los autores

Entre las tres opciones evaluadas, el MPU-6500 fue una de las opciones más atractivas en el momento de selección; sin embargo, su disponibilidad en el mercado es bastante limitada, además de tener una característica de actualización de data del giroscopio un tanto elevada, haciendo al sensor más sensible, lo cual no es recomendable para este tipo de diseños debido a que el sensor sería más susceptible a vibraciones y se tendría que utilizar algún método para la eliminación de este.

El MPU-6050 y el MPU-9250 tienen características bastante similares, y la disponibilidad de ambos en el país es bastante alta. No obstante, el MPU-9250 además de integrar un acelerómetro y giroscopio,

también cuenta con un magnetómetro lo cual hace su precio un poco más elevado con respecto al MPU-6050, por lo que se descartó como opción.

El MPU-6050 fue el elegido de entre las anteriores opciones, cuenta con todas las características necesarias para su uso, dispone de un mercado amplio, tamaño reducido, bajo consumo de corriente, comunicación I<sup>2</sup>C (lo cual disminuye el número de conexiones), además de contar con un vasto rango de escala total.

### 1.7.3 Descripción a nivel de filtros digitales

En procesamiento de señales, un filtro tiene como finalidad eliminar cualquier tipo de componente no deseable en una señal, como por ejemplo ruido aleatorio, o el usarlo para extraer componentes específicos que sean de utilidad en un rango determinado de frecuencia.

Esta idea puede ser interpretada mediante el siguiente diagrama de bloques mostrado en la Figura 1.13.



**Figura 1.13.** Diagrama de bloques de un sistema básico

Elaboración: los autores

Donde  $x[n]$  es la señal de entrada discretizada al sistema e  $y[n]$  es la señal de salida discretizada del sistema.

En términos generales, existen dos tipos de filtro, siendo cada uno de estos distintos físicamente hablando, como también en su modo de trabajo.

Los filtros analógicos están hechos de circuitos electrónicos y utilizan componentes como resistencias, capacitancias y opamps para producir un efecto de filtrado. Actualmente, existen muchas técnicas estándar

ya establecidas para la creación de estos filtros y tienen muchos campos de aplicación.

Los filtros digitales, a diferencia de los analógicos, utiliza un procesador digital para desarrollar distintos cálculos numéricos a varios elementos muestreados en una señal. Estos procesadores pueden ser desde lo más común, como una PC, hasta un chip especializado para realizar este tipo de proceso, como son los microcontrolador.

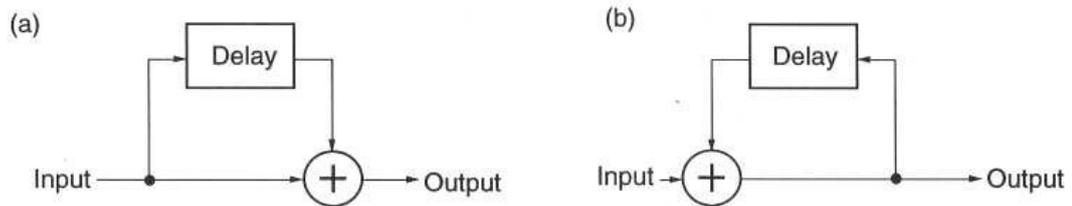
### **Ventajas de los filtros digitales**

En la actualidad, los filtros analógicos están siendo reemplazados rápidamente por los filtros digitales debido a diversas razones que hacen a estos mucho más eficaces y eficientes. Entre estos:

- Los filtros digitales tienen la cualidad de ser programables, debido a que su funcionamiento está dado por un programa almacenado en un procesador. Gracias a esto, las características del filtro pueden ser cambiadas fácilmente sin afectar al hardware.
- A diferencia de los filtros analógicos, los filtros digitales tienen una alta inmunidad al ruido y no dependen de la temperatura para su buen funcionamiento.
- Los filtros digitales son mucho más versátiles y precisos al momento de procesar una señal, haciéndolos fácilmente adaptables a los requerimientos que tenga una señal.
- Los filtros digitales pueden ser fácilmente diseñados, probados e implementados en un computador, haciéndolos de muy bajo coste.

## Funcionamiento de base

Existen dos tipos de funcionamiento, los cuales son mostrados en la Figura 1.14.



**Figura 1.14.** Diagrama de bloques de los tipos de filtros digitales: (a) FIR y (b) IIR (Fuente: Emilia Gómez Gutiérrez, Introducción al filtrado digital, 2009)

- (a) se aplica un retardador a una réplica de la señal de entrada, para luego ser combinado con la señal de entrada original, dando como resultado una salida basada en esta única entrada. Los filtros digitales que se basan en este funcionamiento son llamados filtros FIR, de respuesta impulsiva finita.
- (b) se aplica, nuevamente, un retardador pero esta vez aplicada a una réplica de la salida del sistema, la cual es luego combinada con la señal de entrada original. Los filtros digitales que se basan en este funcionamiento son llamados filtros IIR, de respuesta impulsiva infinita, y se caracterizan por ser filtros recursivos o con retroalimentación.

### Filtros FIR

En los filtros FIR, una sola muestra de la salida puede ser definida como la suma de varias muestras de la entrada actuales y retardadas. Un filtro FIR de tamaño  $M$  es un sistema LTI (*Linear Time-Invariant*) puede ser expresada mediante la siguiente ecuación.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} b_k x[n-k] \quad \text{eq. (1.4)}$$

Donde  $\{b_k\}$  son los coeficientes del filtro y  $M - 1$  el orden del filtro. Además de observarse que la salida del sistema depende solo de la entrada, por tanto es no recursivo.

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n - 1] + \dots + b_Mx[n - M - 1] \quad \text{eq. (1.5)}$$

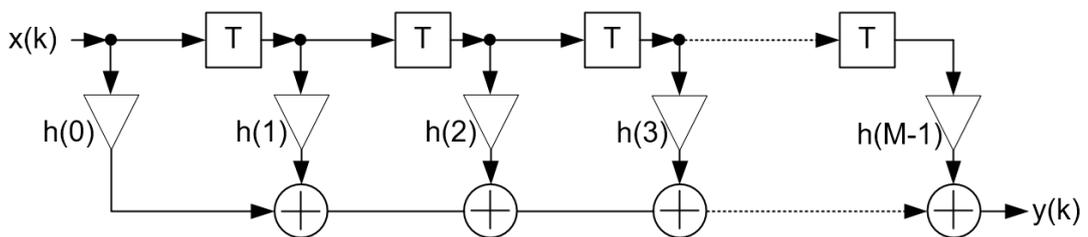
A partir de eq. (1.5) y aplicando transformada z, se obtiene la función de transferencia.

$$H(z) = b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Mz^{-M-1} \quad \text{eq. (1.6)}$$

Finalmente, la eq. (1.6) es expresada mediante la siguiente ecuación.

$$H(z) = \sum_{k=0}^{M-1} b_k z^{-k} \quad \text{eq. (1.7)}$$

Se puede apreciar en la eq. (1.7) que la función de transferencia tiene una constante como denominador, haciendo que el sistema solo este compuesto por ceros. Esta característica puede ser observada en la Figura 1.15.



**Figura 1.15.** Estructura de un filtro digital FIR (Fuente: Elaboración propia)

### Filtros IIR

Los filtros IIR cuentan con la principal característica de ser recursivos, a diferencia de los filtros FIR. La salida del filtro es reinyectada a la entrada de este mismo, formándose así un sistema con feedback. Debido a esta recursividad, la respuesta impulsiva del filtro tiene una duración infinita.

La ecuación diferencial de un filtro FIR puede ser expresada de la siguiente forma.

$$y[n] + \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] = \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] \quad \text{eq. (1.8)}$$

Donde  $\{a_k\}$  y  $\{b_k\}$  son los coeficientes del filtro,  $N$  determina el número de polos y  $M$  determina el número de ceros, siendo el mayor entre estos el que determinará el orden del filtro.

De la eq. (1.8).

$$\begin{aligned} y[n] + a_1 y[n-1] + a_2 x[n-2] + \dots + a_N x[n-N] \\ = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_M x[n-M] \end{aligned} \quad \text{eq. (1.9)}$$

Despejando la eq. (1.9).

$$\begin{aligned} y[n] = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_M x[n-M] \\ - a_1 y[n-1] - a_2 y[n-2] - \dots - a_N y[n-N] \end{aligned} \quad \text{eq. (1.10)}$$

De la eq. (1.10) se puede apreciar que la salida ya no solo depende de la entrada, sino también de la salida misma, dándole así la característica de recursividad.

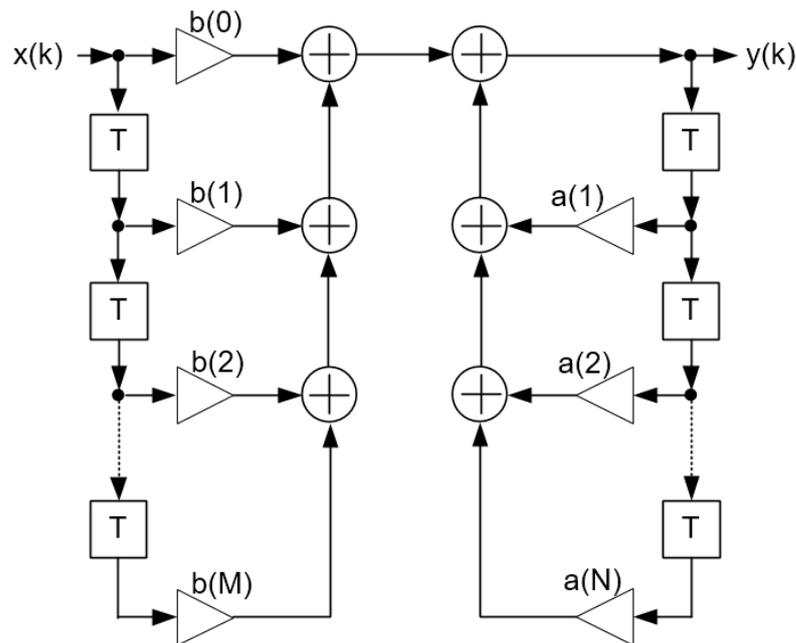
Aplicando transformada z a la eq. (1.10), se obtiene la función de transferencia.

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_M z^{-M}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_N z^{-N}} \quad \text{eq. (1.11)}$$

Finalmente, la eq. (1.11) es expresada mediante la siguiente ecuación.

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}} \quad \text{eq. (1.12)}$$

Se puede apreciar en la eq. (1.12) que la función de transferencia tiene un numerador y denominador no constante, validando que el sistema cuenta de polos y ceros, como se observa en el diagrama de bloques de la Figura 1.16.



**Figura 1.16.** Estructura de un filtro digital IIR (Fuente: Elaboración propia)

Al momento de seleccionar el filtro a implementar, se eligió el filtro IIR debido a que permite reducir el número de términos necesarios para sus ecuaciones y diseño, permitiendo reducir el número de orden del filtro, manteniendo la eficacia de un filtro FIR. Además, de que la respuesta en frecuencia del filtro es mucho más plana, con una caída mucho más pronunciada y cerrada que el de un filtro FIR, permitiendo eliminar en su totalidad frecuencias más altas, es por esta razón que este tipo de filtros son utilizados para filtrar ruido proveniente de sensores.

## Diseño de Filtro IIR

Los filtros digitales IIR usados en la práctica son usualmente basados en aproximaciones de filtro análogos (Butterworth, Chevyshev, etc), debido a que esencialmente todos los filtros análogos son IIR. Para obtener un filtro digital equivalente a un filtro análogo se suele utilizar una transformación conocida como transformación bilineal, la cual mapea los polos y ceros del plano-s del filtro análogo a un plano-z. Sin embargo, también cabe la posibilidad de diseñar un filtro digital IIR sin tener como referencia un filtro análogo, siempre y cuando se tenga conocimiento claro de la localización de los polos y ceros.

Un filtro análogo está representado usualmente por una red RLC, la cual esta descrita por la siguiente ecuación diferencial.

$$\sum_{k=0}^N a_k \frac{d^k}{dt^k} y_a(t) = \sum_{k=0}^M b_k \frac{d^k}{dt^k} x_A(t) \quad \text{eq. (1.13)}$$

La función del sistema de la eq. (1.13) puede ser representada aplicando transformada de Laplace a la respuesta impulsiva del sistema.

$$H_a = \frac{\sum_{k=0}^M b_k s^k}{\sum_{k=0}^N a_k s^k} \quad \text{eq. (1.14)}$$

Donde, en la eq. (1.14), cada combinación de N, M,  $\{a_k\}$ ,  $\{b_k\}$  corresponde a un determinado arreglo RLC. En general, la respuesta en frecuencia de un filtro análogo pues ser expresada de la siguiente forma.

$$H_a(j\omega) = H_a(s)|_{s = 2\pi j\omega} \quad \text{eq. (1.15)}$$

Existe una gran variedad de métodos de diseño para este tipo de filtros (invarianza impulsional, transformación bilineal, aproximación de derivadas, minimización del erro cuadrático medio), sin embargo se hará

énfasis en el método de transformación bilineal debido a que fue el método aprendido durante la formación universitaria.

### **Transformación bilineal**

La técnica más popular para diseñar un filtro IIR es el de digitalizar un filtro análogo, debido a que existe una gran variedad de configuraciones ya conocidas de estos filtro análogos.

La transformada z bilineal es una transformación matemática la cual permite pasar de un sistema en dominio-s a dominio-z, sin afectar las características de frecuencia.

Considerando una frecuencia de muestreo para el filtro digital “ $T_s$ ”, se puede expresar la ecuación diferencial de la transformación de la siguiente forma.

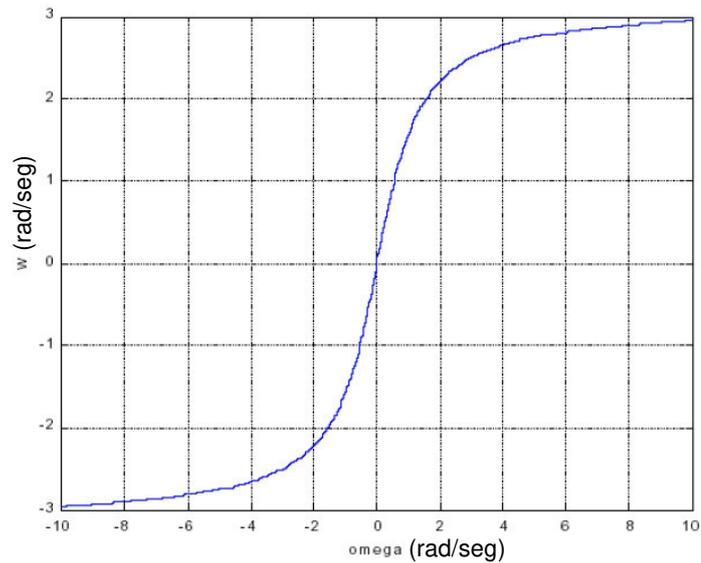
$$s = \frac{2}{T_s} \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right) \quad \text{eq. (1.16)}$$

La eq. (1.16) es luego aplicada a un sistema en el plano-s para su transformación al plano-z.

$$H(z) = H_a(s) \Big|_{s = \frac{2}{T_s} \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right)} \quad \text{eq. (1.17)}$$

El sistema en plano-z de la eq. (1.17) posee una respuesta en frecuencia equivalente a la respuesta en frecuencia de un filtro análogo IIR.

La transformación bilineal, sin embargo, deja una relación no lineal entre la frecuencia del filtro análogo ( $\Omega$ ) y la frecuencia del filtro digital ( $\omega$ ). Esta relación es mostrada en la Figura 1.17.



**Figura 1.17.** Relación de frecuencias de la transformación bilineal (Fuente: Universidad de Antioquia, Apuntes de curso “Tratamiento digital de Señales”)

Sabiendo que la respuesta en frecuencia de un filtro digital puede desarrollarse utilizando la siguiente expresión.

$$z = e^{j\omega T_s} \quad \text{eq. (1.18)}$$

Entonces, de la eq. (1.16).

$$s_a = j\Omega \quad \text{eq. (1.19)}$$

Reemplazando la eq. (1.18) en la eq. (1.16).

$$s_a = \frac{2}{T_s} \left( \frac{1 - e^{-j\omega T_s}}{1 + e^{-j\omega T_s}} \right) \quad \text{eq. (1.20)}$$

$$s_a = \frac{2}{T_s} \left( \frac{e^{\frac{j\omega T_s}{2}} - e^{-\frac{j\omega T_s}{2}}}{e^{\frac{j\omega T_s}{2}} + e^{-\frac{j\omega T_s}{2}}} \right) \quad \text{eq. (1.21)}$$

En la eq. (1.21) se observa la forma de la tangente hiperbólica, reemplazando.

$$s_a = \frac{2}{T_S} \tanh \frac{j\omega T_S}{2} \quad \text{eq. (1.22)}$$

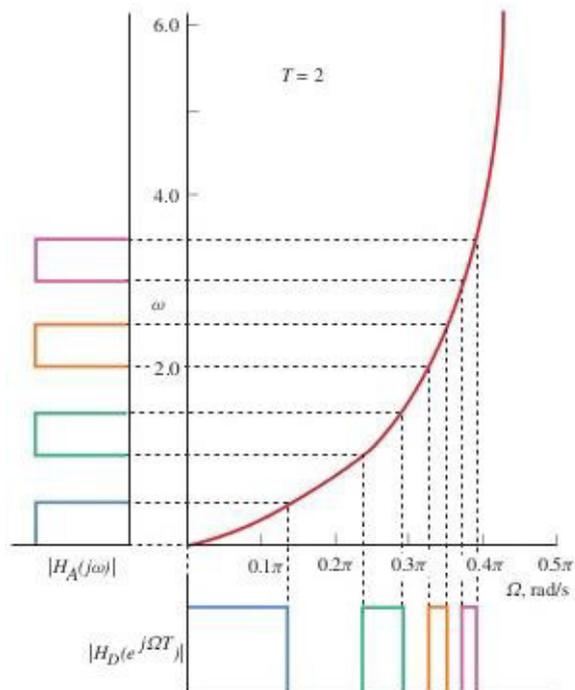
Finalmente.

$$\Omega = \frac{2}{T_S} \tan \frac{T_S}{2} \quad \text{eq. (1.23)}$$

La eq. (1.23) muestra la frecuencia equivalente analógica  $\Omega$  a partir de la predeformación de la frecuencia crítica  $\omega T_S$ , cuya transformación es necesaria debido a que la no linealidad entre ambos introduce un efecto de deformación denominado warping.

Como se mostró en la Figura 1.17, la relación entre la frecuencia del filtro análogo ( $\Omega$ ) y la frecuencia del filtro digital ( $\omega$ ) es no lineal, y una distorsión es introducida en la escala de frecuencia del filtro digital relativo al filtro analógico.

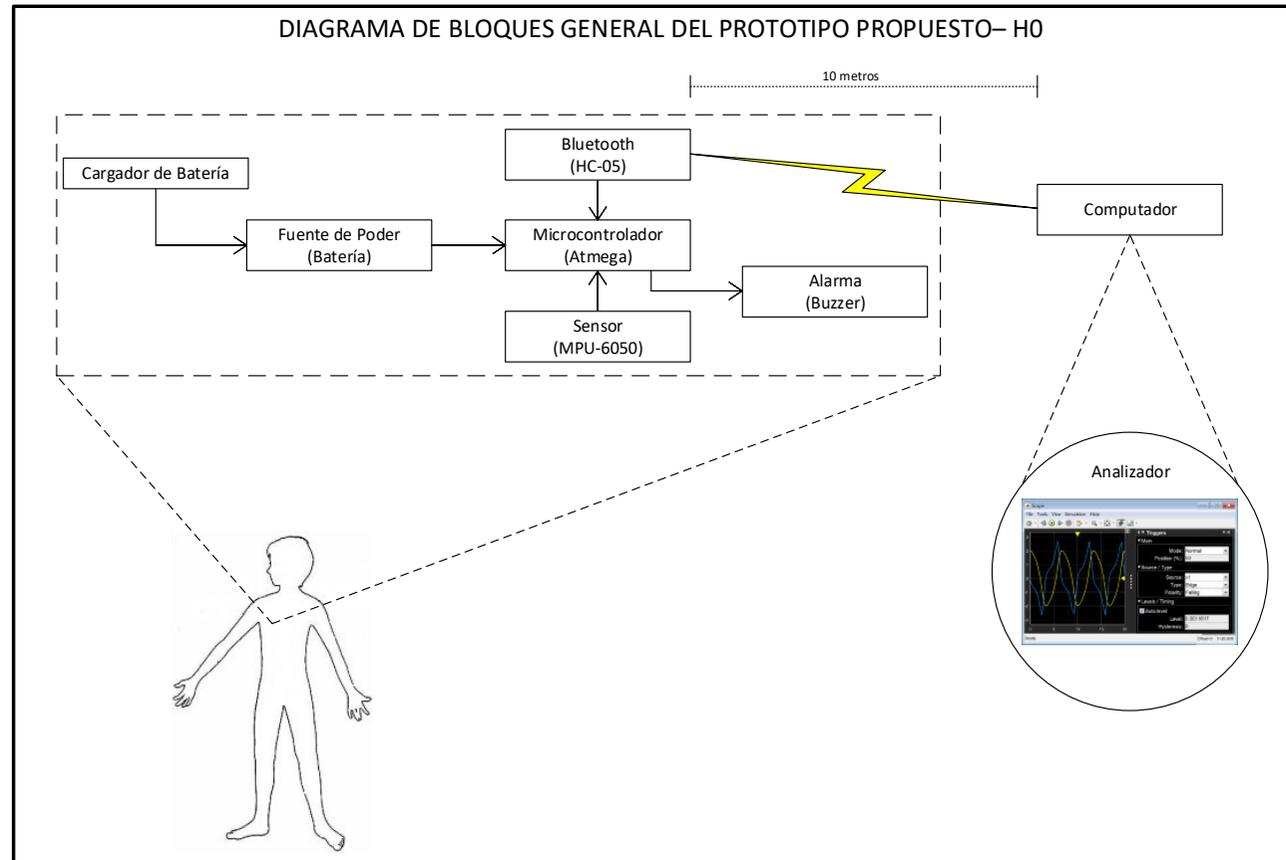
En la Figura 1.18, se observa la relación de distintas respuestas de magnitud de filtros digitales y filtros analógicos utilizando transformación bilineal e introduciendo un efecto de warping en las frecuencias de cortes de estos.



**Figura 1.18.** Relación de respuestas en magnitud respecto a las frecuencias de corte de filtro digitales y filtro analógicos utilizando transformación bilineal (Fuente: Warping Concept (iir filters-bilinear transformation method), Andreas Antoniou, 2007)

## 1.8 Diagrama de bloques del prototipo propuesto

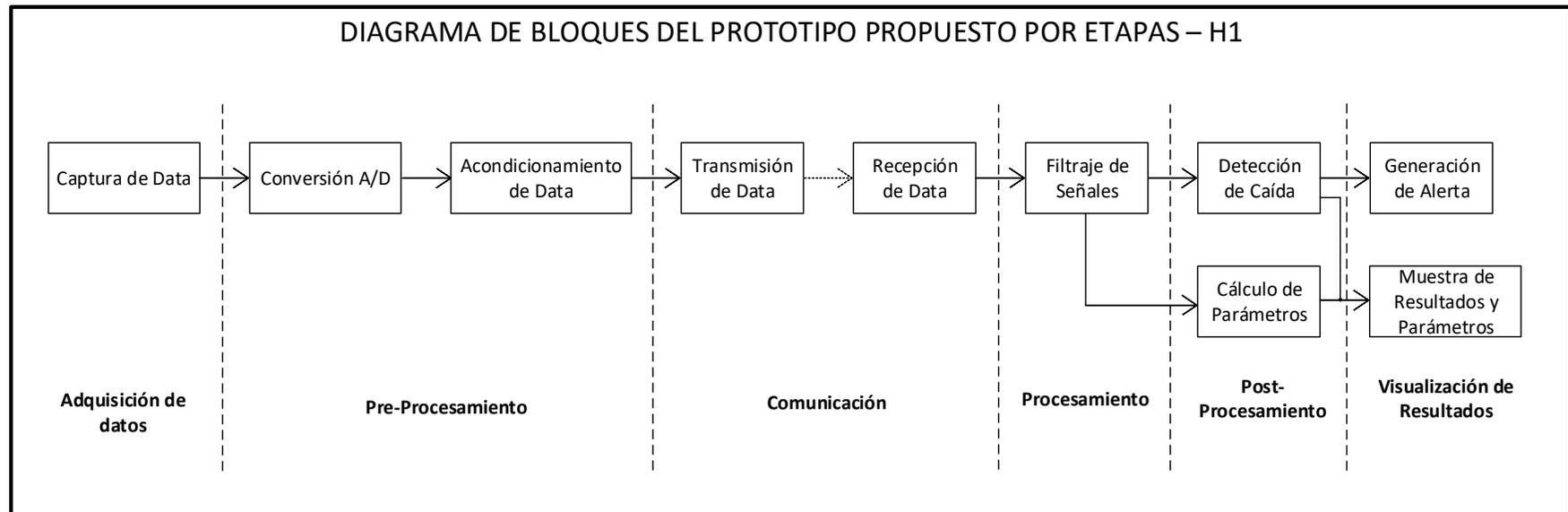
En la Figura 1.19, se muestra un diagrama de bloques general del prototipo propuesto en la tesis, en la cual intervienen todos los componentes que conforman el prototipo, nodo sensor, más el computador el cual toma el rol de nodo coordinador.



**Figura 1.19.** Diagrama de bloques general del prototipo propuesto a nivel H0

Elaboración: los autores

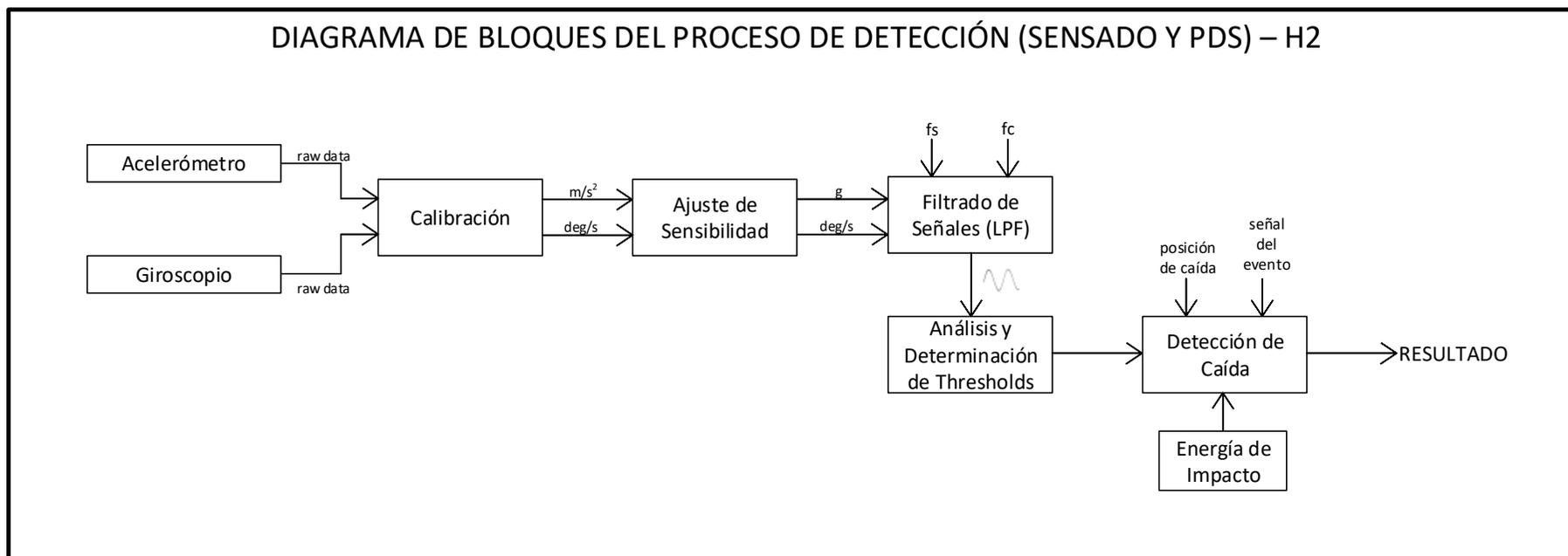
En la Figura 1.20, se muestra el diagrama de bloques por etapas del prototipo, así como los bloques que conforman cada etapa desarrollada en la tesis. En la figura, se aprecia a la etapa de adquisición de datos como la etapa de inicio del proceso, y la etapa de visualización de resultados como la culminación de todo el proceso.



**Figura 1.20.** Diagrama de bloques del prototipo propuesto por etapas a nivel H1

Elaboración: los autores

En la Figura 1.21, se muestra el diagrama de bloques de las señales entrantes y salientes durante todo el proceso de detección, la cual empieza obteniendo los valores raw (data sin procesar) de aceleración y velocidad angular, para culminar en lo que sería la visualización del resultado.



**Figura 1.21.** Diagrama de bloques del proceso de detección a nivel H2

Elaboración: los autores

## **CAPÍTULO II METODOLOGÍA**

### **2.1 Materiales**

El prototipo propuesto se está presentando como un hardware-on-the-loop, el cual consiste en un hardware (dispositivo médico portátil) asistido por computadora.

Las características básicas del dispositivo son:

- Tipo de sensores: acelerómetro y giroscopio
- Mediciones basadas en sensores de 6 DOF
- Medición de los ángulos de inclinación
- Muestra del posicionamiento del cuerpo posterior a la caída
- Transmisión inalámbrica a 27kbps
- Cobertura a controlar: radio de 10 metros
- Detección de caída
- Muestra del tipo caída detectada: frontal, posterior, lateral derecha y lateral izquierda.
- Análisis de la caída en un entorno gráfico
- Cálculo de la energía de impacto de la caída

Los materiales que fueron utilizados para la construcción del prototipo son:

- 01 MPU-6050 6DOF
- 01 Bluetooth HC-05
- 01 Microcontrolador ATmega328P
- 01 Pizo Buzzer activo de 12 mm
- 01 Módulo de carga y descarga FM6316FE
- 01 Batería de Li-Ion 3.8 V
- 01 Faja Waist Trimmer de 5"x48"x3.5mm
- 01 Computador

### 2.1.1 MPU-6050

Unidad inercial electromecánico de bajo consumo energético, cuenta con 6 grados de libertad (DOF) con las cuales se logra mediciones con el acelerómetro en los tres ejes y el giroscopio en los tres ejes, este módulo de sensores nos permite medir las aceleraciones lineales y angulares, respectivamente a diferentes rangos de sensibilidad. Las especificaciones del MPU-6050 se encuentran en la tabla 9.

**Tabla 9.** Especificaciones del acelerómetro y giroscopio

Especificaciones MPU-6050			
Rango De Escala Completa Giroscopio (°/s)	Sensibilidad del Giroscopio LSB/(°/s)	Rango De Escala Completa Acelerómetro (g)	Sensibilidad del Acelerómetro LSB/(g)
±250	131	±2	16,384
±500	65.5	±4	8,192
±1000	32.8	±8	4,096
±2000	16.4	±16	2,048

**Fuente:** MPU-6050 Datasheet (InvenSense, 2013)

### 2.1.2 Bluetooth HC-05

Para este proyecto, en la etapa de comunicación, en redes inalámbricas de área personal (WPAN), se utilizó la tecnología de radio Bluetooth módulo Bluetooth HC-05 por estar estandarizada la comunicación con diferentes dispositivos. Las características se observan en la tabla 10.

**Tabla 10.** Especificaciones del Bluetooth

Modulo Bluetooth HC-05 V2.0	
Frecuencia	2.4 GHz
Modulación	GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
Alcance	5m a 10 m
Sensibilidad	≤ -84 dBm a 0.1% BER
Potencia de emisión	≤ 4 dBm
Baud rate ajustable (bps)	1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200

**Fuente:** HC-05 Datasheet (ITead Studio, 2010)

### 2.1.3 Microcontrolador ATmega328P

Microcontrolador de la serie ATmel, diseñada con una arquitectura a 8 bits altamente eficiente para ejecutar instrucciones a un bajo consumo energético; cuenta con entrada ICSP (In Chip Serial Programmer) que permite ser programados mientras que operan dentro de su sistema, permite escribir y reescribir código con mucha facilidad.

**Tabla 11.** Especificaciones microcontrolador ATmega28P

ATmega328P - 28 pines	
Memoria FLASH	32 KB
EEPROM	1 KB
Memoria RAM	2 KB
Máxima frecuencia de funcionamiento	20 MHz
Pines I/O	23 Pines
Voltaje de operación	1.8 V a 5.5 V
Rango de temperatura	-40 °C a +85 °C
Timers	2 x 8-bit, 1 x 16-bit
Baja Potencia	Si

**Fuente:** Atmega328P Datasheet (ATMEL, 2010)

#### 2.1.4 Pizo Buzzer activo de 12 mm

Dispositivo sonoro para reproducir la señal de alerta, emite un sonido a pulso de voltaje alto como indicador de alarma ante la caída de la persona.

**Tabla 12.** Especificaciones del pizo buzzer

Piezo Buzzer	
Voltaje de operación	3.3 V a 5.5 V
Oscilador	Interno
Dimensiones	12 mm diámetro - 9 mm altura
Uso	ON/OFF
Pines	VCC,GND

**Elaboración:** los autores

#### 2.1.5 Módulo de carga y descarga FM6316FE

Este módulo permite la carga y descarga de corriente a los componentes del diseño, cuenta con modulo control que proporciona una carga y descarga constante de corriente, cuenta con entrada universal micro USB. Las características se pueden apreciar en la Tabla 13.

**Tabla 13.** Especificaciones técnicas del módulo FM6316FE

Módulo FM6316FE	
Voltaje de entrada DC	4 V a 5.5 V
Voltaje de batería	3.2 V a 4.3 V
Voltaje de salida	5.05 V a 5.15 V
Rango de temperatura	-20 °C a +85 °C
Corriente en espera (Standby)	16 uA
Voltaje de operación	1.8 V a 5.5 V

**Fuente:** FM Shenzhen Fu Man Electronics Co., Ltd.

#### 2.1.6 Batería de Li-Ion 3.8 V

La batería es muy importante para este diseño móvil, que proporciona la energía suficiente para la autonomía del sistema inalámbrico,

baterías de litio proporciona baterías más ligeras con alta capacidad energética y cuenta con mayores prestaciones de recarga, como se puede apreciar en Tabla 14.

**Tabla 14.** Especificaciones técnicas de batería de litio Samsung 3.8V

Batería Li-Ion	
Capacidad	1400 mAh
Corriente de salida	500 mA
Voltaje de salida	3.8 V
Dimensiones	51 x 69,1 x 4,32 mm
Peso	34.5 g

**Fuente:** <http://www.samsung.com/es/mobile-accessories/battery-b8500be-galaxy-s4-mini/>

### 2.1.7 Faja Waist Trimmer de 5"x48"x3.5mm

Para incorporar los sensores de medición, sobre al área corporal no invasivo es necesario contar con una faja flexible especialmente acondicionada para realizar las tomas de mediciones. Esta faja posesionada, en la parte media del pecho y que permita mantener la orientación adecuada de los ejes sensoriales.

### 2.1.8 Computador

Contar con un computador o servidor donde todos los datos serán procesados, analizados e interpretados para dar a conocer el estado del paciente respecto a su movimiento y caída corporal, contar con un computador características normales de procesamiento y tarjeta gráficas estándar. Sobre todo el servidor permite la integración con tecnologías de redes externas (LAN, WAN e internet).

## 2.2 Métodos

En la tesis presentada, el sistema de adquisición y transmisión de datos se basa en dos de los materiales mencionados anteriormente, el sensor MPU-

6050, la cual mide aceleración y velocidad angular, y el módulo Bluetooth HC-05, el cual permite la transmisión inalámbrica.

Sin embargo, la data adquirida por el sensor debe ser debidamente calibrada en unidades “g” y “°/seg” para obtener una coherencia de datos al momento de la medición, además de que la transmisión inalámbrica de estos datos deben ser enviados a una determinada velocidad para que el computador pueda recibir dicha data a una frecuencia de muestreo determinada para su posterior análisis.

Finalmente, en el computador la data adquirida es procesada mediante un filtro digital IIR de tipo Butterworth para la eliminación de componentes indeseables y reducción de ruido.

### **2.2.1 Análisis de sensibilidad del sensor MPU-6050**

Los valores obtenidos por el sensor MPU-6050 poseen una resolución de 16 bits para cada eje de aceleración y velocidad angular, siendo esa la resolución de bits entregada por el ADC del mismo. Asimismo, de esta resolución máxima, 15 bits son asignados a la magnitud del dato y 1 bit, el menos significativo, pertenece al signo del dato.

Se sabe que el rango de escala total del sensor es de  $\pm 16g$  y  $\pm 2000^\circ/s$  para el acelerómetro y giroscopio respectivamente, y que el ajuste de sensibilidad puede ser calculado (de las 4 configuraciones posibles) utilizando una conversión de factor de escala en relación al número máximo de bits, o bien utilizar los valores del factor de escala de sensibilidad dados por el fabricante en el datasheet.

A continuación, se muestra un ejemplo de ajuste de sensibilidad para  $\pm 8g$  y  $\pm 1000^\circ/s$ .

$ax$ : valor del acelerómetro en el eje x sin ajustar (bits)

$ax_{8g}$ : valor del acelerómetro en el eje x ajustado a  $\pm 8g$  (g)

$gx$ : valor del giroscopio en el eje x sin ajustar (bits)

$gx_{1000deg\_s}$ : valor del giroscopio en el eje x ajustado a  $\pm 1000^\circ/s$  ( $^\circ/s$ )

Método 1: Utilizando una conversión de factor de escala estándar en relación al número máximo de bits.

Puesto que el valor leído por el sensor está en complemento a 2, es decir, el bit menos significativo es el signo.

**Tabla 15.** Rango de escala en bits

Valor mínimo	Valor medio	Valor máximo
-32768	0	32767

**Elaboración:** los autores

Entonces:

$$ax_{8g} = ax \times \left( \frac{8}{2^{16} - 1} \right) \quad \text{eq. (2.1)}$$

$$gx_{1000deg\_s} = gx \times \left( \frac{1000}{2^{16} - 1} \right) \quad \text{eq. (2.2)}$$

Método 2: Utilizando los valores de la tabla de parámetros dados por el fabricante en el datasheet para el ajuste de cualquier eje a cualquier escala de sensibilidad.

**Tabla 16.** Factor de escala de sensibilidad del acelerómetro

PARAMETER	TYP	UNITS
<b>ACCELEROMETER SENSITIVITY</b>		
Sensitivity Scale Factor	16,384	LSB/g
	8,192	LSB/g
	4,096	LSB/g
	2,048	LSB/g

**Fuente:** MPU-6050 Datasheet (InvenSense, 2013)

**Tabla 17.** Factor de escala de sensibilidad del acelerómetro

PARAMETER	TYP	UNITS
<b>GYROSCOPE SENSITIVITY</b>		
Sensitivity Scale Factor	131	LSB/(°/s)
	65.5	LSB/(°/s)
	32.8	LSB/(°/s)
	16.4	LSB/(°/s)

**Fuente:** MPU-6050 Datasheet (InvenSense, 2013)

Entonces:

$$ax_{8g} = ax \times \left(\frac{1}{4096}\right) \quad \text{eq. (2.3)}$$

$$gx_{1000\text{deg}_s} = gx \times \left(\frac{1}{32.8}\right) \quad \text{eq. (2.4)}$$

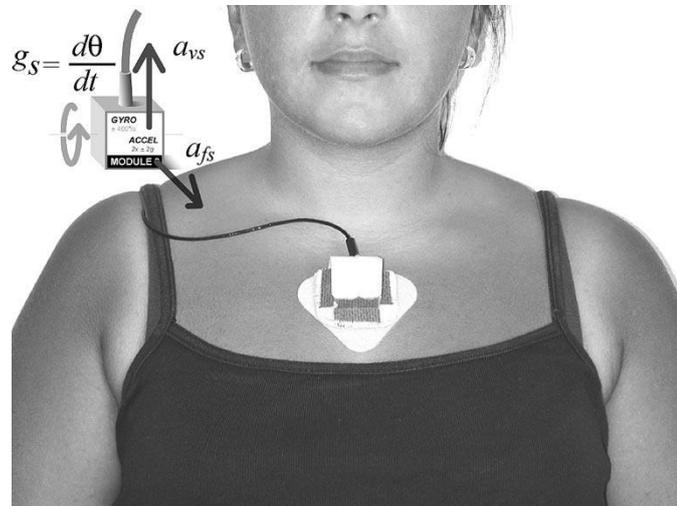
### 2.2.2 Análisis del posicionamiento del sensor

Para el modelamiento de este diseño de analizador de caídas, se debe analizar la posición del área corporal antes y después de una caída con respecto a los cambios de los ejes de posicionamiento en el sensor, además apoyado con el desarrollo de cinemática corporal que describen algunos autores, definen las características del movimiento, como la posición, la velocidad y la aceleración con sensores ubicados en la región plana del tronco humano, donde se puede describir la posición de la persona, mejor dicho si se encuentra de pie, acostado, caminando, corriendo, etc.

Si el cuerpo detecta movimiento se debe comprobar si el paciente ha caído o realizado otro tipo de movimiento y apoyados en el estado del arte se toma como referencia en la zona del pecho para determinar los tipos de caídas

Para condiciones iniciales, el sensor viene calibrado con el eje Z en dirección contraria a la gravedad y los ejes X y Y en plano horizontal. Para la nueva ubicación del sensor en área corporal (pecho) se realizó cambios con

los ejes de referencia como se puede apreciar en la Figura 2.1, las nuevas condiciones de trabajo son, el eje X del sensor se referencia en sentido contrario a la gravedad (hacia arriba), el eje Z sentido frontal al cuerpo (hacia el frente), y el eje Y en plano horizontal con sentido hacia la derecha.



**Figura 2.1.** Conexión del sensor en el área corporal (Fuente: Bijan Najafi, Kamiar Aminian, Anisoara Paraschiv-Ionescu, François Loew, Christophe J. Büla, and Philippe Robert, Members, IEEE)

### **2.2.3 Análisis de la frecuencia de muestreo de los datos transmitidos**

El prototipo propuesto en la tesis presenta un sistema de adquisición de datos basado principalmente en un sensor, un microcontrolador y un módulo Bluetooth. El dispositivo encargado de la recolección de datos directamente del sensor es el microcontrolador, y el encargado de realizar el envío inalámbricamente al computador es el módulo Bluetooth.

Por lo general, la velocidad de transmisión de trabajo del atmega328 es de 9600 baud rate (programable según la aplicación), así como el módulo Bluetooth HC-05 utilizado en la tesis, el cual opera a una velocidad de 9600 baud rate por defecto.

Sin embargo, una velocidad de 9600 baud rate equivalente a 9600 bps no satisface la frecuencia de muestreo a utilizar en la tesis, debido a que la frecuencia de muestreo máxima sería muy baja para la aplicación propuesta.

$$birate = f_{smax} \times Nb \quad \text{eq. (2.5)}$$

$f_{smax}$ : frecuencia de muestreo máximo (Hz)

$Nb$ : número de bits por muestra (bits)

El valor de “ $Nb$ ” está denotado por los bits a mostrar o imprimir por el microcontrolador para su posterior envío mediante Bluetooth. Para la aplicación propuesta, la rutina del microcontrolador imprime:

- Valor de aceleración en x (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor de aceleración en y (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor de aceleración en z (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor de velocidad angular en x (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor de velocidad angular en y (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor de velocidad angular en z (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor del ángulo de inclinación en z (2 BYTES)
- ASCII de espacio en blanco (1 BYTE)
- Valor del ángulo de inclinación en y (2 BYTES)

El microcontrolador realiza esta rutina de bucle infinito, por lo que el número de bits a muestrear por bucle es:

$$Nb = 6 \text{ BYTES} + 6 \text{ BYTES} + 4 \text{ BYTES} + 7 \text{ BYTES} \quad \text{eq. (2.6)}$$

Puesto que, el microcontrolador envía los datos imprimidos a través del módulo de Bluetooth HC-05, el cual simula la comunicación serial con la PC y utiliza una interface de transmisión asíncrona (UART), los bytes que suelen tomar un valor de 8 bits, usando este medio se le agregarán 2 bits adicionales, uno de parada y uno de paridad, haciendo un total de 10 bits por byte.

$$Nb = 230 \text{ bits} \quad \text{eq. (2.7)}$$

Entonces:

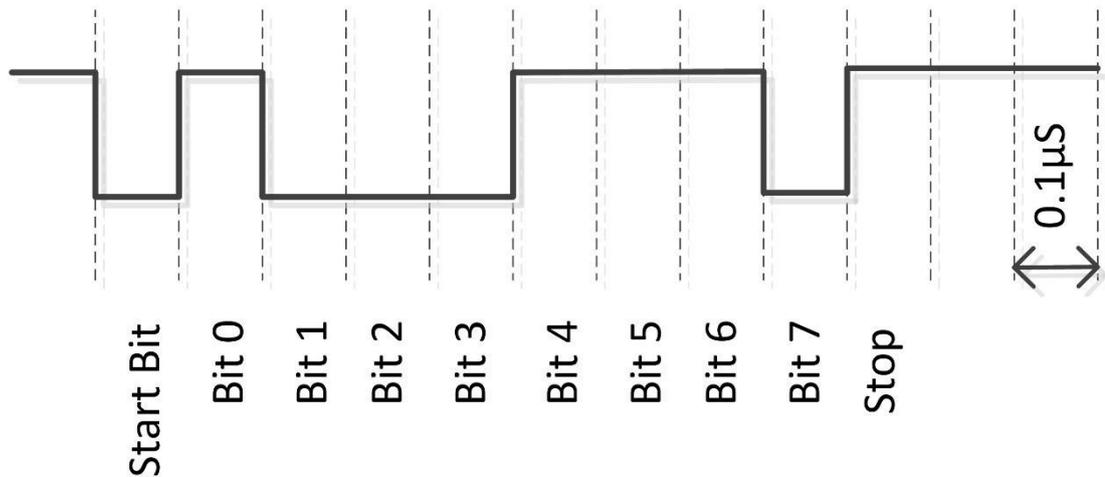
$$9600 = f_{smax} \times 230 \quad \text{eq. (2.8)}$$

$$f_{smax} \cong 42 \text{ Hz} \quad \text{eq. (2.9)}$$

Debido a esta limitante, se decidió cambiar el baud rate con la que imprime el atmega328 a uno mucho más elevado para evitar complicaciones, y se cambió su valor de 115200 baud rate.

Este valor de baud rate debe ser igual al valor programado en el módulo Bluetooth HC-05 para su correcto envío a su destino, así que mediante comandos AT se programó la velocidad de transmisión por defecto a 115200. Además, durante la configuración del baud rate en el módulo Bluetooth, se estableció un número de bits igual 10 por cada byte transmitido, la data enviada estaría en un formato 8N1, tal como se observa en la Figura 2.2.

0x71, 8N1 ( 8 Data bits, No Parity, 1 Stop)



**Figura 2.2.** Trama de un byte enviada a través de UART (Fuente: <http://www.active-semi.com/hydra/blog/simple-serial-communications/>)

Habiendo elaborado esta configuración se tendría entonces.

$$Nb = 230 \text{ bits} \quad \text{eq. (2.10)}$$

$$115200 = f_{smax} \times 230 \quad \text{eq. (2.11)}$$

$$f_{smax} \cong 500 \text{ Hz} \quad \text{eq. (2.12)}$$

Finalmente, usando funciones de delay en el sketch de programación del atmega328 se estableció un período de muestreo de 7ms, equivalente a una frecuencia de muestreo de impresión por el microcontrolador de 142 Hz.

Cabe mencionar que al momento de enviar la data inalámbricamente, la frecuencia de muestreo a la que el computador recibirá la señal será menor a la impresa por el microcontrolador, debido a los 2 bits adicionales por cada byte transmitido.

$$birate_{impresión} = \frac{1}{0.007} \times 184 \quad \text{eq. (2.13)}$$

$$birate_{impresión} \cong 26.29 \text{ kbps} \quad \text{eq. (2.14)}$$

Entonces, la frecuencia de muestreo a reducirse al momento de transmitir inalámbricamente hacia el computador sería de aproximadamente.

$$bitrate_{transmisión} = f_s \times Nb \quad \text{eq. (2.15)}$$

$$26.29 \text{ kbps} = f_s \times 230 \quad \text{eq. (2.16)}$$

$$f_s \cong 115 \text{ Hz} \quad \text{eq. (2.17)}$$

Como se comentó anteriormente, la frecuencia de muestreo se vio reducida al momento de transmitir, ya que el bitrate con el que se transmitió debe ser igual al bitrate con el que el microcontrolador imprime la data, con la diferencia de que el número de bits a transmitir fue mayor.

#### 2.2.4 Análisis de los parámetros del filtro digital IIR a diseñar

Los valores raw obtenidos por el acelerómetro y giroscopio fueron trabajados en una PC utilizando un filtro digital IIR Butterworth pasa-bajas (Hwang 2012).

De entre todos los posibles filtros clásicos análogos utilizados en el método de diseño por aproximación, el filtro Butterworth y en especial, el filtro Butterworth pasa-bajas es considerado el filtro más popular.

Los filtros Butterworth se caracterizan principalmente en que su valor de ganancia es usualmente constante durante la banda de paso del filtro, cuyo valor está denotado por:

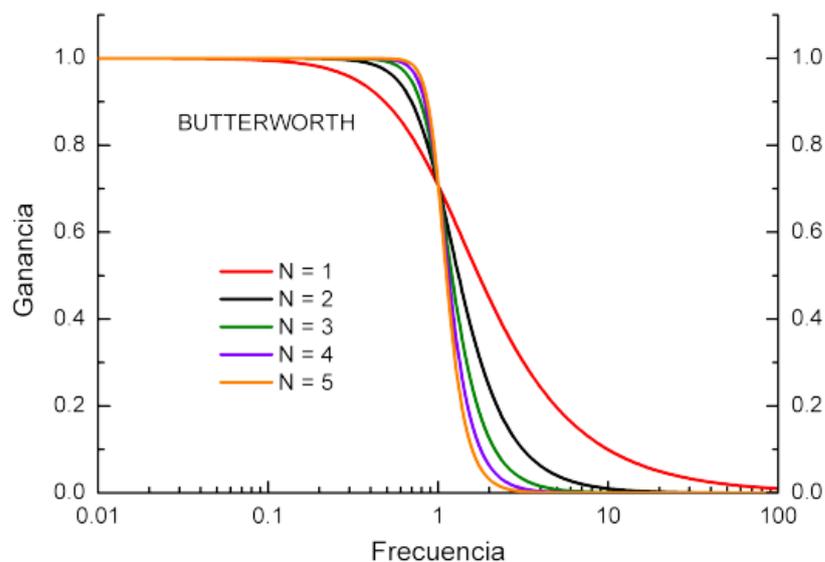
$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \omega^{2N}} \quad \text{eq. (2.18)}$$

$|H(\omega)|$ : Magnitud de la respuesta en frecuencia del filtro

$\omega$ : frecuencia normalizada (rad/s)

$N$ : orden del filtro

Debido a esta característica, el filtro posee en su respuesta en frecuencia un comportamiento máximamente plano en la banda de paso como se observa en la Figura 2.3, por lo que no presenta ningún tipo de rizado en este. En la siguiente figura, se puede apreciar lo dicho anteriormente.



**Figura 2.3.** Ganancia de un filtro Butterworth pasa-bajas (Fuente: Prof. Francisco J. Franco Peláez, Universidad Complutense de Madrid)

### Diseño de un filtro digital Butterworth

Existe una serie de pasos para diseñar un filtro digital a partir de uno analógico. En la Figura 2.4, se visualizan algunas de las características de diseño de un filtro digital.

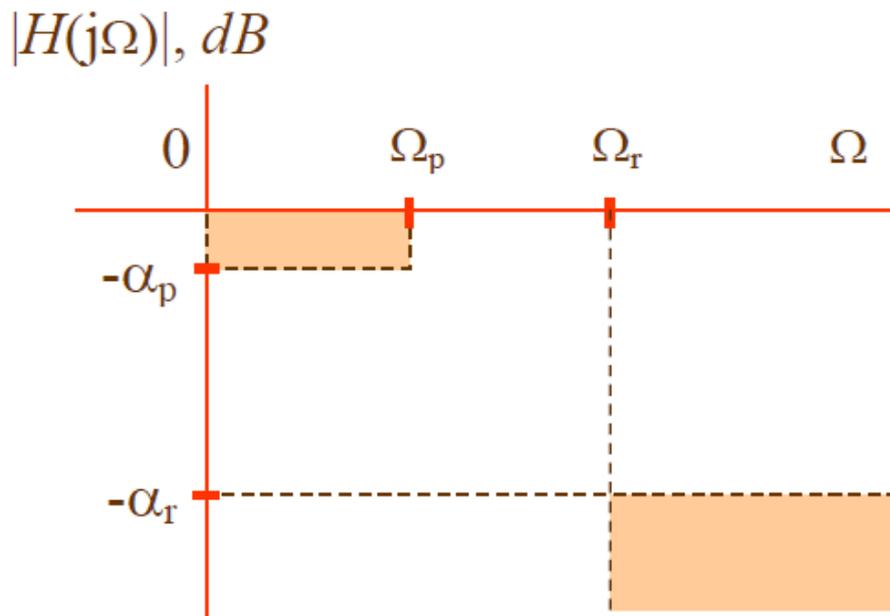
Paso 1: Esquema de tolerancias del filtro digital

Paso 2: Esquema de tolerancias del filtro analógico

Paso 3: Función de transferencia del filtro analógico  $H_a(s)$

Paso 4: Función de transferencia del filtro digital  $H(z)$

Paso 5: Ecuación diferencial en tiempo discreto



**Figura 2.4.** Magnitud de la respuesta en frecuencia en dB de un filtro Butterworth (Fuente: Prof. Wildor Ferrel Serruto, Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, 2012)

Paso 1:

Se definen las frecuencias de corte en la banda de paso y de rechazo del filtro digital a diseñar, sin embargo, estas frecuencias deben ser normalizadas, apropiadamente, para su uso durante el diseño del filtro. La normalización es realizada mediante la siguiente expresión:

$$\omega_p = 2 \times \pi \times f_p \times T_s \quad \text{eq. (2.19)}$$

$$\omega_r = 2 \times \pi \times f_r \times T_s \quad \text{eq. (2.20)}$$

$\omega_p$ : frecuencia de corte normalizada de la banda de paso (rad)

$\omega_r$ : frecuencia de corte normalizada de la banda de rechazo (rad)

$f_p$ : frecuencia de corte de la banda de paso (Hz)

$f_r$ : frecuencia de corte de la banda de rechazo (Hz)

$T_s$ : período de muestreo del filtro digital (seg)

Donde además, respetando la regla de Nyquist:

$$F_s = \frac{1}{T_s} \quad \text{eq. (2.21)}$$

$$F_s \geq 2 \times f_p \quad \text{eq. (2.22)}$$

$F_s$ : frecuencia de muestreo del filtro digital (Hz)

El valor de  $T_s$  se puede escoger a conveniencia. Sin embargo, el valor escogido debe mantenerse durante todo el procedimiento de diseño.

El número de orden también puede ser escogido de antemano en este paso si es que ya se tiene pensado la selectividad que tendrá el filtro.

Paso 2:

Si es que no se escoge un número de orden en el primer paso, el número de orden del filtro estará denotado por:

$$N = \frac{\log\left(\frac{10^{\frac{\alpha_r}{10}} - 1}{10^{\frac{\alpha_p}{10}} - 1}\right)}{2 \times \log\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_p}\right)} \quad \text{eq. (2.23)}$$

$N$ : orden del filtro

$\alpha_p$ : valor pico en dB del rizo en la banda de paso (dB)

$\alpha_r$ : valor pico en dB del rizo en la banda de rechazo (dB)

$\Omega_p$ : frecuencia de paso equivalente análoga (rad/s)

$\Omega_r$ : frecuencia de rechazo equivalente análoga (rad/s)

Los valores pico en dB de los rizos están dados por:

$$\alpha_p = -20 \times \log(1 - \delta_p) \quad \text{eq. (2.24)}$$

$$\alpha_r = -20 \times \log(\delta_r) \quad \text{eq. (2.25)}$$

$\delta_p$ : valor pico del rizo permitido en la banda de p aso

$\delta_r$ : valor pico del rizo permitido en la banda de rechazo

Asimismo, para calcular el número de orden se necesitan de las frecuencias de corte equivalentes análogas, ya que se usará el método de transformación bilineal por aproximación de filtro análogo, las frecuencias análogas estarían dadas por:

$$\Omega_p = \frac{2}{T_s} \times \tan\left(\frac{\omega_p}{2}\right) \quad \text{eq. (2.26)}$$

$$\Omega_r = \frac{2}{T_s} \times \tan\left(\frac{\omega_r}{2}\right) \quad \text{eq. (2.27)}$$

Finalmente, se calcula la frecuencia de corte análoga en 3 dB.

$$\Omega_c = \frac{\Omega_p}{\left(10^{\frac{\alpha_p}{10}} - 1\right)^{\frac{1}{2 \times N}}} \quad \text{eq. (2.28)}$$

$\Omega_c$ : frecuencia de corte análoga en 3 dB (rad/s)

Paso 3:

Para obtener la función de transferencia, se procederá primero a hallar los polos del filtro análogo en relación con el número de orden del filtro.

$$s_k = \Omega_c \times \cos\theta_k + j \times \Omega_c \times \sen\theta_k \quad \text{eq. (2.29)}$$

$$\theta_k = \frac{\pi \times (N + 1) + k \times 2 \times \pi}{2 \times N} \quad \text{eq. (2.30)}$$

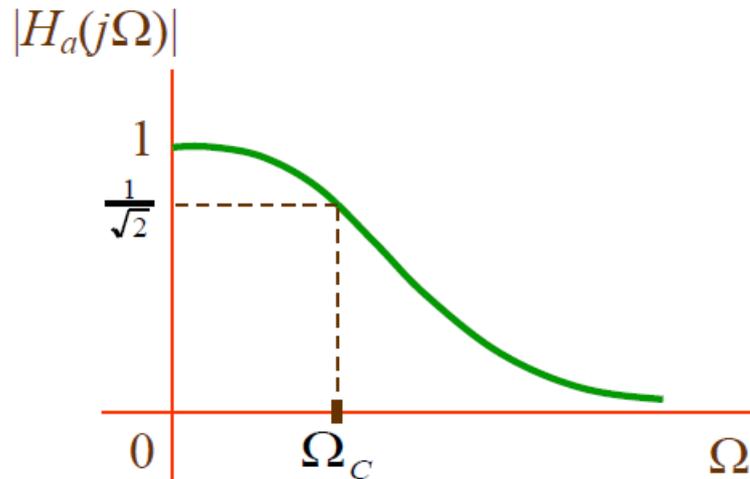
$$k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

$s_k$ : polos del filtro analógico

$\theta_k$ : ángulos de los polos de cada polo del filtro analógico

Finalmente, se forma la función de transferencia del filtro análogo mediante la eq. (2.31), siendo la magnitud del filtro similar a la mostrada en la Figura 2.5.

$$H_a(s) = \frac{\Omega_c^N}{\prod_{k=1}^N (s - s_k)} \quad \text{eq. (2.31)}$$



**Figura 2.5.** Magnitud de la respuesta en frecuencia del filtro análogo pasabajas (Fuente: Prof. Wildor Ferrel Serruto, Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, 2012)

Paso 4:

Teniendo calculado los polos del filtro análogo y utilizando la transformada bilineal:

$$s = \frac{2}{T_s} \times \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right) \quad \text{eq. (2.32)}$$

Se aplica a cada polo y cero del filtro análogo la expresión anterior para calcular los polos y ceros del filtro digital.

$$H(z) = A \times \frac{\prod_{k=1}^N (z - z_k)}{\prod_{k=1}^N (z - p_k)} \quad \text{eq. (2.33)}$$

$p_k$ : polos del filtro digital

$z_k$ : ceros del filtro digital

A: coeficiente del filtro digital luego de aplicar la TB

El coeficiente A es calculada utilizando la siguiente condición:

$$|H(e^{j\omega})| = |H_a(j\Omega)| \quad \text{eq. (2.34)}$$

Evaluando cada término en  $\omega=0$  y  $\Omega=0$ , respectivamente.

$$|H(1)| = |H_a(0)| \quad \text{eq. (2.35)}$$

Finalmente, la ganancia A:

$$A = \frac{\Omega_c^N \times \prod_{k=1}^N (1 - p_k)}{\prod_{k=1}^N (s_k \times z_k - s_k)} \quad \text{eq. (2.36)}$$

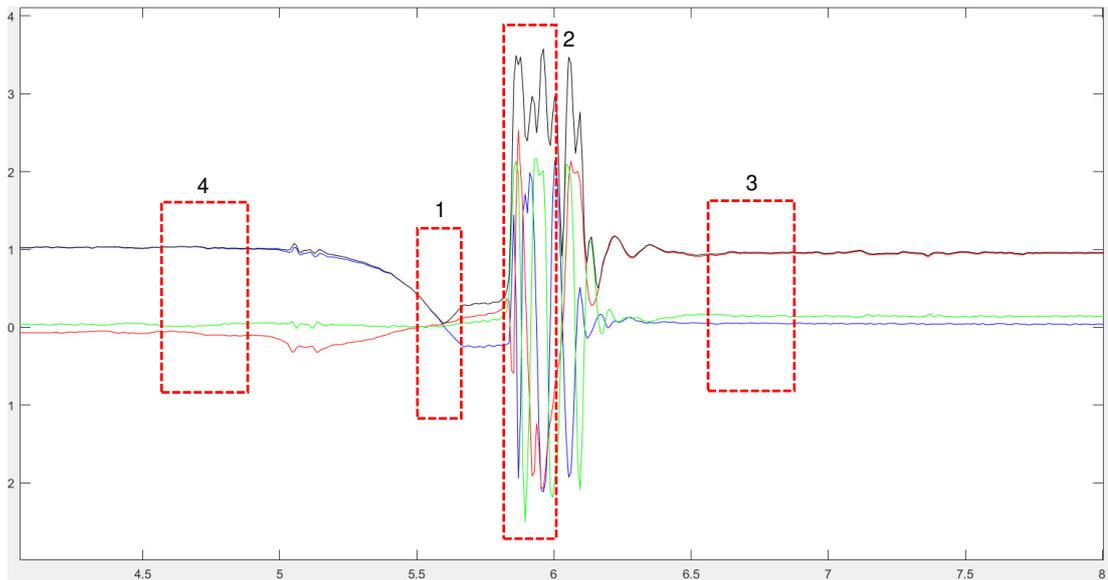
Paso 5:

Es el último paso en el que se debe obtener la función de transferencia del filtro digital. Se obtiene la ecuación de diferencias a partir de este.

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n - 1] + \dots + b_Mx[n - M] - a_1y[n - 1] - a_2y[n - 2] - \dots - a_Ny[n - N] \quad \text{eq. (2.37)}$$

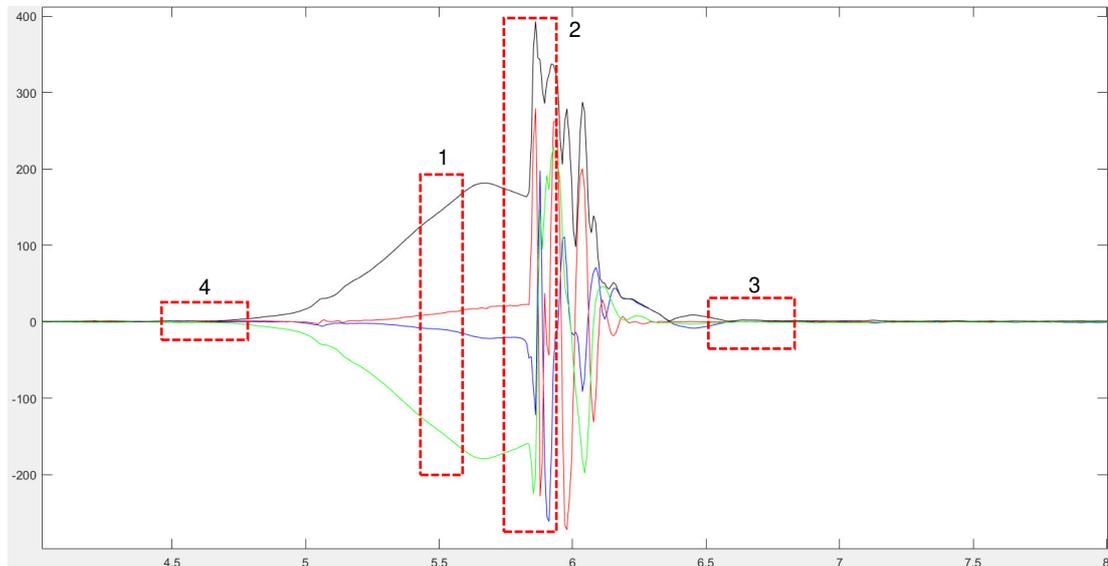
### 2.2.5 Análisis de la aceleración y velocidad angular durante una caída

Un evento de caída puede ser diferenciado de las ADL (actividades del vivir diario) analizando el proceso de la señal de aceleración y velocidad angular durante este. Según Jia (2009), un evento de caída puede analizarse en cuatro etapas, las cuales son enumeradas en la Figura 2.6 para la señal de aceleración, y en la Figura 2.7, para la señal de velocidad angular.



**Figura 2.6.** Señal de aceleración durante una caída lateral

Elaboración: los autores



**Figura 2.7.** Señal de velocidad angular durante una caída lateral

Elaboración: los autores

En las figuras anteriores:

- eje x: color azul
  - eje y: color rojo
  - eje z: color verde
  - magnitud de los 3 ejes: color negro
1. Inicio de la caída: Al inicio de toda caída, siempre ocurre un efecto de ingravidez, por lo que la magnitud del vector de aceleración comenzará a tender a  $0g$  y la magnitud de la velocidad angular empezará a crecer gradualmente, la duración de esta ingravidez será proporcional a la altura desde donde ocurre la caída. Cabe mencionar que la duración de la ingravidez será durante una caída normal distinta con respecto a una caída libre, donde la altura es mucho más alta.
  2. Impacto: El impacto es la etapa en la cual el cuerpo de la persona choca contra el suelo. Este choque o impacto está representado por un valor de pico alto en la magnitud del vector de aceleración y en la magnitud del vector de velocidad angular en el mismo instante de tiempo. La duración entre el impacto y el inicio de la caída será el tiempo que demora el cuerpo en caer desde que se inició la caída. Este tiempo dependerá de la altura desde donde cae el cuerpo.
  3. Post-caída: En palabras generales, luego de haber ocurrido una caída, el cuerpo de una persona no suele levantarse inmediatamente, por lo que mantiene una posición inmóvil por un corto período de tiempo. En conclusión, se debe observar un patrón de inamovilidad en la magnitud del vector de aceleración y magnitud de vector de velocidad angular.
  4. Estado inicial: Luego de una caída, se puede decir con certeza que el cuerpo de una persona estará en una posición completamente diferente a la que se tenía antes de una caída, por lo que la orientación de los ejes de aceleración deberán estar en diferente posición. Se hace

énfasis en el eje sobre donde actúa la gravedad en un estado de parado, en este caso es el eje x el cual tiene un valor de 1g antes de ocurrir la caída. Puesto que la caída analizada es una caída lateral del lado izquierdo, en posición de postcaída la gravedad dejará de actuar sobre el eje x y actuará sobre el eje y en vez, teniendo ahora el eje y un valor de 1g en posición de caída.

### 2.2.6 Análisis de la energía de impacto

Una de las aproximaciones al cálculo de la energía de impacto consiste en la ley de la conservación de la energía, cuando un cuerpo cae desde una determinada altura por encima del nivel piso, la energía potencial inicial se convierte en energía cinética justo antes del impacto contra el piso y esta, a su vez, ejerce una fuerza contraria al cuerpo.

Cuando un cuerpo cae se establece:

$$EP = EK = Wd \quad \text{eq. (2.38)}$$

*EP*: Energía potencial (Joule)

*EK*: Energía cinética (Joule)

*Wd*: Trabajo realizado por la fuerza sobre el cuerpo (Joule)

$$mgh = \frac{1}{2}mVi^2 = Wd \quad \text{eq. (2.39)}$$

*m*: masa (Kg)

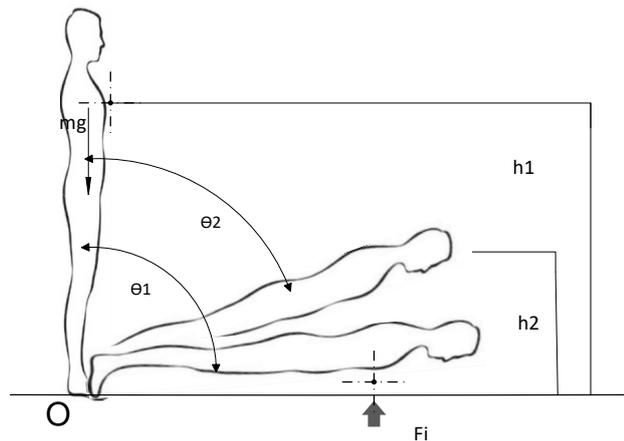
*g*: gravedad (m/s<sup>2</sup>)

*h*: altura (m)

*Vi*: velocidad de impacto

Como se puede observar en la Figura 2.8, cuando un cuerpo cae desde una altura *h* la fuerza gravitatoria aplica un torque ocasionado por el

peso del cuerpo, haciendo que esta rote sobre eje de giro O, por lo tanto, existe un desplazamiento angular entre el valor  $\theta_2$  y  $\theta_1$ .



**Figura 2.8.** Caída frontal tipo rígida  
Elaboración: los autores

Durante la caída la energía potencial inicial ( $EP$ ) se va transformando en energía cinética rotacional ( $EK$ ) justo antes del choque. A esta energía se considera también como energía de impacto ( $Ei$ ), conociendo la velocidad impacto rotacional se puede calcular la energía de impacto sobre el cuerpo en caída, pero no se puede predecir el desplazamiento después del impacto.

Considerando que el cuerpo sufre una compresión al momento del impacto y que para el piso con una compresión igual a cero, entonces la deformación es solo corporal, se puede asumir un desplazamiento por los tejidos de 1 cm. durante el impacto

Como se observa en la ecuación eq. (2.40), donde la velocidad ( $Vi$ ) es proporcional a la velocidad rotacional ( $wr$ ) y al radio de curvatura ( $h$ ):

$$Vi = wr \times r \quad \text{eq. (2.40)}$$

Reemplazando las ecuaciones se obtiene:

$$Ei = \frac{1}{2} \times m \times (wr \times h)^2 \quad \text{eq. (2.41)}$$

Según Majumder S. (2007), en pruebas realizadas para una simulación en la situación de una caída lateral que conlleva a fractura de cadera de una persona que tiene 77.47 kg de masa corporal y una velocidad media de impacto de la cadera de 3.17m/s con la cual se obtiene una energía de impacto de 389.24 Joule.

### **2.2.7 Análisis de la autonomía y protección del dispositivo portátil**

Parte importante y vital para el funcionamiento de todos los componentes del diseño, por lo tanto, se debe asegurar el correcto funcionamiento de capacidad y estabilidad en el consumo energético, considerando que debe ser un sistema portátil se debe fijar la autonomía para una determinada capacidad de batería.

El sistema tendrá que cubrir las necesidades de consumo energético de todos los componentes internos dando una mayor vida útil de carga de batería. Se tomaron en cuenta los siguientes criterios de selección:

#### **Selección de la batería**

Como se puede apreciar en la Tabla 18, esta nos muestra las características más importantes de los distintos tipos de baterías para aplicaciones portátiles, entre una de las mejores opciones se tienen a la baterías de litio o iones de litio (Li-ion), cuentan con mejor capacidad de energía por unidad de masa (baterías más ligeras), alta capacidad de energía por unidad volumétrica y alta capacidad de recarga química.

La baterías de Li-ion es la más adecuada para el prototipo diseñado en la tesis, además de contar con un voltaje de operación a 3.7 – 3.8 V y llegar a ser menos costosos que las baterías de Li-polymer.

**Tabla 18.** Comparación técnica de baterías

Parámetro	Plomo-ácido	NiCd	NiMH	Alcalino	Li-Ion	Li-Polymer
Voltaje de la celda (V)	2	1.2	1.2	1.5	<b>3.6</b>	3.7
Coste relativo	Bajo	Moderar	Alto	Muy bajo	<b>Muy alto</b>	Muy alto
Resistencia interna	Bajo	Muy bajo	Moderar	Varía	<b>Alto</b>	Bajo
Autodescarga (% / mes)	2% a 4%	15% a 30%	18% a 20%	0.30%	<b>6% a 10%</b>	5%
Cycle Life (ciclos de carga para alcanzar el 80% de la capacidad nominal)	500 a 2000	500 a 1000	500 a 800	Bajo	<b>1000 a 1200</b>	> 1000
Tolerancia de sobrecarga	Alto	Medio	Bajo	Medio	<b>Muy bajo</b>	Muy bajo
Densidad de energía por volumen (Wh / L)	70 a 110	100 a 120	135 a 180	220	<b>280 a 320</b>	~ 400
Densidad de energía en peso (Wh / kg)	30 a 45	45 a 50	55 a 65	80	<b>90 a 110</b>	130 a 200

**Fuente:** Maxim Integrated Products, Inc

### Selección del voltaje de operación

Para tener un voltaje de operación apropiada, dentro de los rangos de operación de cada dispositivo electrónico como figuran en la Tabla 19, se tiene que considerar también el voltaje operación de la batería recargable y el tipo de cargador estándar compatible del circuito con otros medios. Por este motivo, se seleccionó un voltaje operación de 5 V (voltios DC) para cubrir todos los dispositivos.

**Tabla 19.** Voltajes de operación de los dispositivos

Dispositivo	Voltaje operación	Voltaje seleccionado
Modulo Bluetooth	3.3V - 5V	5V
Microcontrolador Atmega328p	1.8V - 5.5V	5V
Sensores MPU6050 acelerómetro y giroscopio	3V - 5V	5V
Piezo Buzzer activo 12 mm	3.3V - 5V	5V

**Elaboración:** los autores

## Circuito de alimentación

Este circuito permite cargar una batería de 3.8 V con la ayuda de un administrador de carga móvil. Este administrador de carga provee de los niveles de voltaje requeridos para cada elemento. Como se puede apreciar en la Figura 2.9 con varias etapas de alimentación.



**Figura 2.9.** Circuito de alimentación

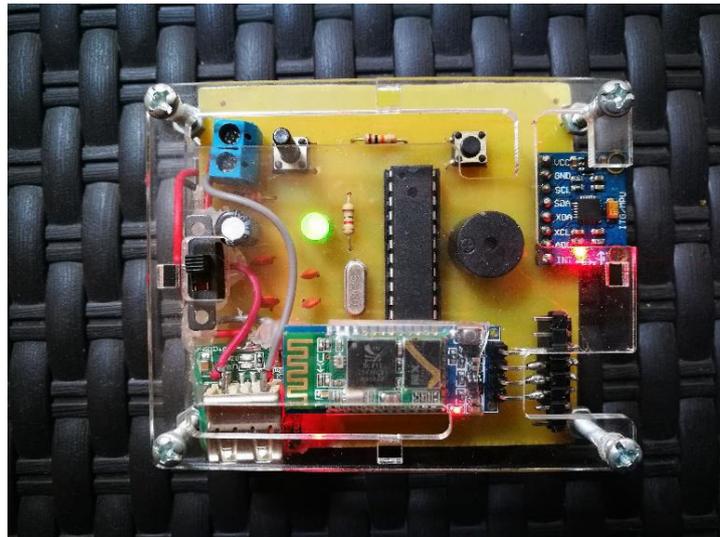
Elaboración: los autores

- Cargador AC/DC externo, de 220 VAC a 5 VDC, este tipo de cargado es universal con salida micro USB.
- Batería, de iones de Litio a 3.8 V de voltaje nominal.
- Administrador de carga móvil, internamente cuenta con módulo de carga y módulo de control, convierte 5 V a 3.8 V para la carga de batería (reductor) y convierte el voltaje de la batería de 3.8 V a 5.1 V para el sistema de carga (elevador).

En el siguiente capítulo, se realizó el cálculo de la autonomía total que tendrá el dispositivo portátil, definiendo así la cantidad de horas y el consumo de corriente.

## Protección del dispositivo

La protección del dispositivo médico portátil utilizado, en este trabajo, fue el de dos planchas cuadrículadas de acrílico las cuales cubrieron la parte superior e inferior del dispositivo. Estas planchas fueron puestas de tal manera que el switch de encendido, botón del buzzer y el puerto mini USB de carga queden expuestos para su uso. Sin embargo, cabe resaltar que la carcasa no fue diseñada ni acondicionada para la comodidad del usuario y la resistencia a golpes potentes, resistiendo solo una cierta cantidad de caídas.



**Figura 2.10.** Vista superior de la carcasa colocada en el dispositivo

Elaboración: los autores



**Figura 2.11.** Vista inferior de la carcasa colocada en el dispositivo

Elaboración: los autores

Como se puede observar en las Figuras 2.10 y 2.11, la carcasa tampoco posee un diseño estético y es de apariencia transparente.

Actualmente, existen muchas empresas dedicadas a la fabricación de carcasas, más conocidas como “enclosure” en el ámbito médico, para dispositivos médicos portátiles, para los cuales cumplen ciertas características de diseño respecto a la ergonomía, material, apariencia, etc. En el caso del dispositivo portátil desarrollado en esta tesis, se le pondría una carcasa diseñada por la empresa alemana “OKW”, empresa especializada en el diseño y fabricación de cajas plásticas. El aspecto y características serían los de una carcasa tamaño S, vista en la Figura 2.12, para electrónica en diseño convexo perteneciente a la línea de “Ergo-Case” de la empresa, cuyas medidas son de 80x96x32 mm, tomando en cuenta que el tamaño del circuito es de 80x69x22 mm. Las características de las carcasas mencionadas en su página serían las siguientes:



**Figura 2.12.** Línea “Ergo-Case” de la empresa OKW (Fuente: <https://www.okw.com/es/>)

- Diseño único para un fácil transporte, agarre, utilización y adaptación al cuerpo.
- Accesorios integrados para su transporte como por ejemplo, bandas de pulsera o cinturón, argolla de sujeción, clips de sujeción, etc.
- Con/sin compartimiento para pilas.
- Parte superior plana o gruesa para una configuración individualizada de la instalación.
- Panel superior plano para el montaje de conectores, botones, LDCs, etc.
- Panel de control rebajado para proteger el teclado de membrana.
- Montaje de pared con protección contra desmontaje; transmisión sencilla de datos y recarga; contactos disponibles como accesorios.
- Cabezales de fijación para placas de circuitos impresos y piezas de montaje.
- Protector absorbe-golpes y protege las superficies.

Cabe mencionar que estas carcasas cumplen con todos los estándares ISO en el aspecto mecánico, térmico y eléctrico.

### **2.2.8 Análisis del rendimiento del sistema**

El rendimiento del prototipo propuesto se medirá a partir de dos parámetros, calculados en relación a las pruebas realizadas y resultados obtenidos. Los parámetros a calcular son: sensibilidad y especificidad. Estos parámetros además de medir el rendimiento del sistema, también le dan validez y fiabilidad a este.

En una prueba, la sensibilidad se define como el conjunto de eventos positivos clasificados correctamente como positivos por el patrón de referencia a identificar. La sensibilidad se puede calcular de la siguiente forma:

$$sensibilidad = \frac{\text{verdaderos positivos}}{\text{total de casos positivos}} \quad \text{eq. (2.42)}$$

$$sensibilidad = \frac{VP}{VP + FN} \times 100\% \quad \text{eq. (2.43)}$$

*VP*: verdaderos positivos

*FN*: falsos negativos

La sensibilidad calculará un valor entre 0% y 100%, eso indica que mientras más alto sea el valor de sensibilidad, mayor será la capacidad para detectar una caída.

Asimismo, una sensibilidad baja indicará que no se están detectando todas las caídas ocurridas.

El valor de verdaderos positivos (*VP*) indica el número de caídas que el sistema detecta cuando una caída ocurre. El valor de falsos negativos (*FN*) indica el número de caídas no detectadas por el sistema cuando una caída ocurre.

En una prueba, la especificidad se refiere al conjunto de eventos negativos clasificados correctamente como negativos por el patrón de referencia a identificar. La sensibilidad se puede calcular de la siguiente forma:

$$especificidad = \frac{\text{verdaderos negativos}}{\text{total de casos negativos}} \quad \text{eq. (2.44)}$$

$$especificidad = \frac{VN}{VN + FP} \times 100\% \quad \text{eq. (2.45)}$$

*VN*: verdaderos negativos

*FP*: falsos positivos

La especificidad calculará un valor entre 0% y 100%, eso indica que mientras más alto sea el valor de especificidad, mayor será la capacidad para diferenciar un evento de no caída de una caída real.

Asimismo, una sensibilidad baja indicará que se están detectando caídas cuando en realidad no las hay. El valor de verdaderos negativos (*VN*) indica el número de caídas no detectadas cuando efectivamente no las hay. El valor de falsos positivos (*FP*) indica el número de caídas detectadas por el sistema cuando en realidad una caída no ocurre.

### **CAPÍTULO III**

#### **DESARROLLO DEL PROYECTO**

Las especificaciones de diseño del prototipo propuesto deberán ser las siguientes:

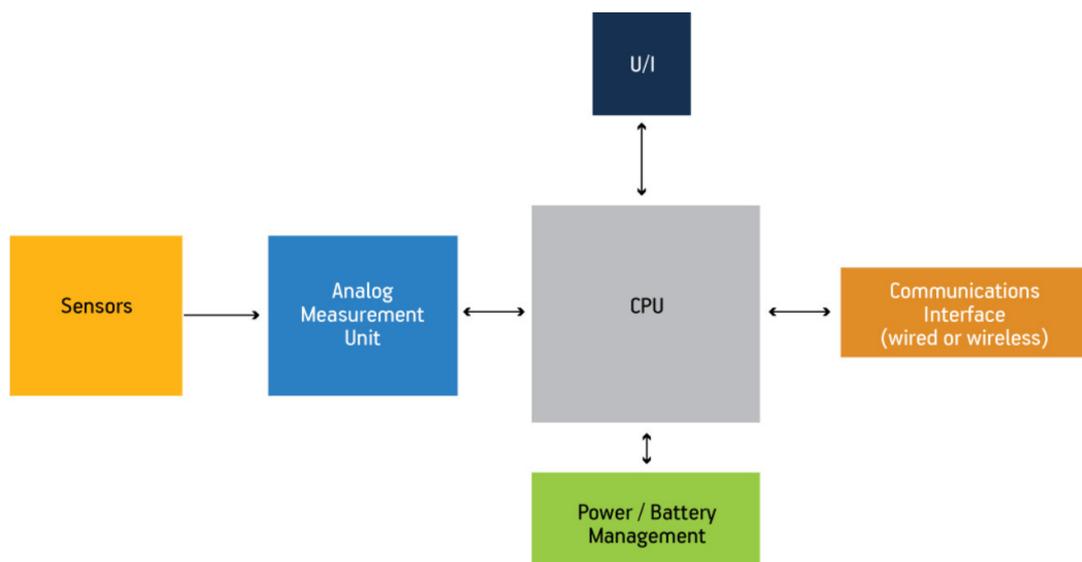
- El prototipo diseñado en esta tesis trabaja en una red inalámbrica de área persona (WPAN), a una distancia máxima de transmisión de 10 metros.
- Sensibilidad del sensor ajustada a  $\pm 2g$  (1g equivalente a  $9.8 \text{ m/s}^2$ ) en el acelerómetro y  $250^\circ/\text{seg}$  en el giroscopio.
- Frecuencia de muestreo de los datos recolectados de 125 Hz aproximadamente.
- Orientación de caída calculada de los ejes Z y Y con respecto a X (gravedad en 1g) en el rango de  $[-90^\circ \text{ } +90^\circ]$ .
- La batería deberá tener un voltaje mínimo de 3.3v y un voltaje máximo de 5v.
- Autonomía del sistema diseñado para una duración de al menos 12 horas.
- Frecuencia de corte del filtro digital IIR Butterworth de segundo orden en 10 Hz.
- El algoritmo de diseño deberá detectar caídas de tipo frontal, posterior, lateral derecha y lateral izquierda, ocurridas a menos de 2 metros.
- La energía de impacto de la caída será calculada en unidades Joul.

- Interfaz gráfica de operador diseñado para la inicialización de parámetro y visualización de resultados.

A diferencia de otros dispositivos y productos electrónicos portátiles, para que un dispositivo portátil médico pueda ser implementado dentro de la industria, este tiene que pasar por un largo proceso regulatorio. Según un artículo del “Journal of the American Heart Association”, para la realización de estos dispositivos se estima una investigación pre-clínica de al menos 7 años, además del costo de la investigación que oscila entre 10 millones y 20 millones de dólares.

Adicional a lo mencionado, en el párrafo anterior, el diseño de un dispositivo médico involucra distintas disciplinas, entre médicas e ingenieriles, incorporando esta última una serie de tecnologías entre hardware y software.

En la Figura 3.1, se muestra un diagrama de bloques con los requerimientos habituales que debe tener todo dispositivo médico portátil.



**Figura 3.1.** Diagrama de bloques de un dispositivo médico portátil (Fuente: David Niewolny, 2010)

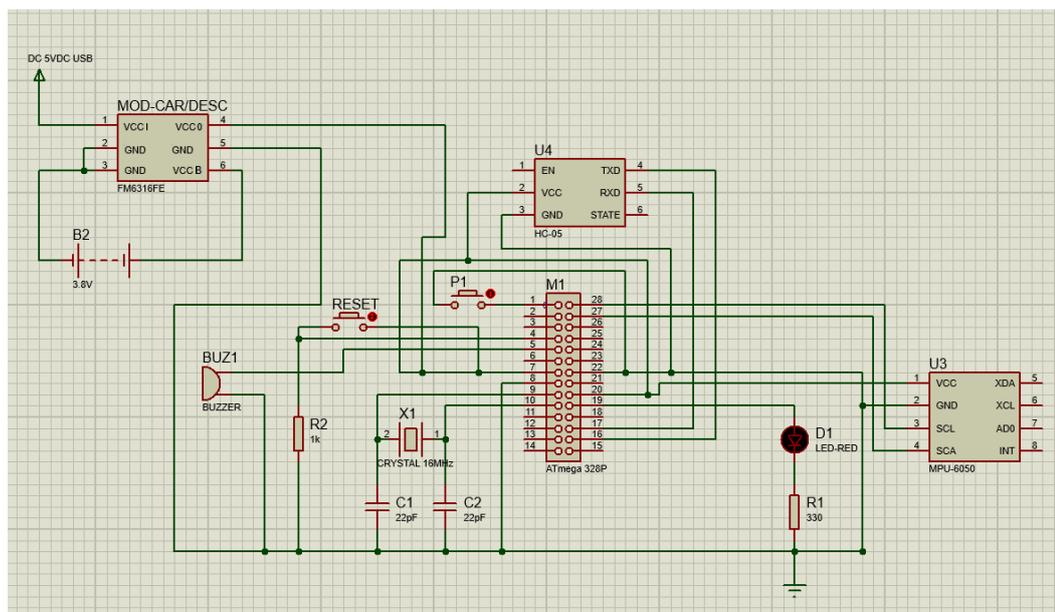
De la Figura 3.1, se puede definir que los requerimientos son:

- Integración de señales mixtas

- Bajo desempeño de potencia
- Tecnología de visualización
- Conectividad

### 3.1 Diseño del sistema circuital

En la Figura 3.2, se muestra el sistema circuital implementado para el análisis y la detección de caídas. Este circuito permite la captura de los movimientos del área corporal y lo transmite a la estación base o servidor para su análisis.



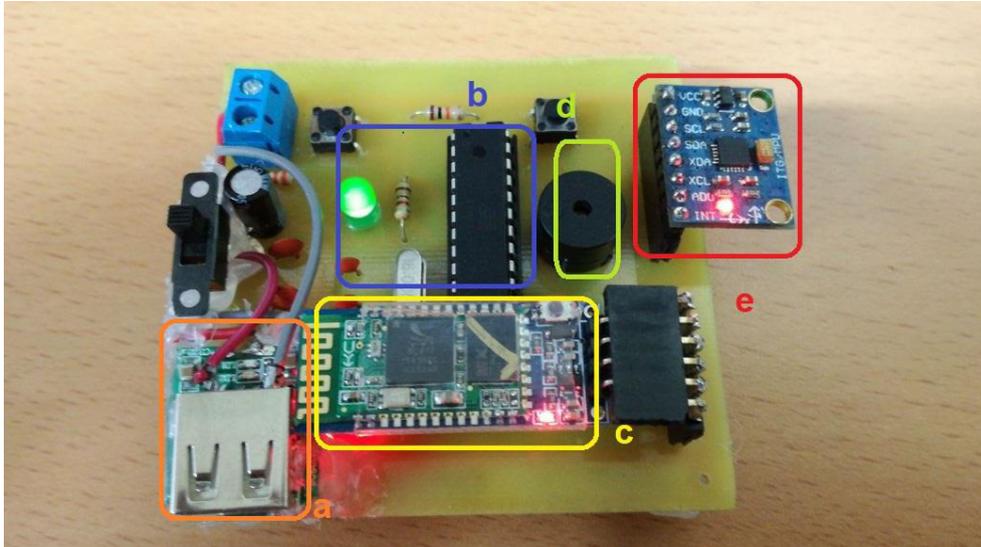
**Figura 3.2.** Sistema circuital analizador de caídas

Elaboración: los autores

El prototipo analizador de caídas contiene, básicamente, los siguientes componentes:

- 01 módulo de carga y descarga micro USB
- 01 microcontrolador ATmega328p
- 01 módulo Bluetooth HC-05
- 01 buzzer 12mm
- 01 módulo sensor MPU6050
- 01 Batería de Litio 1400 mAh

La Figura 3.3 muestra el hardware construido a base del sistema circuital mostrado en la figura anterior.



**Figura 3.3.** Prototipo analizador de caídas v1.0

Elaboración: los autores

- a) Módulo de carga y descarga FM6316FE.
- b) Microcontrolador Atmega328P y led de estado, inicializa el proceso de lectura I<sup>2</sup>C, ajusta la sensibilidad de operación para el diseño, inicializa el sistema de alerta manual y realiza el proceso de escritura al módulo Bluetooth HC-05.
- c) Módulo Bluetooth HC-05, encargado de la transmisión inalámbrica. Se comunica con el microcontrolador mediante un pin de TX y un pin de RX.
- d) Pizo buzzer activo de 12mm, encargado de generar la alarma sonora.
- e) IMU MPU-6050, sensor que contiene un acelerómetro y un giroscopio. Se comunica con el microcontrolador a través de dos pines, la interface del sistema de data (SDA) y el sistema de reloj (SCL).

### **Determinación de la capacidad de la batería**

Para este diseño móvil es muy importante determinar la autonomía del sistema circuital para un tiempo determinado de 12 horas.

Determinar la capacidad de la batería de Li-Ion que en función al consumo de corriente al tiempo de autonomía requerido por el diseño, como se observa en la ecuación eq. (3.1)

$$C = I \times T \quad \text{eq. (3.1)}$$

Donde:

$C$ : Capacidad de la batería de Litio

$I$ : Corriente consumida por el circuito

$T$ : Tiempo de autonomía del sistema circuital

Reemplazando los datos:

$$T = 12 \text{ horas} \quad \text{eq. (3.2)}$$

$$I = 95 \text{ mA} \quad \text{eq. (3.3)}$$

$$C = 95 \text{ mA} \times 12 \text{ horas} \quad \text{eq. (3.4)}$$

$$C = 1140 \text{ mAh} \quad \text{eq. (3.5)}$$

Entonces para un tiempo de 12 horas se necesita como mínimo una batería de 1140 mAh, las baterías comerciales en el mercado que trabajan a 3.8 V tienen capacidades de 1400 mAh. Luego, con la capacidad real de la batería de 1400 mAh y con un consumo de corriente de 95 mA, se reemplaza en la ecuación eq. (3.6) obteniendo una autonomía de:

$$T = \frac{C}{I} \quad \text{eq. (3.6)}$$

$$C = 1400 \text{ mAh} \quad \text{eq. (3.7)}$$

$$I = 95 \text{ mA} \quad \text{eq. (3.8)}$$

$$T = 14.74 \text{ horas} \quad \text{eq. (3.9)}$$

### 3.2 Determinación de la sensibilidad del sensor

La sensibilidad del sensor fue determinada de tal forma que la fuerza de gravedad sobre el cuerpo en una posición estática (estando parado) sea igual a 1g, por lo que el rango de sensibilidad configurada en el sensor que satisfaga dicha condición es el de  $\pm 2g$  para el acelerómetro y  $250^\circ/\text{seg}$  para el giroscopio.

El ajuste de la sensibilidad es realizada en la programación del microcontrolador, y es realizada a partir de la data en bruto entregada por el mismo sensor la cual se encuentra en unidades  $\text{m/s}^2$ . El ajuste de sensibilidad del sensor también tiene como función el convertir las unidades de  $\text{m/s}^2$  a unidades g ( $9.8 \text{ m/s}^2$ ).

El ajuste a  $\pm 2g$  fue realizado a partir de los datos brindados por el fabricante, mencionados en el capítulo anterior:

- Por cada dato capturado en cada eje del acelerómetro

$$ax_{2g} = ax \times \left( \frac{1}{16384} \right) \quad \text{eq. (3.10)}$$

$$ay_{2g} = ay \times \left( \frac{1}{16384} \right) \quad \text{eq. (3.11)}$$

$$az_{2g} = az \times \left( \frac{1}{16384} \right) \quad \text{eq. (3.12)}$$

$ax_{2g}$ : dato de aceleración en el eje x ajustado a  $\pm 2g$

$ax$ : data en bruto de aceleración en el eje x  
 $ay_{2g}$ : dato de aceleración en el eje y ajustado a  $\pm 2g$   
 $ay$ : data en bruto de aceleración en el eje y  
 $az_{2g}$ : dato de aceleración en el eje z ajustado a  $\pm 2g$   
 $az$ : data en bruto de aceleración en el eje z

- Por cada dato capturado en cada eje del giroscopio

$$gx_{250deg\_s} = gx \times \left(\frac{1}{131}\right) \quad \text{eq. (3.13)}$$

$$gy_{250deg\_s} = gy \times \left(\frac{1}{131}\right) \quad \text{eq. (3.14)}$$

$$gz_{250deg\_s} = gz \times \left(\frac{1}{131}\right) \quad \text{eq. (3.15)}$$

$gx_{250deg\_s}$ : dato de velocidad en angular en el eje x ajustado a  $\pm 250^\circ/\text{seg}$

$gx$ : data en bruto de velocidad en angular en el eje x

$gy_{250deg\_s}$ : dato de velocidad en angular en el eje y ajustado a  $\pm 250^\circ/\text{seg}$

$gy$ : data en bruto de velocidad en angular en el eje y

$gz_{250deg\_s}$ : dato de velocidad en angular en el eje z ajustado a  $\pm 250^\circ/\text{seg}$

$gz$ : data en bruto de velocidad en angular en el eje z

### 3.3 Diseño del filtro digital pasa-bajas Butterworth

Un filtro digital IIR de tipo Butterworth pasa-bajas es diseñado para filtrar componentes de ruido y elementos indeseables. El filtro es aplicado a la señal proveniente del acelerómetro y giroscopio.

Para el diseño del filtro digital se utiliza el método de transformación bilineal, basado en la teoría de aproximación a filtros analógicos.

Entonces, a partir de un filtro analógico de tipo Butterworth se requiere diseñar un filtro digital IIR pasa-bajas, con las siguientes especificaciones:

$$f_p = 10 \text{ Hz} \quad \text{eq. (3.16)}$$

$$\alpha_p = 2 \text{ dB} \quad \text{eq. (3.17)}$$

$$\alpha_r = 40 \text{ dB} \quad \text{eq. (3.18)}$$

$$N = 2 \quad \text{eq. (3.19)}$$

$f_p$ : frecuencia de corte de la banda de paso (Hz)

$\alpha_p$ : valor pico en dB del rizo en la banda de paso (dB)

$\alpha_r$ : valor pico en dB del rizo en la banda de rechazo (dB)

$N$ : orden del filtro

Tal como se vio en el capítulo anterior, se siguió una serie de pasos en el diseño del filtro.

#### Paso 1: Esquema de tolerancias del filtro digital

Es necesario la normalización de las frecuencias de paso y rechazo para su utilización en el diseño del filtro, sin embargo, entre las características iniciales no se consideró inicializar con un valor la frecuencia de rechazo puesto que esta solo es necesaria en el cálculo del número de orden del filtro, siendo el de este último un valor ya predefinido.

$$\omega_p = 2 \times \pi \times f_p \times T_s \quad \text{eq. (3.20)}$$

$\omega_p$ : frecuencia de corte normalizada de la banda de paso (rad)

$T_s$ : período de muestreo del filtro digital (seg)

El período de muestreo utilizado, en el diseño de filtros digitales, puede ser escogido a conveniencia siempre y cuando cumpla el teorema de Nyquist, además de que dicho valor fue a lo largo de todo el diseño.

$$F_s = 40 \text{ Hz} \quad \text{eq. (3.21)}$$

$F_s$ : frecuencia de muestreo del filtro digital (Hz)

Se estableció una frecuencia de 40 Hz, siendo  $F_s \geq 2 \times f_p$ , correspondiente a un período de muestreo de:

$$T_s = \frac{1}{F_s} \quad \text{eq. (3.22)}$$

$$T_s = 0.025 \text{ seg} \quad \text{eq. (3.23)}$$

Entonces:

$$\omega_p = 2 \times \pi \times 10 \times 0.025 \quad \text{eq. (3.24)}$$

$$\omega_p = 0.5 \times \pi \text{ (rad/seg)} \quad \text{eq. (3.25)}$$

El número de orden del filtro es escogido basándose en el estado del arte, donde Bourke (2007, Hwang (2012), Ejupi (2016), entre otros, utilizan un filtro pasa-bajas de segundo orden para filtrar la data adquirida.

$$N = 2 \quad \text{eq. (3.26)}$$

Paso 2: Esquema de tolerancias del filtro analógico

Puesto que se utiliza el método de aproximación por transformación bilineal, es necesario calcular las frecuencias equivalentes analógicas en relación con las frecuencias digitales normalizadas.

$$\Omega_p = \frac{2}{T_s} \times \tan\left(\frac{\omega_p}{2}\right) \quad \text{eq. (3.27)}$$

$\Omega_p$ : frecuencia de paso equivalente analógica (rad/seg)

$$\Omega_p = \frac{2}{0.025} \times \tan\left(\frac{0.5 \times \pi}{2}\right) \quad \text{eq. (3.28)}$$

$$\Omega_p = 80 \text{ (rad/seg)} \quad \text{eq. (3.29)}$$

Se calcula la frecuencia de corte analógica en 3 dB.

$$\Omega_c = \frac{\Omega_p}{\left(10^{\frac{\alpha_p}{10}} - 1\right)^{\frac{1}{2 \times N}}} \quad \text{eq. (3.30)}$$

$\Omega_c$ : frecuencia de corte analógica en 3 dB (rad/s)

$$\Omega_c = \frac{80}{\left(10^{\frac{2}{10}} - 1\right)^{\frac{1}{2 \times 2}}} \quad \text{eq. (3.31)}$$

$$\Omega_c = 91.4789 \text{ (rad/seg)} \quad \text{eq. (3.32)}$$

Paso 3: Función de transferencia del filtro analógico  $H_a(s)$

Se formará la función de transferencia del filtro analógico de forma:

$$H_a(s) = \frac{\Omega_c^N}{\prod_{k=0}^{N-1} (s - s_k)} \quad \text{eq. (3.33)}$$

$H_a(s)$ : función de transferencia del filtro analógico

$s_k$ : polos del filtro analógico

Se procede a calcular los polos del filtro analógico, los cuales están determinados por la siguiente ecuación.

$$s_k = \Omega_c \times \cos\theta_k + j \times \Omega_c \times \text{sen}\theta_k \quad \text{eq. (3.34)}$$

$$\theta_k = \frac{\pi \times (N + 1) + k \times 2 \times \pi}{2 \times N} \quad \text{eq. (3.35)}$$

$$k = 0, 1, 2, \dots, N - 1 \quad \text{eq. (3.36)}$$

$\theta_k$ : ángulos de los polos de cada polo del filtro analógico

Entonces.

$$\theta_0 = \frac{\pi \times (2 + 1) + 0 \times 2 \times \pi}{2 \times 2} = \frac{3 \times \pi}{4} \quad \text{eq. (3.37)}$$

$$\theta_1 = \frac{\pi \times (2 + 1) + 1 \times 2 \times \pi}{2 \times 2} = \frac{5 \times \pi}{4} \quad \text{eq. (3.38)}$$

Calculando cada polo.

$$s_k = \Omega_c \times \cos\theta_k + j \times \Omega_c \times \text{sen}\theta_k \quad \text{eq. (3.39)}$$

$$s_0 = 91.4789 \times \cos\left(\frac{3 \times \pi}{4}\right) + j \times 91.4789 \times \text{sen}\left(\frac{3 \times \pi}{4}\right) \quad \text{eq. (3.40)}$$

$$s_1 = 91.4789 \times \cos\left(\frac{5 \times \pi}{4}\right) + j \times 91.4789 \times \text{sen}\left(\frac{5 \times \pi}{4}\right) \quad \text{eq. (3.41)}$$

$$s_{0,1} = -64.6853 \pm j \times 64.6853 \quad \text{eq. (3.42)}$$

Reemplazando en la eq. (3.33):

$$H_a(s) = \frac{91.4789^2}{\prod_{k=0}^1 (s - s_{0,1})} \quad \text{eq. (3.43)}$$

$$H_a(s) = \frac{91.4789^2}{(s - s_0)(s - s_1)} \quad \text{eq. (3.44)}$$

$$H_a(s) = \frac{8368.3891}{(s - s_0)(s - s_1)} \quad \text{eq. (3.45)}$$

Paso 4: Función de transferencia del filtro digital  $H(z)$

Aplicando el método de transformación bilineal al filtro analógico.

$$H(z) = H_A(s) \Big|_{s = \frac{2}{T_s} \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right)} \quad \text{eq. (3.46)}$$

Donde:

$$s = \frac{2}{T_s} \times \left( \frac{z - 1}{z + 1} \right) \quad \text{eq. (3.47)}$$

$$s = \frac{2}{0.025} \times \left( \frac{z - 1}{z + 1} \right) \quad \text{eq. (3.48)}$$

$$s = 80 \times \left( \frac{z - 1}{z + 1} \right) \quad \text{eq. (3.48)}$$

Reemplazando la eq. (3.48) en eq. (3.33):

$$s - s_{0,1} = 80 \times \left( \frac{z - 1}{z + 1} \right) - s_{0,1} \quad \text{eq. (3.49)}$$

$$s - s_{0,1} = 80 \times \left[ \frac{z - 1 - 0.0125 \times s_{0,1} \times (z + 1)}{z + 1} \right] \quad \text{eq. (3.50)}$$

$$s - s_{0,1} = 80 \times \left[ \frac{(1 - 0.0125 \times s_{0,1}) \times z - (1 + 0.0125 \times s_{0,1})}{z + 1} \right] \quad \text{eq. (3.51)}$$

Entonces,  $H(z)$ :

$$H(z) = \frac{8368.3891}{\prod_{k=0}^1 80 \times \left[ \frac{(1 - 0.0125 \times s_{0,1}) \times z - (1 + 0.0125 \times s_{0,1})}{z + 1} \right]} \quad \text{eq. (3.52)}$$

$$H(z) = \frac{8368.3891}{\prod_{k=0}^1 80 \times \left[ \frac{(1 - 0.0125 \times s_{0,1}) \times z - (1 + 0.0125 \times s_{0,1})}{z + 1} \right]} \quad \text{eq. (3.53)}$$

$$H(z) = \frac{8368.3891}{6400 \times \prod_{k=0}^1 \left[ \frac{(1 - 0.0125 \times s_{0,1}) \times z - (1 + 0.0125 \times s_{0,1})}{z + 1} \right]} \quad \text{eq. (3.54)}$$

$$H(z) = \frac{8368.3891 \times (z + 1) \times (z + 1)}{6400 \times \prod_{k=0}^1 [(1 - 0.0125 \times s_{0,1}) \times z - (1 + 0.0125 \times s_{0,1})]} \quad \text{eq. (3.55)}$$

Donde los polos del filtro digital son:

$$p_{0,1} = \frac{1 + 0.0125 \times s_{0,1}}{1 - 0.0125 \times s_{0,1}} \quad \text{eq. (3.56)}$$

Y los ceros de filtro digital son:

$$z_{0,1} = -1 \quad \text{eq. (3.57)}$$

Paso 5: Ecuación diferencial en tiempo discreto

Para formar la ecuación de diferencias del filtro se deben hallar los coeficientes de este. El cálculo de estos se realizó con ayuda de Matlab utilizando el comando "poly" a partir de los polos y ceros. Los coeficientes calculados fueron:

$$a = [1 \ 0.1567 \ 0.1759] \quad \text{eq. (3.58)}$$

$$b = [0.3332 \ 0.6663 \ 0.3332] \quad \text{eq. (3.59)}$$

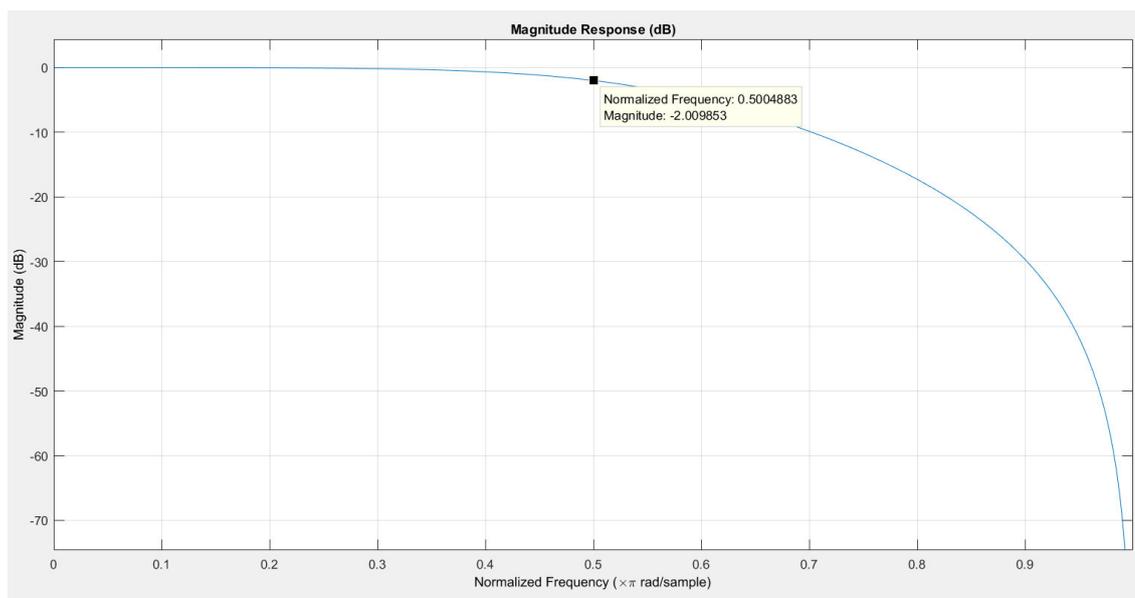
$a$ : coeficientes pertenecientes a los polos del filtro digital

$b$ : coeficientes pertenecientes a los ceros del filtro digital

Entonces, determinando la ecuación de diferencias del filtro:

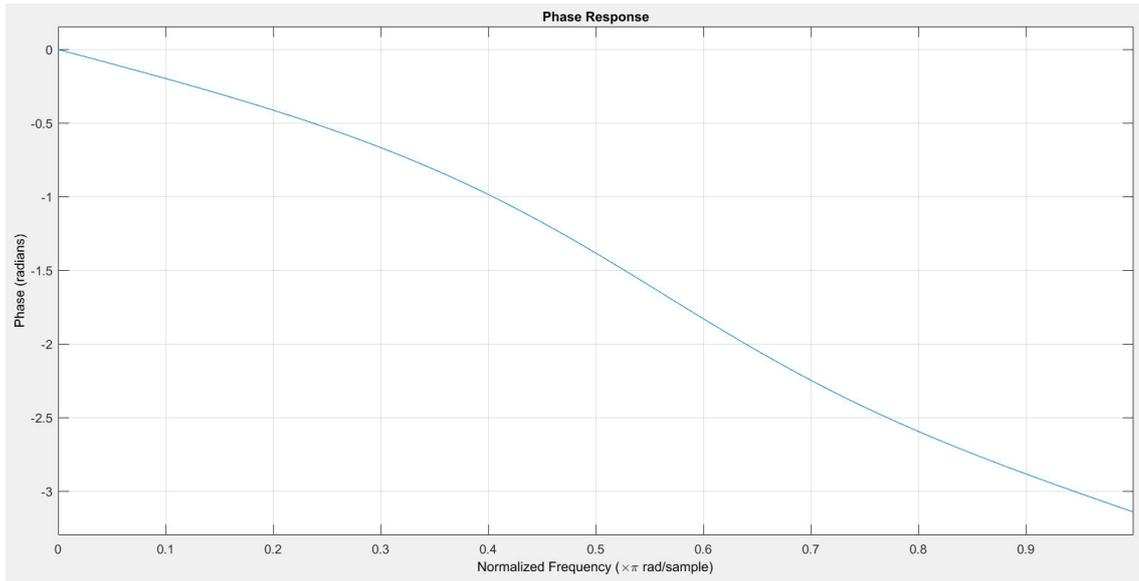
$$y[n] = 0.3332 \times x[n] + 0.6663 \times x[n - 1] + 0.3332 \times x[n - 2] - \dots \\ 0.1567 \times y[n - 1] - 0.1759 \times y[n - 2] \quad \text{eq. (3.60)}$$

La respuesta en magnitud y fase del filtro digital diseñado puede ser observada en la Figura 3.4 y Figura 3.5, respectivamente.



**Figura 3.4.** Magnitud de la respuesta en frecuencia del filtro Butterworth

Elaboración: los autores



**Figura 3.5.** Fase de la respuesta en frecuencia del filtro Butterworth  
Elaboración: los autores

### 3.4 Diseño del algoritmo de detección

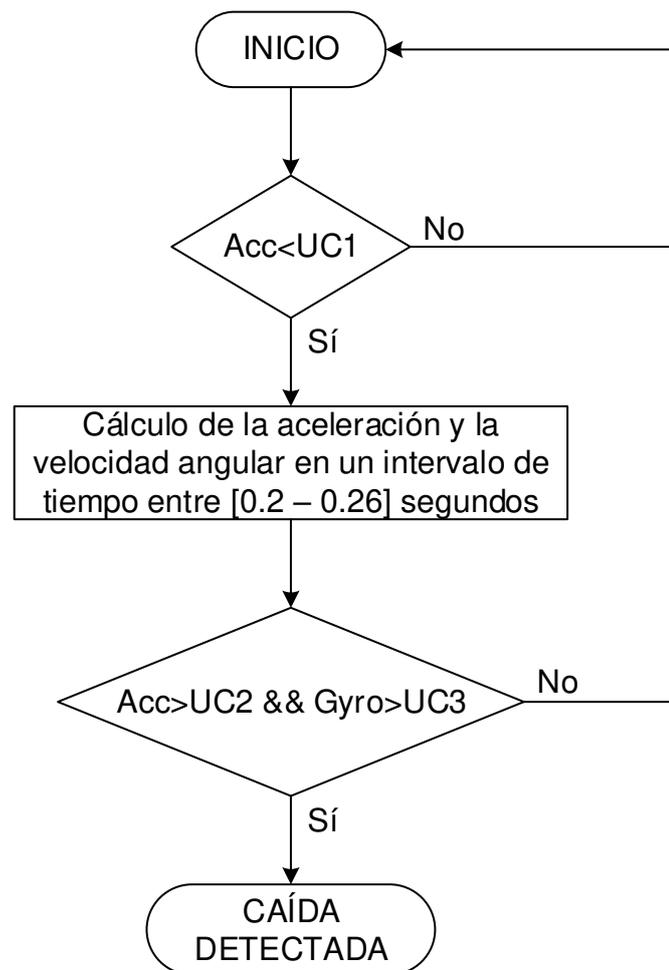
El algoritmo de detección, utilizado en la tesis, está basado en el análisis de umbrales (Huynh, Wu, Guo, Nari y otros) observados en los distintos ADL's (parado, trotar, correr, saltar, sentarse/pararse, echarse/levantarse, subir/bajar) y simulaciones de caídas realizadas. Estos umbrales son necesarios para diferenciar los eventos de caídas de las actividades diarias comunes, y son obtenidos luego del acondicionamiento, cálculo de SVM (signal vector magnitud) y filtrado de los datos de aceleración y velocidad angular entregados por el sensor, el diagrama de flujo de este algoritmo es observado en la Figura 3.6.

Se observó durante las pruebas, que cuando una persona sufre una caída la aceleración cambia rápidamente y la velocidad angular se incrementa a lo largo de la duración de la caída. Los umbrales críticos en la aceleración y velocidad angular son utilizados para determinar si el evento de caída ocurre.

Los umbrales críticos fueron definidos como los siguientes:

- UC1 (umbral de caída bajo de aceleración): umbral que determina el valor pico más bajo registrado por el acelerómetro durante las caídas simuladas.

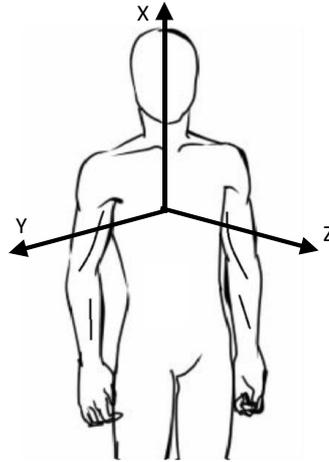
- UC2 (umbral de caída alto de aceleración): umbral que determina el valor pico más alto registrado por el acelerómetro durante las caídas simuladas.
- UC3 (umbral de caída alto de velocidad angular): umbral que determina el valor pico más alto registrado por el giroscopio durante las caídas simuladas.



**Figura 3.6.** Diagrama de flujo del algoritmo de detección de caídas  
Elaboración: los autores

### 3.5 Estimación de la orientación de la caída

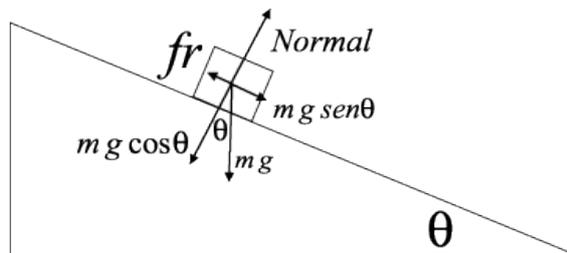
Para estimar la orientación de una caída se tiene que determinar el ángulo de inclinación con respecto a la verticalidad de la persona, si se tiene en cuenta, la aceleración de gravedad es paralela al eje X del acelerómetro, entonces cualquier inclinación de este eje en las distintas direcciones definirá como la orientación de la caída de la persona. En la figura 3.7, se observa la nueva posición del sensor.



**Figura 3.7.** Posicionamiento del sensor MPU6050

Elaboración: los autores

La orientación de caída de una persona, depende de la posición del cuerpo dentro de un sistema de coordenadas para el cálculo del ángulo se desarrolla la inclinación de la gravedad con respecto al eje X como se puede observar en la Figura 3.8.



**Figura 3.8.** Aplicación de gravedad sobre un cuerpo (Fuente: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Free\\_body\\_frictionless.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Free_body_frictionless.svg))

$$\theta_x = \arctan\left(\frac{ax}{az}\right) \quad \text{eq. (3.61)}$$

Entonces para obtener la inclinación del cuerpo del sensor en un sistema real de tres dimensiones, se reemplaza la eq. (3.61) con respecto a los lados de inclinación en el eje Z, obteniendo la ecuación eq. (3.62), y respecto al eje Y la ecuación eq. (3.63).

$$\theta_z = \arctan\left(\frac{a_z}{\sqrt{a_y^2 + a_x^2}}\right) \quad \text{eq. (3.62)}$$

$$\theta_y = \arctan\left(\frac{a_y}{\sqrt{a_z^2 + a_x^2}}\right) \quad \text{eq. (3.63)}$$

Los ángulos de inclinación están en radianes, entonces se utiliza la conversión a grados sexagesimales (°) según el factor conversión de la siguiente expresión.

$$\left(\frac{180^\circ}{\pi}\right)$$

En la Tabla 20, se define la inclinación de las caídas del eje Z e Y respecto al eje X, se establecen los rangos de los ángulos de inclinación.

**Tabla 20.** Inclinación de una caída

Inclinación de los ejes	Rangos Inclinación (°)	Orientación
De eje Z con respecto al eje X	[0 90]	Frontal
	[0 -90]	Posterior
De eje Y con respecto al eje X	[0 90]	Lateral derecha
	[0 -90]	Lateral izquierda

**Elaboración:** los autores

La orientación de una caída se define cuando la persona se encuentra recostada o inclinada con respecto al suelo. En la Tabla 21, se definen las cuatro orientaciones de caídas según los ejes de coordenadas y los rangos de ángulos de inclinación:

**Tabla 21.** Orientación de la caída

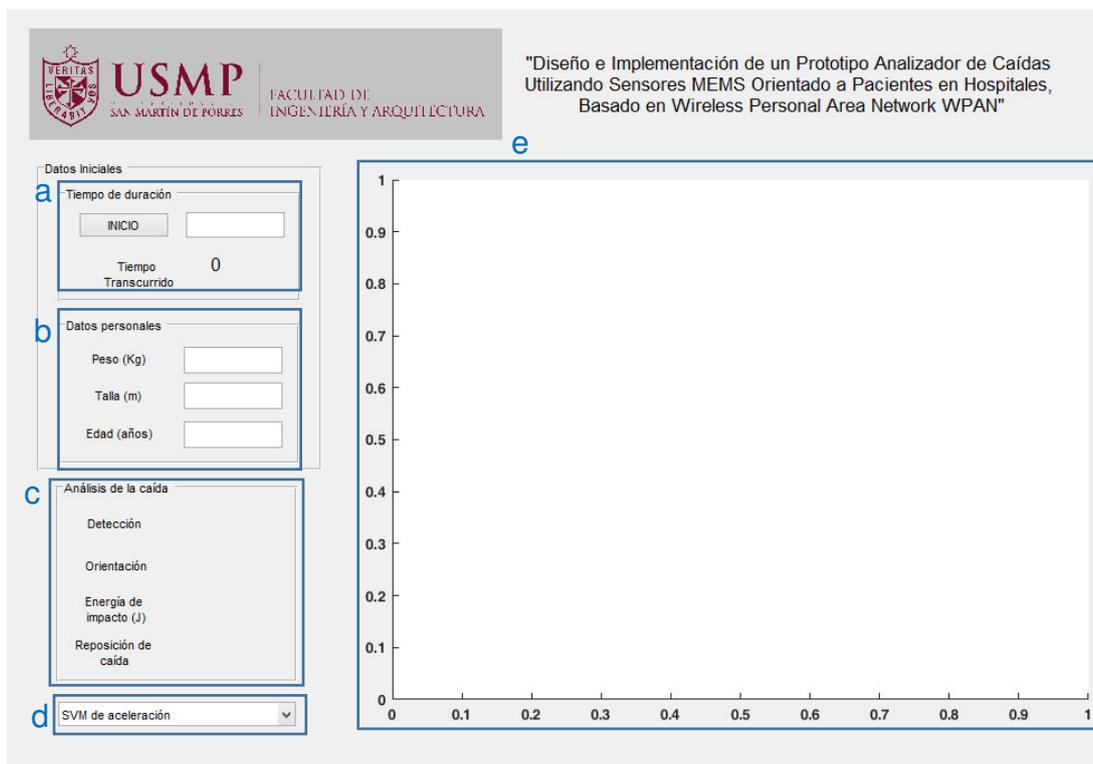
<b>Tipos</b>	<b>Rangos inclinación (°)</b>
<b>Caída frontal</b>	[65 90]
<b>Caída posterior</b>	[-55 -90]
<b>Caída lateral derecha</b>	[65 90]
<b>Caída lateral izquierda</b>	[-60 -90]

**Elaboración:** los autores

En el diagrama de flujo anterior, se observa el uso de UC1 y UC2 (aceleración) en combinación con UC3 (velocidad angular) para la detección de caída. Se aprecia que cuando la aceleración decae por debajo de UC1, se comparan los valores picos altos de la aceleración y velocidad luego de [0.2 – 0.26] segundos. Este valor de tiempo en segundos representa la duración de la caída y puede ser asumido en relación a la señal observada en las pruebas, autores como Nari (2016) o Guo (2015) consideran este valor como 1 segundo, y otros como Huynh (2013) considera este valor como 0.5 segundos.

### **3.6 Diseño de la interfaz gráfica del operador**

En la Figura 3.9, se puede apreciar la interfaz gráfica desarrollada y utilizada para el ingreso de variables de inicio y visualización de resultados. Estos son mostrados al final del período de recolección de datos.



**Figura 3.9.** Interfaz gráfica del operador

Elaboración: los autores

El funcionamiento de la interfaz gráfica mostrada en la figura anterior es la siguiente:

- El operador tendrá que ingresar el tiempo de duración para la recolección de datos del programa, el botón "INICIO" dará comienzo al sensado. Se visualizará el tiempo transcurrido durante la recolección.
- El operador tendrá que ingresar los datos personales del paciente (peso, talla, edad), necesarios para el análisis posterior en caso hubiera un evento de caída.
- Al finalizar el proceso de recolección y en caso ocurriera una caída, la interfaz gráfica mostrará si se detectó, además de determinar la orientación de la caída y la energía de impacto de la caída.

- d) El operador podrá seleccionar el tipo de señal a visualizar a partir de los distintos datos recolectados del acelerómetro y giroscopio.
- e) La señal seleccionada por el operador será mostrada en la grilla dibujada en la interfaz gráfica.

El operador antes de iniciar el proceso de recolección deberá ingresar todos los datos iniciales, además de asegurarse que el dispositivo esté encendido y posicionado correctamente sobre el paciente. Una vez iniciado el proceso de recolección, se esperará a que el tiempo de sensado termine para poder visualizar la data sobre el evento de caída, en caso ocurriera.

### **3.7 Tabla de parámetros**

#### **3.7.1 A nivel de sensores**

**Tabla 22.** Parámetros a nivel de sensores

Parámetro	Nomenclatura	Valor	Unidades	Función
Aceleración	ax, ay, az		g	dato sensado a partir del acelerómetro, utilizado para medir las vibraciones del cuerpo
Aceleración ajustada	ax_2g, ay_2g, az_2g		g	dato sensado del acelerómetro ajustado a la sensibilidad apropiada
SVM del vector aceleración	Acc		g	signal vector magnitud obtenido a partir de la aceleración de los tres ejes
Velocidad angular	gx, gy, gz		°/seg	dato sensado a partir del giroscopio, utilizado para medir la velocidad del movimiento rotacional
Velocidad angular ajustada	gx_250deg_s, gy_250deg_s, gz_250deg_s		°/seg	dato sensado del giroscopio ajustado a la sensibilidad apropiada
SVM del vector velocidad angular	Gyro		°/seg	signal vector magnitud obtenido a partir de la velocidad angular de los tres ejes
Sensibilidad del acelerómetro	sa	±2	g	sensibilidad que posee el acelerómetro que limita su rango de medición
Sensibilidad del giroscopio	sg	±250	°/seg	sensibilidad que posee el giroscopio que limita su rango de medición
Factor de escala de sensibilidad del acelerómetro	fsa	16384	LSB/g	determina la escala con la que varía la medición de un acelerómetro respecto al bit menos significativo
Factor de escala de sensibilidad del giroscopio	fsg	131	LSB/(°/seg)	determina la escala con la que varía la medición de un giroscopio respecto al bit menos significativo
Tiempo de muestreo de los sensores	ts	1/120	seg	tiempo entre cada muestra tomada del acelerómetro
Frecuencia de muestreo	fs	120	Hz	frecuencia entre cada muestra tomada del acelerómetro
Resolución de bit	Rb	16	bits	es el número de bits utilizados para almacenar una muestra de la señal analógica
Número de bits	Nb	230	bits	es el número de bits utilizados para enviar una muestra
Tasa de bits	Tb	27000	bps	es la cantidad de bits por segundo que se puede transmitir

**Elaboración:** los autores

### 3.8.2 A nivel del filtro digital

Tabla 23. Parámetros a nivel de filtro

Parámetro	Nomenclatura	Valor	Unidades	Función
Frecuencia de paso del filtro digital	fp	10	Hz	frecuencia de paso configurado en el filtro pasa-bajas, junto con el cero forman la banda de paso
Frecuencia de rechazo del filtro digital	fr	[18.89 19.90]	Hz	frecuencia de rechazo configurado en el filtro pasa-bajas, junto con el infinito forman la banda de rechazo
frecuencia normalizada de la banda de paso	$\omega_p$	$0.5\pi$	rad/seg	frecuencia digital de paso normalizada para su uso a lo largo del diseño de este
frecuencia normalizada de la banda de rechazo	$\omega_r$	[0.944 $\pi$ 0.995 $\pi$ ]	rad/seg	frecuencia digital de rechazo normalizada para su uso a lo largo del diseño de este
Valor pico en dB del rizo en la banda de paso	$\alpha_p$	2	dB	atenuación mínima en dB de la banda de paso
Valor pico en dB del rizo en la banda de rechazo	$\alpha_r$	40	dB	atenuación mínima en dB de la banda de rechazo
Período de muestreo del filtro digital	$T_s$	0.025	seg	período seleccionado a conveniencia para su uso a lo largo de todo el diseño, respetando el teorema de Nyquist
Frecuencia de muestreo del filtro digital	$F_s$	40	Hz	frecuencia seleccionada a conveniencia para su uso a lo largo de todo el diseño, respetando el teorema de Nyquist
Número de orden del filtro digital	N	2	N/A	determina la selectividad del filtro
Frecuencia de paso analógica	$\Omega_p$	80	rad/seg	frecuencia de paso equivalente analógica, debido a la deformación causada por la no linealidad entre la frecuencia digital y analógica
Frecuencia de rechazo analógica	$\Omega_r$	[914.766 10459.954]	rad/seg	frecuencia de rechazo equivalente analógica, debido a la deformación causada por la no linealidad entre la frecuencia digital y analógica
Frecuencia de corte analógica en 3dB	$\Omega_c$	91.4789	rad/seg	frecuencia de corte en 3 dB del filtro analógico, necesario para la determinación de su función de transferencia
Polos del filtro analógico	$s_k$	[-64.6853 + j 64.6853] [-64.6853 - j 64.6853]	N/A	ubicación en el plano s de los polos del filtro analógico
Función de transferencia del filtro analógico	$H_a(s)$	-	N/A	función de transferencia en el plano s del filtro analógico que satisfacen los requerimientos del filtro digital
Ceros del filtro digital	$z_k$	[-1] [-1]	N/A	ubicación en el plano z de los ceros del filtro digital
Polos del filtro digital	$p_k$	[-0.0784 + j 0.4120] [-0.0784 - j 0.4120]	N/A	ubicación en el plano z de los polos digital del filtro digital
Coefficiente del filtro digital	A	0.3332	N/A	coeficiente necesario para determinar la función de transferencia del filtro digital, calculado luego de aplicar transformada bilineal inversa
Coefficientes de los polos del filtro digital	a	[1] [0.1567] [0.1759]	N/A	coeficientes necesarios para la determinación de la ecuación de diferencias del filtro digital
Coefficientes de los ceros del filtro digital	b	[0.3332] [0.6663] [0.3332]	N/A	coeficientes necesarios para la determinación de la ecuación de diferencias del filtro digital
Función de transferencia del filtro digital	$H(z)$	-	N/A	función de transferencia en el plano z del filtro digital, formado al aplicar transformada bilineal inversa a $H_a(s)$

Elaboración: los autores

### 3.8.3 A nivel de arquitectura WPAN

**Tabla 24.** Parámetros a nivel de arquitectura WPAN

Parámetro	Nomenclatura	Valor	Unidades	Función
Bandas de operación	B	2.4	GHz	Intervalos de frecuencias asignados para el uso dentro de la radiocomunicaciones
Distancia	d	[0 - 10]	m	Espacio entre dos puntos expresados numéricamente
Ancho de banda	BW	3	Mbit/seg	Capacidad de transporte de la información
Velocidad de transmisión	Tb	27000	bps	Números de bits que se transfiere entre 2 dispositivos
Baud rate	TB	115200	baudios	Número de símbolos por segundo en un medio de transmisión digital
Voltaje	V	[3.7 5]	voltios	Diferencia potencial entre dos puntos eléctricos
Potencia de transmisión	PT	4	dBm	Potencia de transmisión en decibelios, relativa a un milivatio(mW)

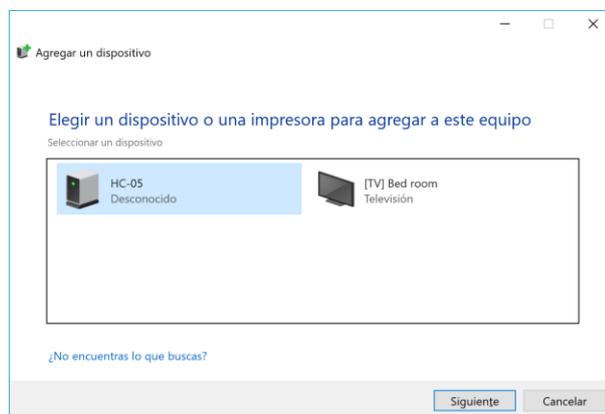
**Elaboración:** los autores

## CAPÍTULO IV PRUEBAS Y RESULTADOS

### 4.1 Pruebas a nivel de arquitectura WPAN

En la interconexión del nodo sensor y del nodo coordinador, se establece la comunicación por radio frecuencia (RF) del Bluetooth de la siguiente manera:

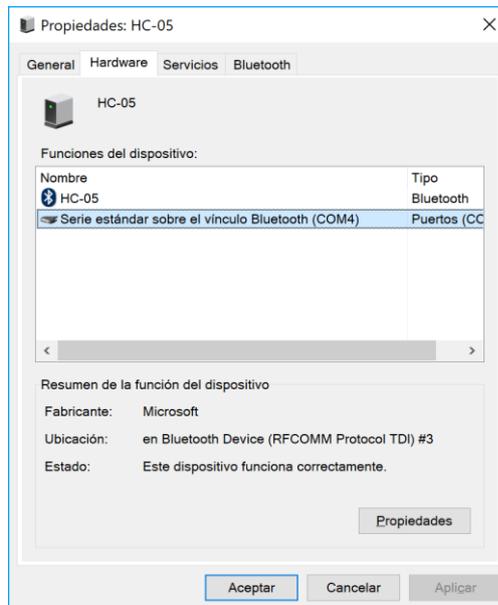
- Desde el computador se realiza la detección del dispositivo Bluetooth del nodo sensor (Modulo HC-05), dentro del panel de control se agrega el dispositivo como se muestra en la Figura 4.1.



**Figura 4.1.** Panel control Windows agregar Bluetooth

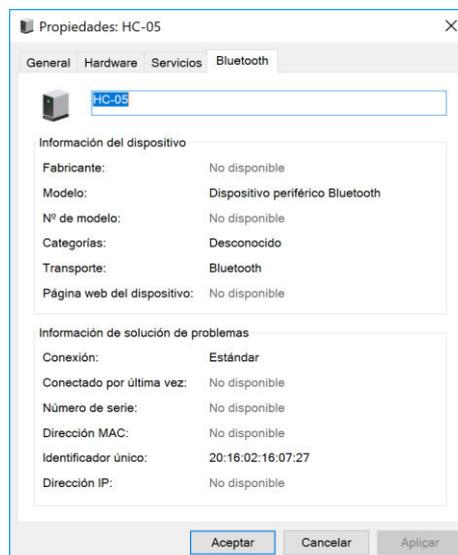
Elaboración: los autores

- Se revisó la pestaña “Hardware”, se observa en la Figura 4.2 que el puerto utilizado para la comunicación del Bluetooth es el COM4.



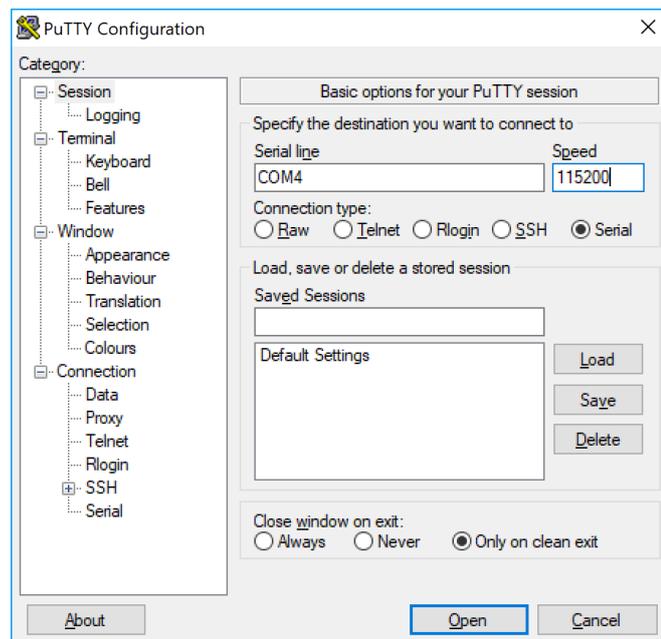
**Figura 4.2.** Propiedades del Bluetooth, Puerto COM  
Elaboración: los autores

- También se puede conocer la dirección MAC que emplea el nodo coordinador en la comunicación, en la Figura 4.3.

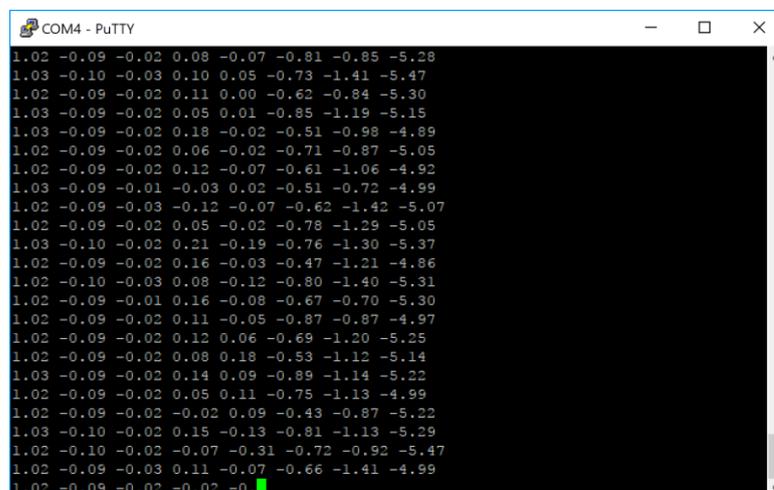


**Figura 4.3 –** Propiedades del Bluetooth, dirección MAC  
Elaboración: los autores

- Mediante el programa Putty, se comprueba la comunicación a una velocidad 115200 baudios según diseño, la configuración se observa en la Figura 4.4 y los valores obtenidos del sensor en la figura 4.5, muestra los tres primero valores que corresponden a las aceleraciones en los ejes X, Y y Z respectivamente expresados en gravedad (g) y los siguientes tres valores corresponden a las velocidades angulares en los ejes X, Y y Z respectivamente expresados en (°/s).



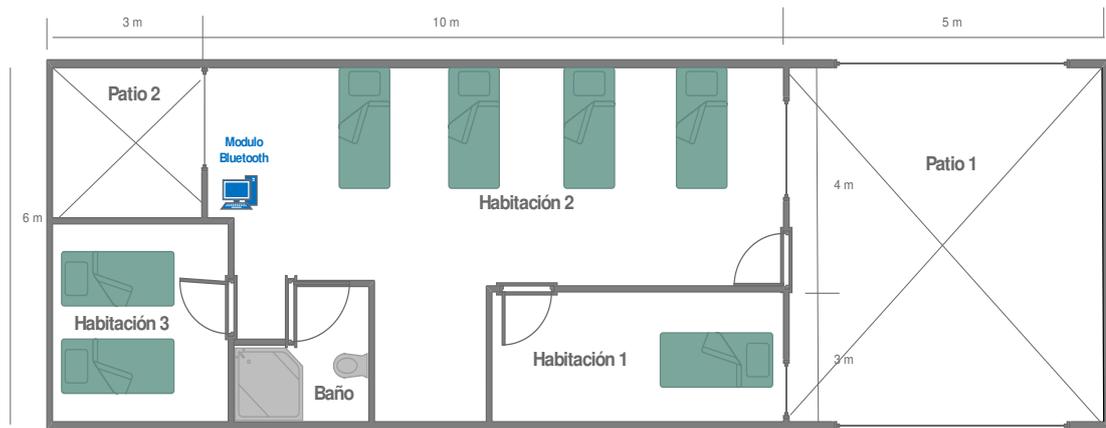
**Figura 4.4.** Programa Putty, configuración puerto serial  
Elaboración: los autores



**Figura 4.5.** Programa Putty, Valores obtenidos del Nodo sensor  
Elaboración: los autores

## Pruebas de alcance del Bluetooth

Se simuló la cobertura de la arquitectura WPAN, las pruebas de radio frecuencias se realizaron dentro de una vivienda de construida de material noble, paredes de estructura doble y simple, ventanas de vidrio, mamparas de vidrio, puertas de madera, pasadizo y el baño, como se puede observar en la Figura 4.6.



**Figura 4.6.** Distribución de ambientes y cobertura de radio Bluetooth en los diferentes ambientes

Elaboración: los autores

Las pruebas consisten en averiguar la cobertura o alcance que existe entre los dispositivos de comunicación Bluetooth, fijando el nodo coordinador en el extremo izquierdo de la habitación 2 y movilizándolo el nodo sensor dentro de los diferentes ambientes se logra establecer la Tabla 25, donde se referencia el alcance máximo hasta de 15 metros sin obstáculos, con restricciones de una pared un alcance de máximo de 11 metros y con restricciones de dos paredes se tiene un alcance de 6 metros.

**Tabla 25.** Pruebas de cobertura de la comunicación Bluetooth

Prueba	Bluetooth Modo coordinador	Modulo Bluetooth HC-05 Modulo sensor	Restricciones	Condiciones cobertura
1	Habitación 2	Habitación 2 < 5 m	Libre	Positivo
2	Habitación 2	Habitación 2 < 10 m	Libre	Positivo
3	Habitación 2	4 m < Habitación 1 < 6 m.	Libre	Positivo
4	Habitación 2	4 m < Habitación 1 < 9 m.	1 pared	Positivo
5	Habitación 2	Habitación 3 < 4 m.	1 pared	Positivo
6	Habitación 2	Patio 2 < 3 m.	Libre	Positivo
7	Habitación 2	10 m < Patio 1 < 12 m.	Libre	Positivo
8	Habitación 2	10 m < Patio 1 < 15 m.	Libre	Positivo
9	Habitación 2	10 m < Patio 1 < 12m.	1 pared	Negativo
10	Habitación 2	10 m < Patio 1 < 15m.	1 pared	Negativo
11	Habitación 2	Baño < 4m.	Libre	Positivo
12	Habitación 2	Habitación 1 < 9m.	Libre	Positivo
13	Habitación 1	Habitación 1 < 9m.	1 pared	Positivo

**Elaboración:** los autores

### **Análisis en la probabilidad de error**

En transmisiones vía Bluetooth, no existe un método concreto para calcular con exactitud la probabilidad de error de bit (BER); sin embargo, existen métodos para tener un buen indicio de este en base a la sensibilidad del Bluetooth y al PER (probabilidad de error de paquete).

Un dispositivo Bluetooth al ser un dispositivo transceptor posee un parámetro llamado sensibilidad, el cual determina el alcance del sistema de comunicación (transmisor - receptor). Este parámetro además indica el nivel mínimo de señal que se necesita para un correcto funcionamiento, se puede definir en unidades de potencia ( $dBm$ ) o tensión ( $dB\mu V$ ). El módulo HC-05 utilizado en la tesis posee una sensibilidad:

$$sensibilidad_{Bluetooth} = \leq 84 \text{ dBm a } 0.1\% \text{ BER} \quad \text{eq. (4.1)}$$

Esto indica que para cualquier nivel de potencia en el receptor menor o igual a  $-84\text{ dBm}$  (equivalente a  $2.5\text{ mW}$ ) la probabilidad de error de bit del sistema de comunicación será igual al 0.1% BER. En las pruebas realizadas se obtuvo el siguiente comportamiento en el sistema de comunicación entre el dispositivo Bluetooth (equipo transmisor) y el computador (equipo receptor):

**Tabla 26.** Pruebas en el PER de la comunicación Bluetooth

Prueba	Distancia	Obstáculo	PER
1	10 m	Libre	0%
2	10 m	1 pared	0%
3	11 m	1 pared	10%
4	12 m	1 pared	20%
5	13 m	1 pared	30%
6	14 m	1 pared	40%
7	15 m	Libre	0%
8	15 m	1 pared	50%
9	15 m	> 1 pared	75%
10	> 15 m	> 1 pared	100%

**Elaboración:** los autores

Lo que se puede observar a través del software “PuTTY” es un indicio del número de paquetes recibidos en el computador, correspondiente a cada transmisión exitosa recibida. Sabiendo que la relación entre el PER y BER es el siguiente:

$$PER = 1 - (1 - BER)^{Nb} \quad \text{eq. (4.2)}$$

*PER*: probabilidad de error de paquete

*BER*: probabilidad de error de bit

*Nb*: número de bits transmitidos

Conociendo que  $Nb$  es igual a 230 bits y que la probabilidad de error de paquete es definida en la Tabla 26, se puede obtener la probabilidad de error de bit para cada caso.

**Tabla 27.** Pruebas en el BER de la comunicación Bluetooth

Prueba	Distancia	Obstáculo	BER
1	10 m	Libre	0.000%
2	10 m	1 pared	0.000%
3	11 m	1 pared	0.046%
4	12 m	1 pared	0.097%
5	13 m	1 pared	0.155%
6	14 m	1 pared	0.222%
7	15 m	Libre	0.000%
8	15 m	1 pared	0.300%
9	15 m	> 1 pared	0.600%
10	> 15 m	> 1 pared	100.000%

**Elaboración:** los autores

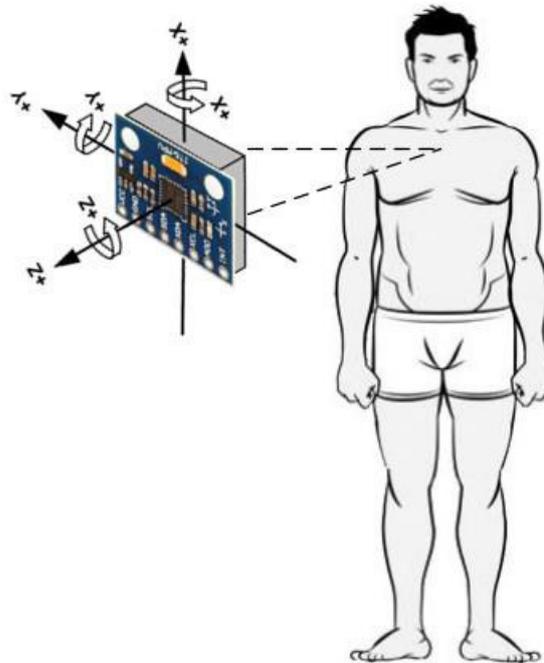
Por lo que se puede concluir que basándose en el parámetro de sensibilidad del módulo Bluetooth, a 12 metros de distancia con una pared de por medio, el BER es de aproximadamente 0.1% y una potencia de recepción de  $-84 \text{ dBm}$ .

#### 4.2 Pruebas a nivel de sensores

Se realizaron distintas pruebas de medición y visualización de data a partir de ambos sensores, acelerómetro y giroscopio. En cada prueba realizada, se hace un análisis de la forma de la señal, ángulo de inclinación del cuerpo y energía de impacto. Los datos adquiridos fueron luego evaluados para determinar los umbrales correspondientes para la detección de la caída.

Entre las consideraciones que se tuvieron en cada escenario de prueba están las siguientes:

- **Posicionamiento del sensor**



**Figura 4.7.** Posicionamiento y orientación de ejes del sensor MPU-6050  
Elaboración: los autores

Como se mencionó en anteriores capítulos, las pruebas fueron realizadas posicionando el sensor en el centro del pecho de la persona, tal y como se muestra en la Figura 4.7, siendo el eje X+ donde actúa la gravedad (1g) y los ejes Z+ e Y+ siendo positivos en el frente y a la derecha, respectivamente. Los ángulos de inclinación en este sentido sería de  $+90^\circ$  en Z hacia adelante y viceversa hacia atrás, y  $+90^\circ$  en Y hacia la derecha y viceversa hacia la izquierda.

- **Frecuencia de muestreo**

La frecuencia de muestreo local o de impresión es de 142 muestras por segundo, equivalente a 7 ms, sin embargo la frecuencia de muestreo con la que el computador recibe la data está en un promedio de 127 muestras por

segundo, equivalente a 7.87 ms. Esta frecuencia de muestreo es la adecuada para realizar las pruebas correspondientes, puesto que el mínimo recomendado es de 100 Hz debido a que los movimientos del cuerpo humano no superan los 50 Hz.

- **Filtraje de la señal del acelerómetro y giroscopio**

Durante las pruebas, todas las señales de aceleración y velocidad angular provenientes del acelerómetro y giroscopio respectivamente, fueron filtradas debidamente a través de un filtro digital IIR pasa-bajas de tipo Butterworth con frecuencia de corte en 10 Hz y de orden 2.

- **Registro y visualización de los datos adquiridos**

Las pruebas realizadas fueron registradas y almacenadas en MATLAB y cada experimento tuvo una duración de alrededor de 15 segundos. La visualización de los datos es mostrada a través seis gráficas ploteadas a partir del MATLAB, estas son:

- Figura 1: Signal Vector Magnitude de la señal filtrada del acelerómetro
- Figura 2: Señal filtrada de los tres ejes del acelerómetro
- Figura 3: Signal Vector Magnitude de la señal filtrada del giroscopio
- Figura 4: Señal filtrada de los tres ejes del giroscopio
- Figura 5: Señal del ángulo de inclinación en Z
- Figura 6: Señal del ángulo de inclinación en Y

- **Distancia entre el dispositivo transmisor y receptor**

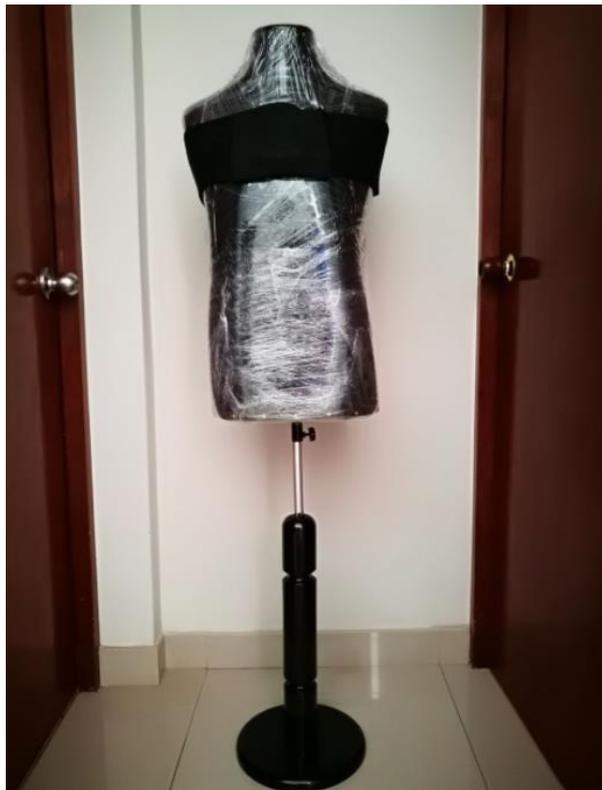
Tal y como se mencionó en las pruebas a nivel de WPAN, durante las pruebas, la distancia entre el dispositivo portátil y el computador receptor estuvieron en el rango de los 10 metros, algunas con línea de vista directa y otras con obstáculos madera y/o concreto.

- **Experimentos realizados**

Los experimentos fueron realizados en dos tipos de escenarios:

- Escenarios en actividades de la vida cotidiana: parado, caminando, trotando, corriendo, saltando, sentado en un silla, parándose de una silla, echándose en una cama, levantándose de una cama, subiendo las escaleras y bajando las escaleras.
- Escenarios en eventos de caída: caída frontal, caída de espaldas, caída lateral derecha y caída lateral izquierda.

Las pruebas realizadas en los escenarios ADL fueron realizadas por personas adultas, y las pruebas realizadas, en escenarios de caída, fueron realizadas por un maniquí de sastre debido a la peligrosidad de caer en un piso de concreto, de 1.7 m de altura y 10 Kg de masa. En la Figura 4.8, se puede observar el aspecto del maniquí de pruebas con el sensor posicionado en el pecho de este.



**Figura 4.8.** Maniquí utilizado en escenarios de caída

Elaboración: los autores

### **4.1.1 Acelerómetro**

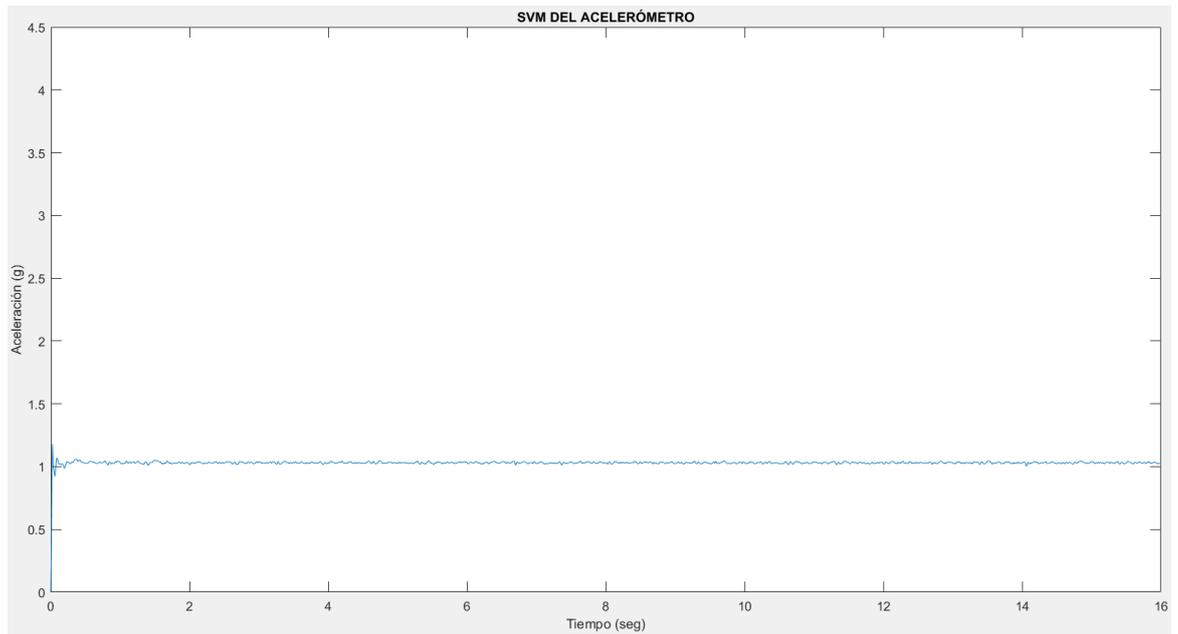
Los experimentos mostrados a continuación fueron realizados por una persona adulta de 30 años, de 1.64m de altura y 70kg de masa, la persona goza de buena salud y movilidad. El sensor está sujeto al pecho de la persona a través de una faja elástica que va alrededor del tórax de la persona. Cada prueba dura alrededor de 15 segundos, es supervisada por ambos autores de la tesis, y es ejecutada una única vez.

#### **4.1.1.1 Escenarios en actividades de la vida cotidiana**

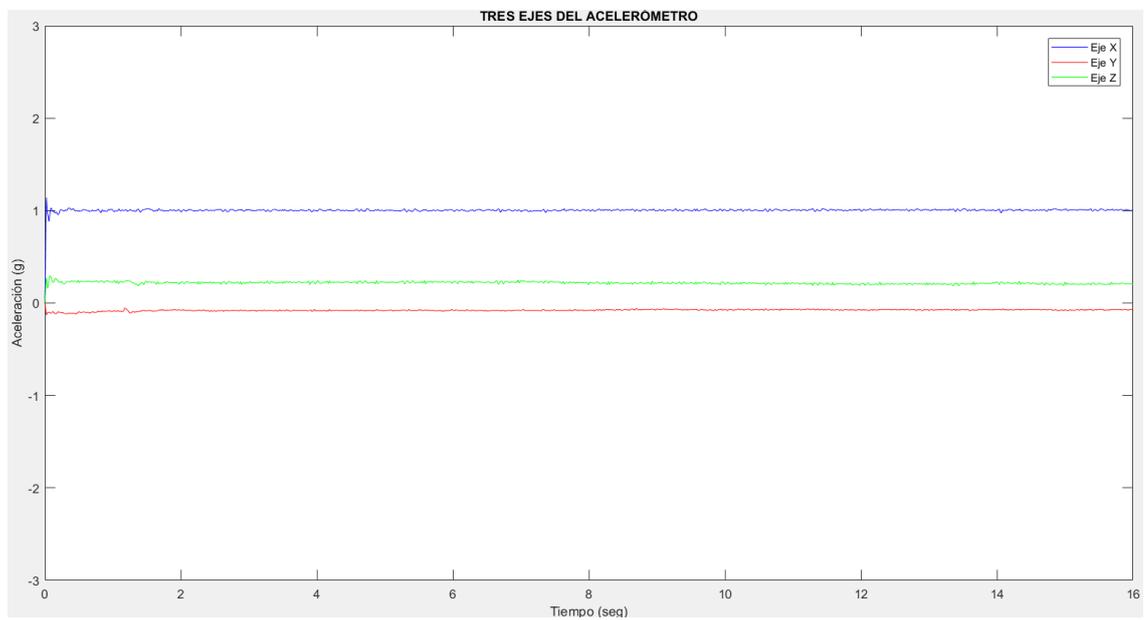
##### **a) Persona parada**

Las Figuras 4.9 y 4.10 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra parado.

En la Figura 4.9, se puede apreciar que la magnitud de la señal de aceleración se mantiene casi constante en 1g, esto debido a que la gravedad actúa solo sobre el eje X a diferencia de los otros dos ejes, los cuales se mantienen en casi 0g. Los ejes Y y Z no están en cero constante debido a que existe una ligera inclinación del sensor en posición de parado, tal y como se muestra en la Figura 4.10.



**Figura 4.9.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de parado  
Elaboración: los autores

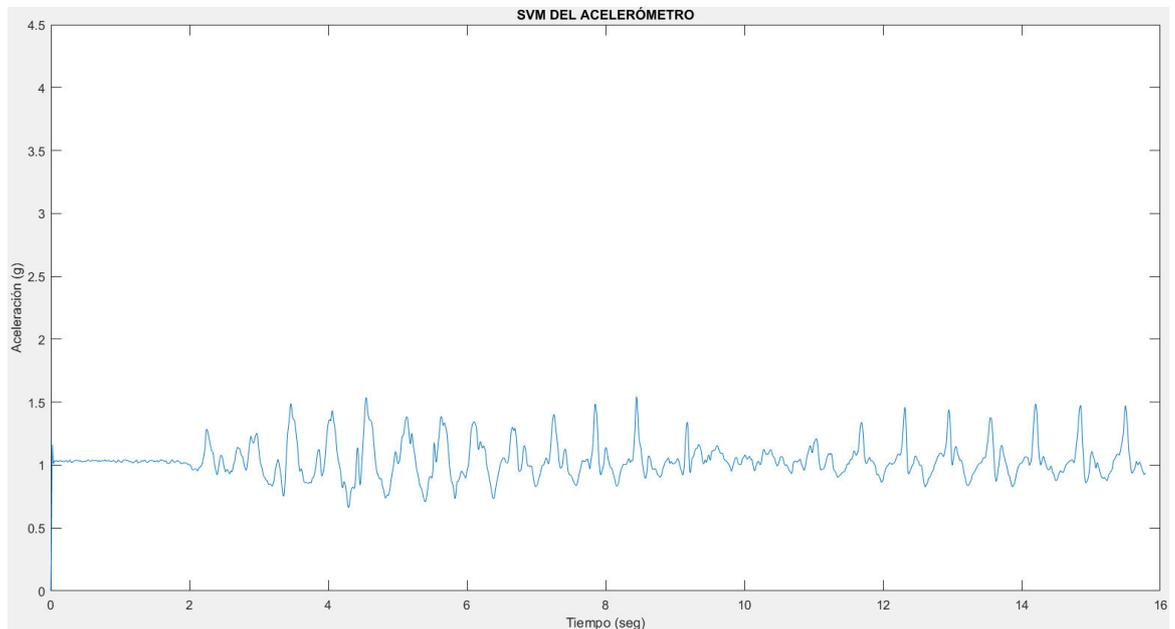


**Figura 4.10.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de parado  
Elaboración: los autores

### b) Persona caminando

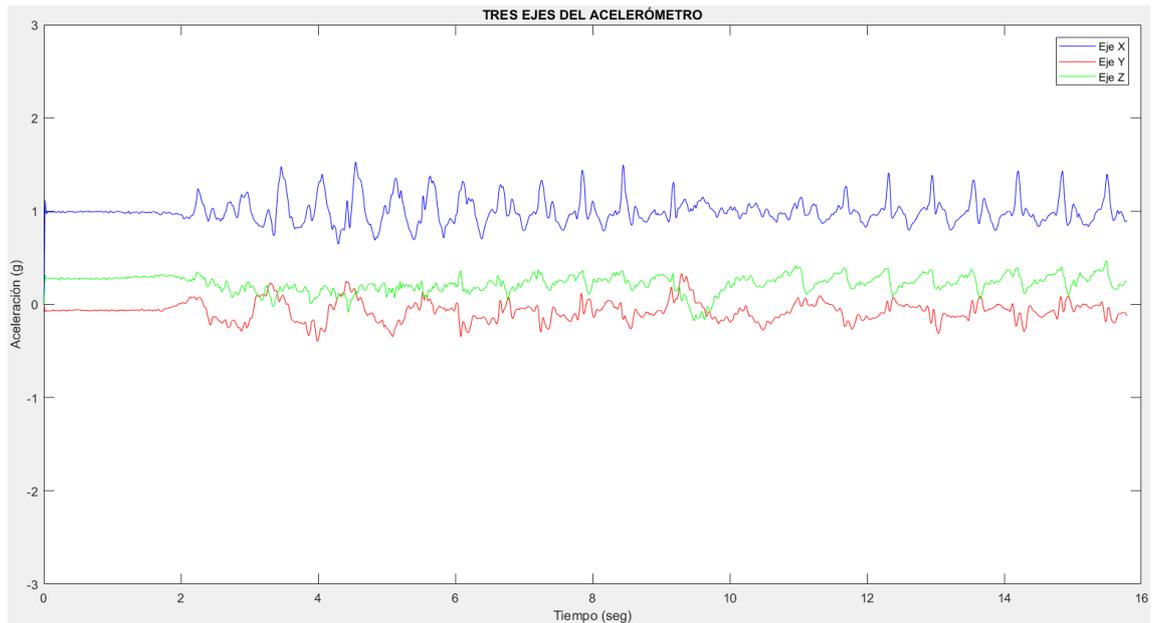
Las Figuras 4.11 y 4.12 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes, respectivamente de una persona mientras camina.

Se observa, en la Figura 4.11, el patrón en magnitud que posee la señal de una caminata común. La persona comienza a caminar poco después de los 2 segundos, con una amplitud máxima de 1.545 g alrededor del segundo 8, con un período entre picos máximos de 0.6 segundos en promedio. Cada pico máximo representa cada pisada que la persona da al caminar y el período entre estos dependerá de la velocidad con la que se camina. En la Figura 4.12 se observa que el eje predominante y el que lleva el patrón de señal de la caminata, es el eje X.



**Figura 4.11.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de caminata

Elaboración: los autores



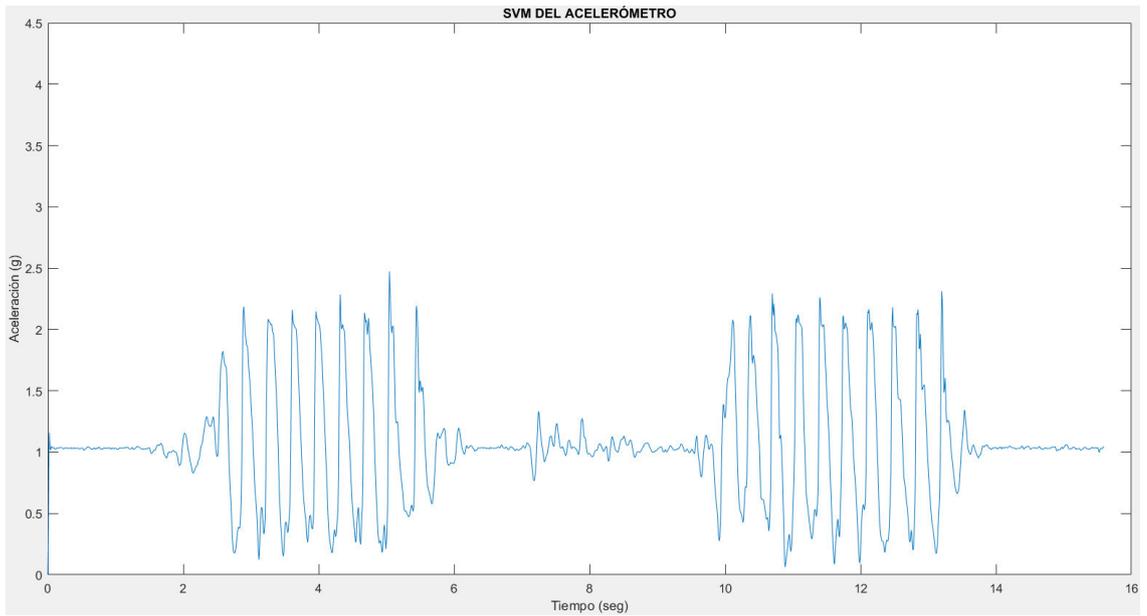
**Figura 4.12.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de caminata

Elaboración: los autores

### c) Persona trotando

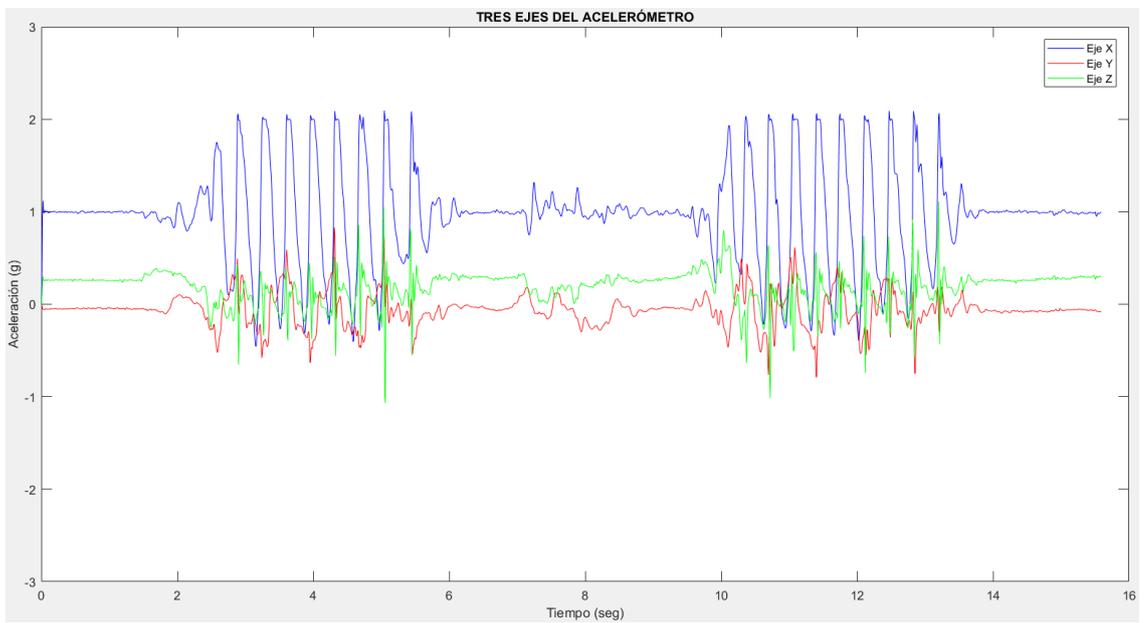
Las Figuras 4.13 y 4.14 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes, respectivamente de una persona mientras se encuentra trotando.

En la Figura 4.13, se aprecia que el trote comienza en el segundo 2 del experimento, siendo un trote constante hasta el segundo 6 en donde la persona gira sobre su eje para cambiar de sentido y regresar trotando otros 4 segundos aproximadamente. El pico máximo en ambas secuencias fue de 2.474 g y 2.311 g respectivamente, y los picos mínimos de 0.1225 g y 0.0629 g. El tiempo entre cada pisada o pico máximo es de 0.35 segundos.



**Figura 4.13.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de trote

Elaboración: los autores



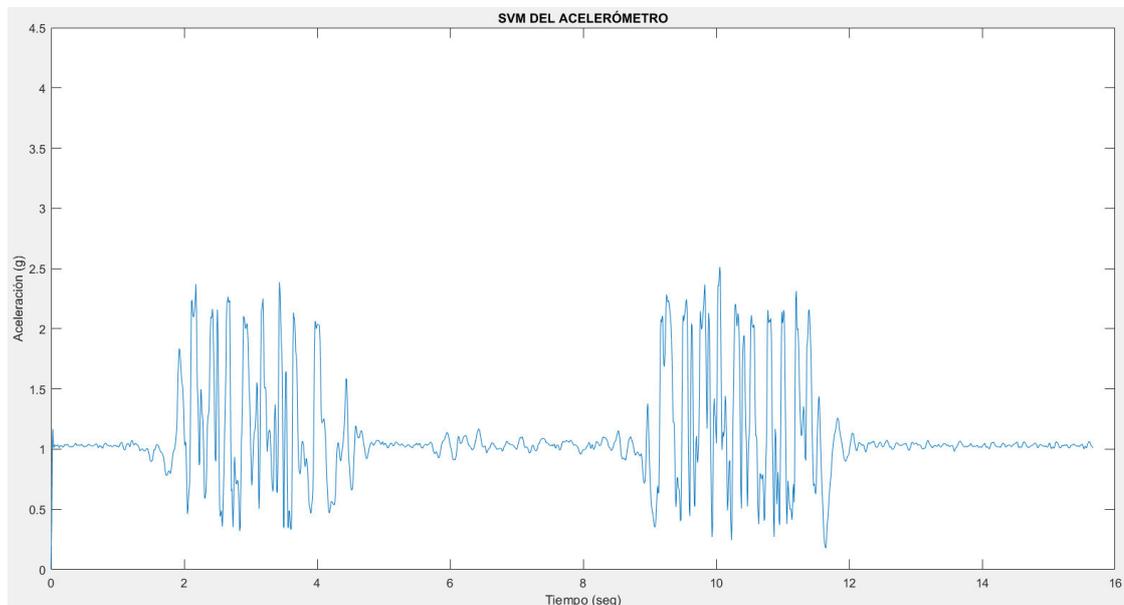
**Figura 4.14.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de trote

Elaboración: los autores

#### d) Persona corriendo

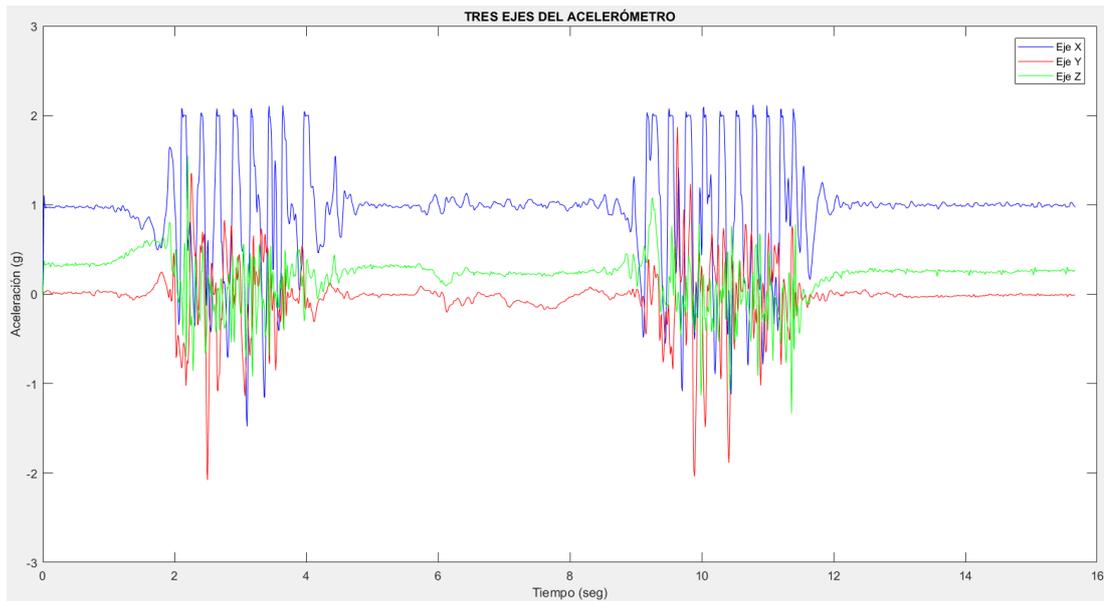
Las Figuras 4.15 y 4.16 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra corriendo.

La forma de la señal de aceleración de una persona corriendo es similar a la de una persona trotando, con la diferencia que el período entre picos es mayor y la amplitud de estos es mucho más alta. La persona comienza a correr poco antes de los 2 segundos, y genera amplitudes máximas aproximadas a 2.5 g y amplitudes mínimas de 0.2 g. El período promedio entre cada pico máximo es de 0.25 segundos.



**Figura 4.15.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de corrida

Elaboración: los autores



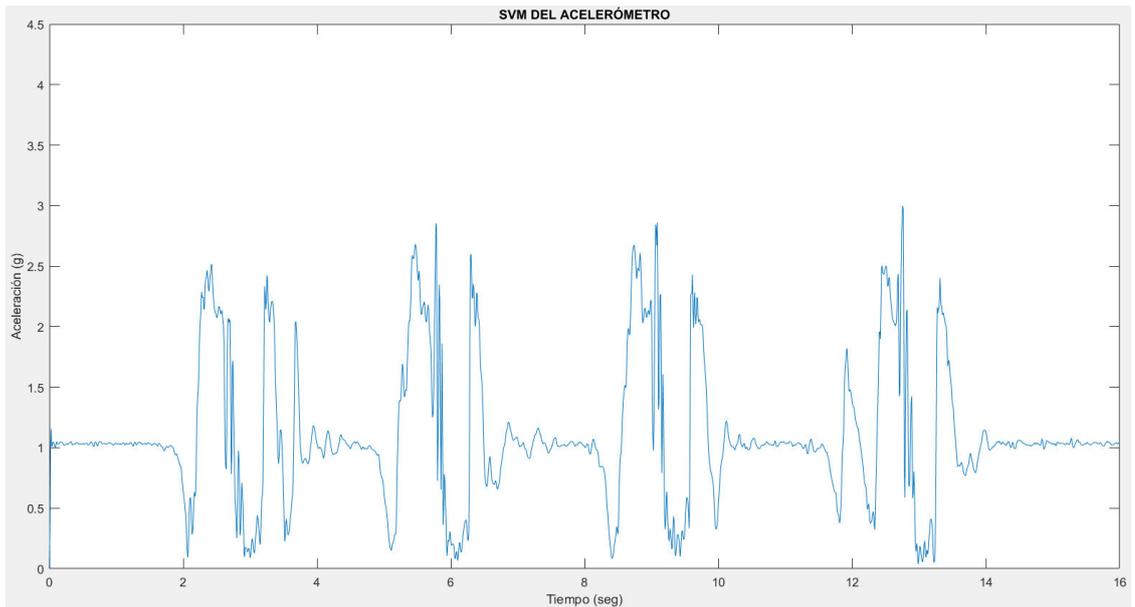
**Figura 4.16.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de corrida

Elaboración: los autores

#### e) Persona saltando

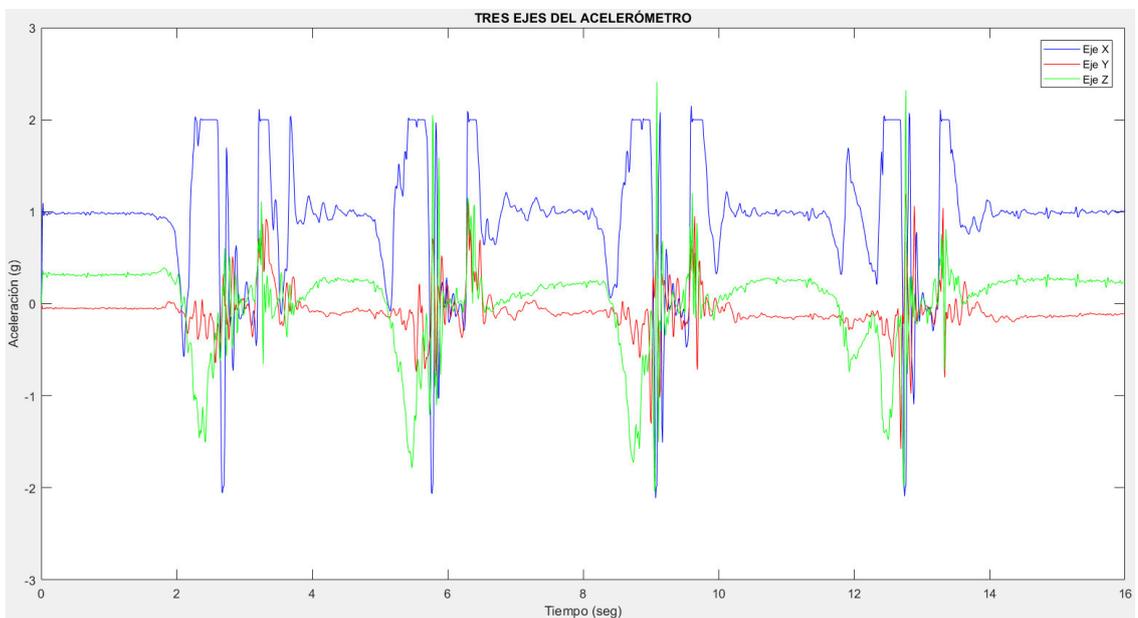
Las Figuras 4.17 y 4.18 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes, respectivamente, de una persona mientras se encuentra saltando.

En la Figura 4.17, se observan cuatro secuencias de saltos con intervalos de tiempo de 1 segundo aproximadamente. En cada salto realizado se ve un patrón común, primero se aprecia un efecto de ingravidez ocasionado por el impulso que hace el cuerpo antes del salto, segundo se encuentra el ascenso del cuerpo el cual durará el tiempo que se mantenga la persona sobre el aire, tercero está el descenso lo cual genera otro efecto de ingravidez justo antes de la etapa final que es el impacto contra el suelo. Durante los saltos, se generaron picos máximos de hasta casi 3 g y picos mínimos de 0.03 g, con una duración de salto de aproximadamente 2 segundos.



**Figura 4.17.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de salto

Elaboración: los autores



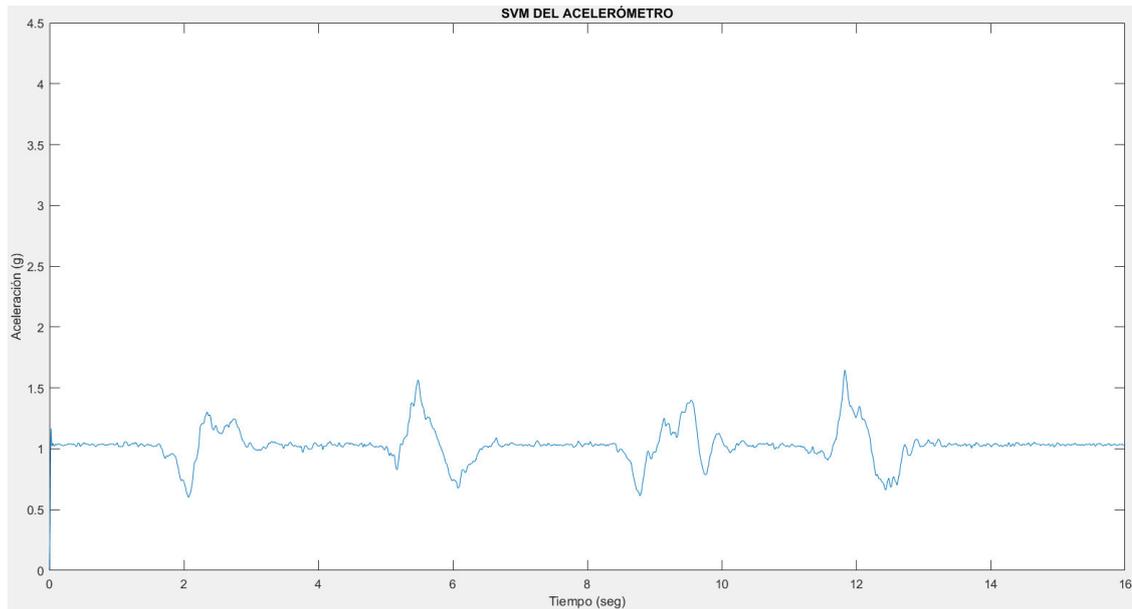
**Figura 4.18.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de salto

Elaboración: los autores

#### f) Persona sentándose y parándose de una silla

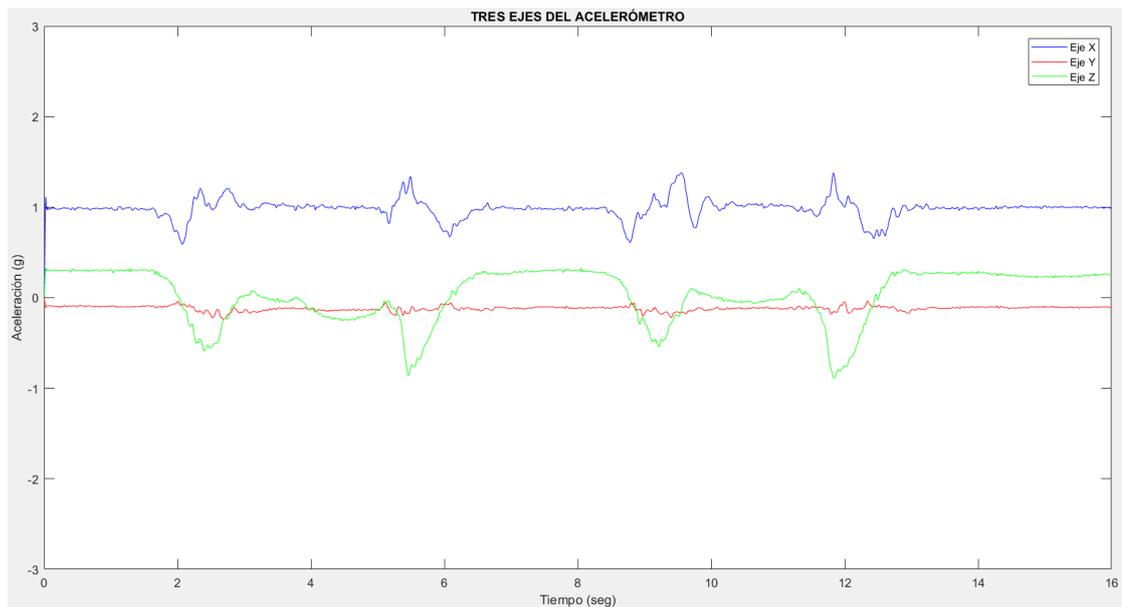
Las Figuras 4.19 y 4.20 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes, respectivamente, de una persona mientras se sienta y para de una silla.

En la Figura 4.19, se observan dos secuencias de sentarse y pararse de una silla. Enfocándose en la primera secuencia, la persona comienza a sentarse poco antes de los 2 segundos, este evento dura alrededor de 1.3 segundos, luego en el segundo 5 aproximadamente la persona comienza a pararse de la silla, teniendo una duración de 1.7 segundos, esto debido a que el pararse de una silla genera más esfuerzo que sentarse por lo que la duración será mayor. Nótese el ligero efecto de ingravidez ocasionado en el eje X como la diferencia principal entre sentarse y pararse de una silla. Se registró un pico máximo de aceleración de 1.6 g al pararse y un pico mínimo de 0.6 g al sentarse.



**Figura 4.19.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de sentarse y pararse de una silla

Elaboración: los autores



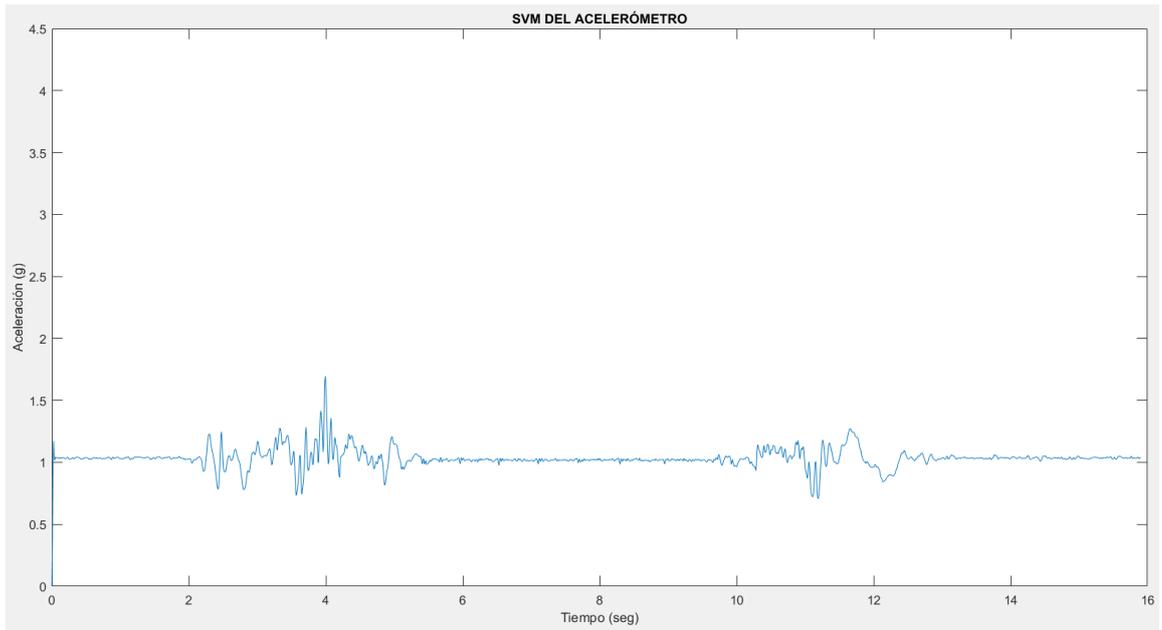
**Figura 4.20.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de sentarse y pararse de una silla

Elaboración: los autores

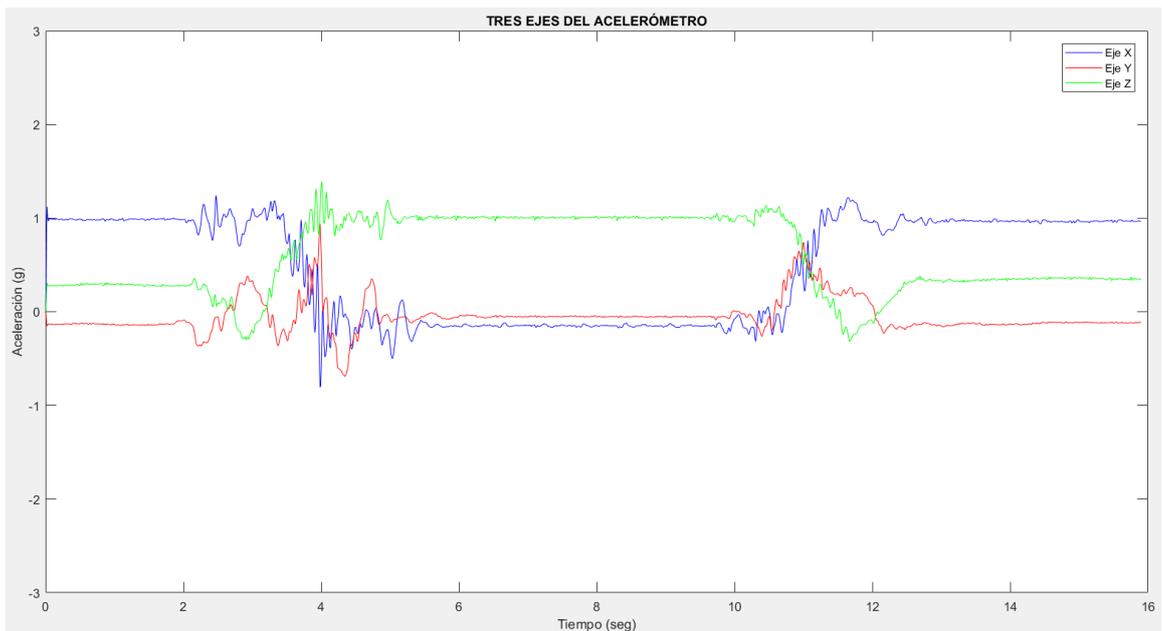
#### **g) Persona echándose y levantándose de una cama**

Las Figuras 4.21 y 4.22 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes, respectivamente, de una persona mientras se echa y levanta de una cama.

La secuencia visualizada en la Figura 4.21, corresponde al echarse en el segundo 2, y el levantarse al segundo 10. El echarse en una cama tiene dos características principales, la primera consiste en el ligero y muy pequeño impacto que tiene el cuerpo al momento de que la espalda choque con la cama, visualizado en un pico máximo de aceleración de 1.7 g y uno mínimo de 0.7 g; la segunda característica consiste en el cambio de magnitud en los ejes de aceleración, el eje X que vendría a ser 1 g estando parado ahora pasa a ser 0 g en posición de echado, y el eje Z pasa de 0 g en posición de parado a 1 g en posición de echado, tal y como se observa en la Figura 61. Al levantarse de una cama se observa el intercambio entre el eje X y Z, registrándose un pico máximo de aceleración de 1.2 g y uno mínimo de 0.7 g.



**Figura 4.21.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de echarse y levantarse de una cama  
Elaboración: los autores

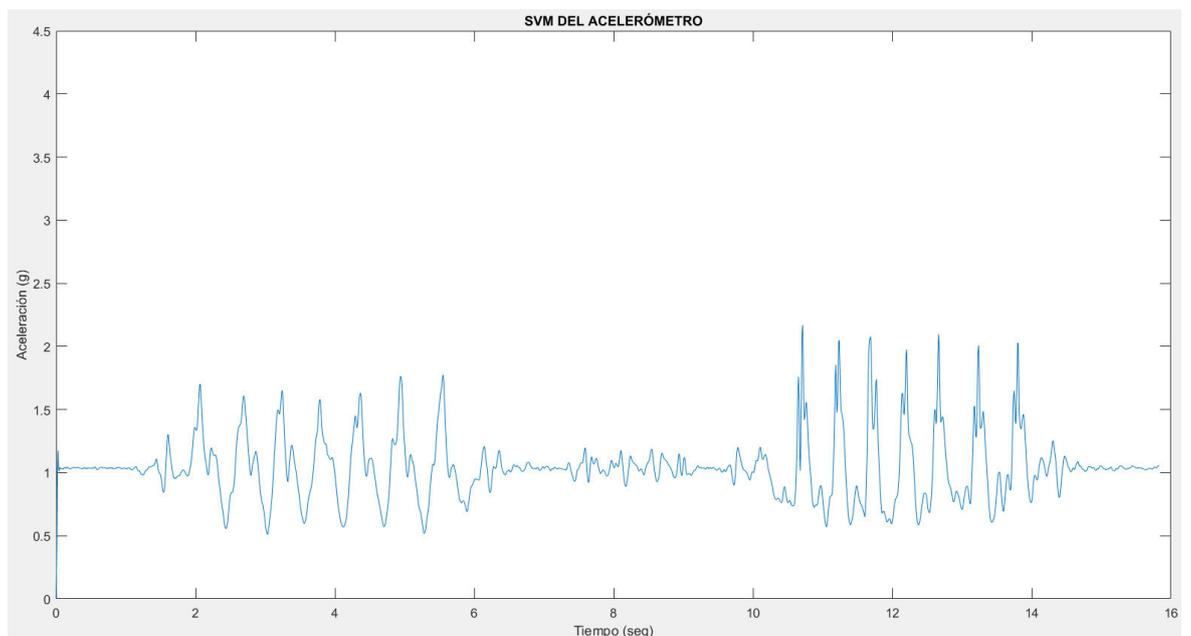


**Figura 4.22.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de echarse y levantarse de una cama  
Elaboración: los autores

### h) Persona subiendo y bajando las escaleras

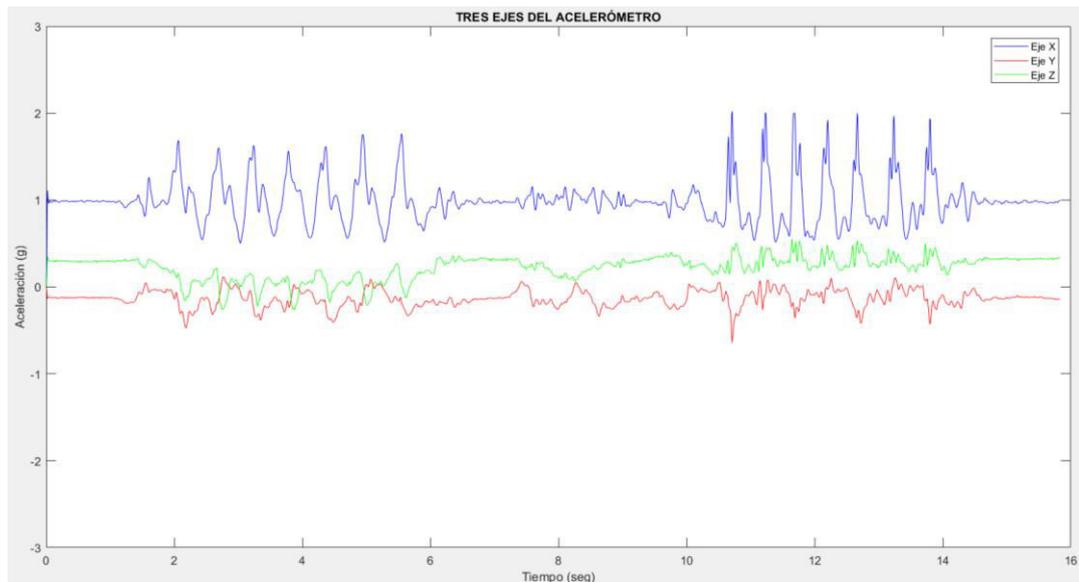
Las Figuras 4.23 y 4.24 muestran la señal de aceleración en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras sube y baja de las escaleras.

En la Figura 4.23, se observa una secuencia de subir y bajar escaleras. La persona comienza a subir por las escaleras justo antes de los 2 segundos, y sube por aproximadamente 6 segundos. Una vez arriba, la persona da media vuelta y empieza a bajar alrededor de los 9.5 segundos, y continua bajando por los próximos 5.5 segundos. La principal diferencia entre la subida y la bajada se encuentra en una generación de impacto mayor que genera cada paso al bajar por las escaleras, debido a que la gravedad empuja el cuerpo hacia abajo. Durante la secuencia de subida, el pico máximo fue de 1.7 g y un mínimo de 0.5 g. Durante la secuencia de baja, se registró una amplitud máxima de 10.7 g y uno mínimo de 0.55 g.



**Figura 4.23.** Señal de la magnitud de aceleración en posición de subir y bajar escaleras

Elaboración: los autores



**Figura 4.24.** Señal de los tres ejes de aceleración en posición de subir y bajar escaleras

Elaboración: los autores

#### 4.1.1.2 Escenarios de caída

Los datos de aceleración obtenidos por el sensor además de ser utilizados para la formación de la señal de caída, son utilizados también para formar la señal del ángulo de inclinación en los ejes Y y Z.

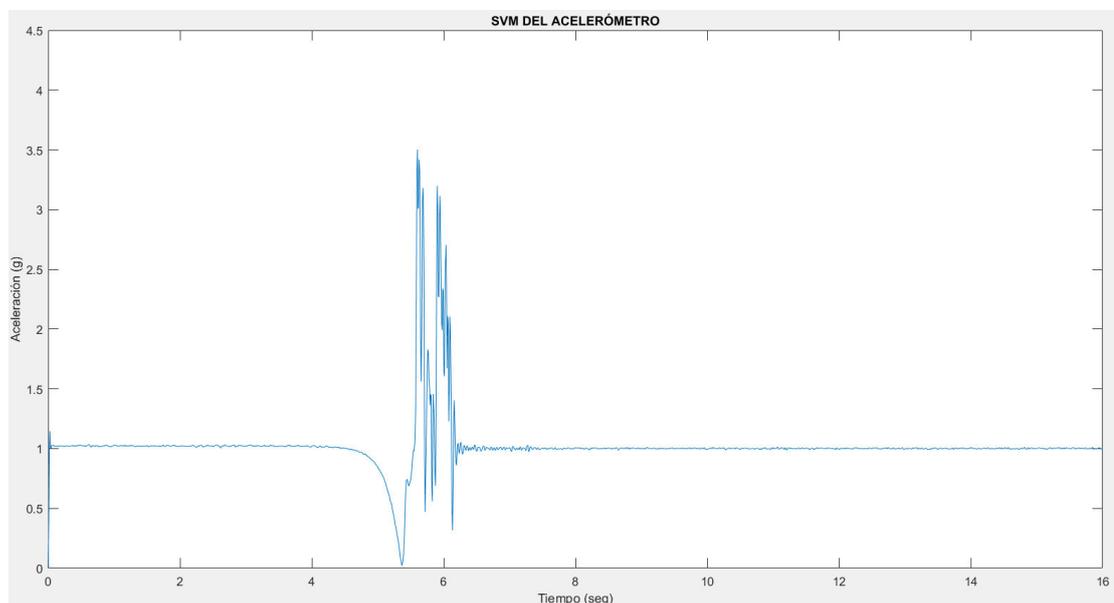
##### a) Caída frontal

En la Figura 4.25 se observa que el inicio de la caída ocurre a los 5 segundos aproximadamente, con la presencia de un efecto de ingravidez en la señal, donde la magnitud que se encontraba en 1g comienza a tender a un valor cercano a 0g, siendo este pico mínimo de 0.022g. Luego de 0.3 segundos de haber registrado el pico mínimo, se registra el pico máximo en la señal la cual indica que el cuerpo impactó contra la superficie, este pico máximo tiene un valor de 3.5g.

En la Figura 4.26, se observa que antes del inicio de la caída, el cuerpo se mantuvo en posición de parado, registrándose un valor constante de 1g sobre el eje X y un valor de 0g sobre los ejes Y y Z. Luego de haber ocurrido la caída, el cuerpo se mantuvo estático en el suelo en posición de

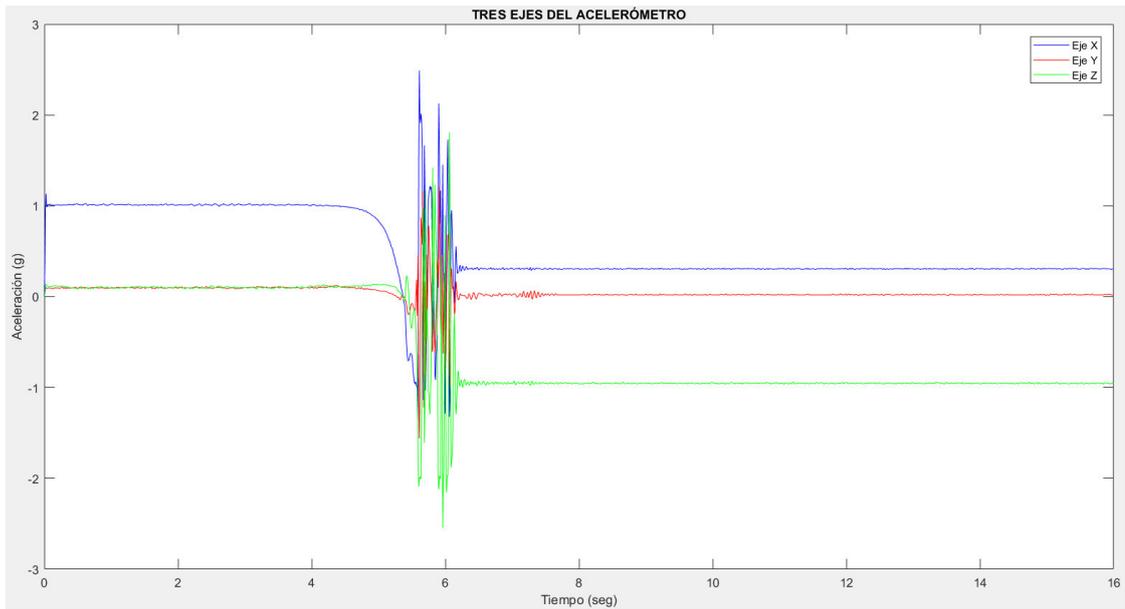
echado hacia adelante, habiendo un intercambio de valores en los tres ejes, registrándose ahora un valor de -1g sobre el eje Z y un valor cercano a 0g en los ejes X y Y. Este cambio de valores ocurre debido a que la posición del cuerpo, y del sensor, ha cambiado respecto a la posición inicial que se tenía antes de la caída.

En las Figuras 4.27 y 4.28, se observa el ángulo de inclinación en los ejes Z y Y respectivamente. Estando parado, los ejes Z y Y son los que determinan la orientación del cuerpo, siendo el eje Z el que apunta hacia adelante y atrás, y el eje Y hacia los laterales. Se observa una posición inicial en ambos ejes de  $0^\circ$ , habiendo un cambio en la orientación luego de la caída solo en el eje Z con sentido a los  $+90^\circ$  sin llegar exactamente a este valor, debido a que el pecho dibuja una ligera pendiente respecto al suelo.

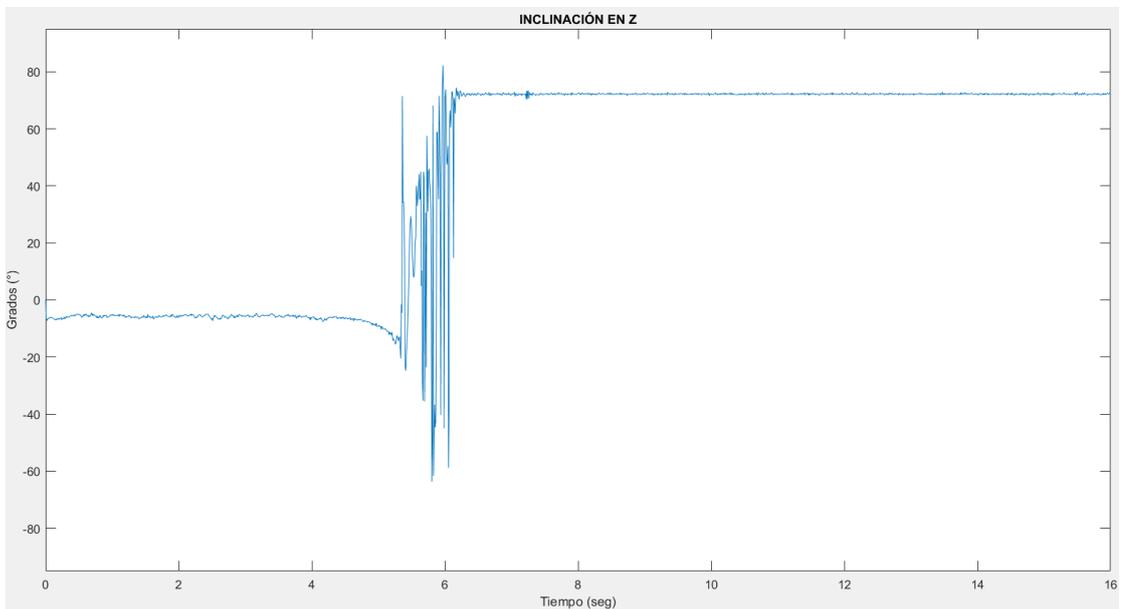


**Figura 4.25.** Señal de la magnitud de aceleración durante una caída frontal

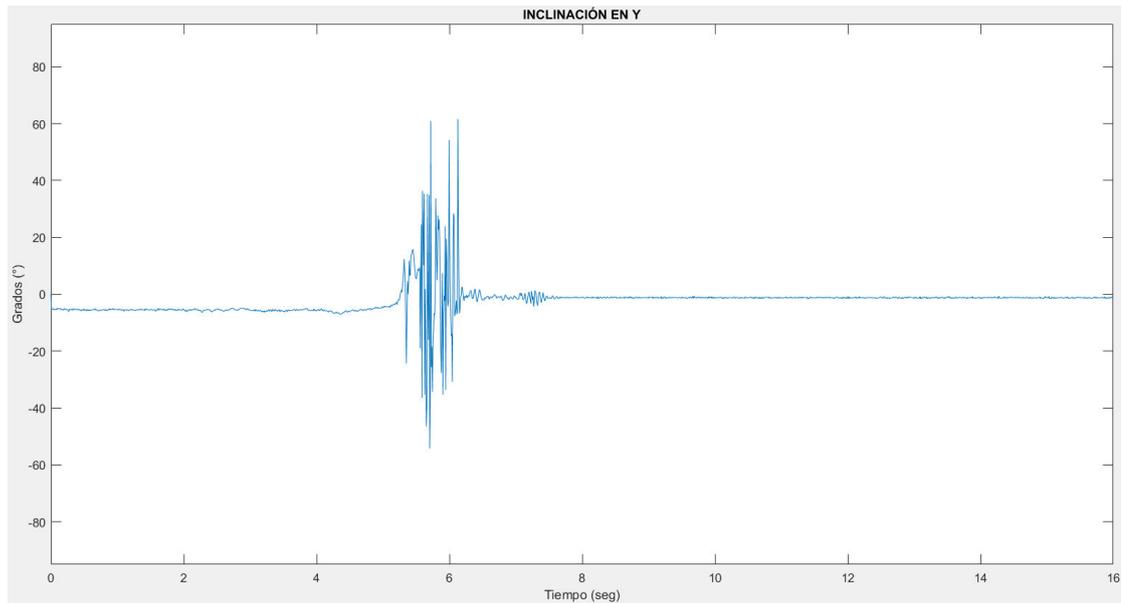
Elaboración: los autores



**Figura 4.26.** Señal de los tres ejes de aceleración durante una caída frontal  
Elaboración: los autores



**Figura 4.27.** Ángulo de inclinación en el eje Z del acelerómetro durante una caída frontal  
Elaboración: los autores



**Figura 4.28.** Ángulo de inclinación en el eje Y del acelerómetro durante una caída frontal

Elaboración: los autores

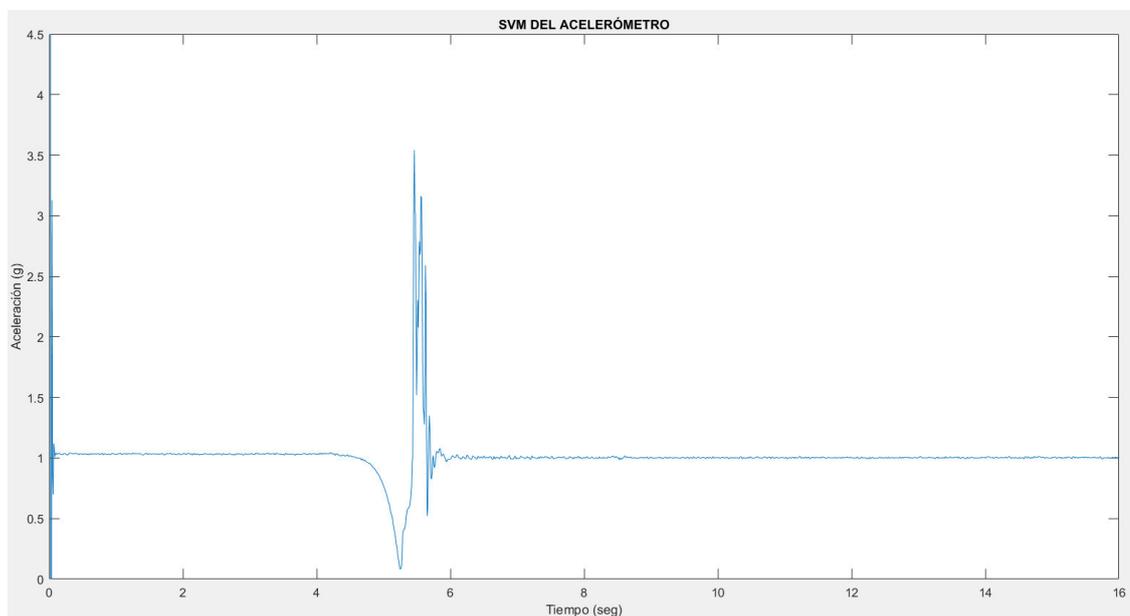
### **b) Caída posterior**

En la Figura 4.29 se observa que el inicio de la caída ocurre a los 6 segundos aproximadamente, con la presencia de un efecto de ingravidez en la señal, donde la magnitud que se encontraba en 1g comienza a tender a un valor cercano a 0g, siendo este pico mínimo de 0.033g. Luego de 0.2 segundos de haber registrado el pico mínimo, se registra el pico máximo en la señal la cual indica que el cuerpo impactó contra la superficie, este pico máximo tiene un valor de 3.665g.

En la Figura 4.30, se observa que antes del inicio de la caída, el cuerpo se mantuvo en una posición de ligera inclinación hacia atrás con la finalidad de que este caiga por su propio peso, registrándose un valor cercano de 1g sobre el eje X, un valor de 0g sobre el eje Y, y un valor aproximado a 0.6g sobre Z. Luego de haber ocurrido la caída, el cuerpo se mantuvo estático en el suelo en posición de echado hacia atrás, habiendo un intercambio de valores en los tres ejes, registrándose ahora un valor de +1g sobre el eje Z y un valor cercano a 0g en los ejes X y Y. Este cambio de valores ocurre debido

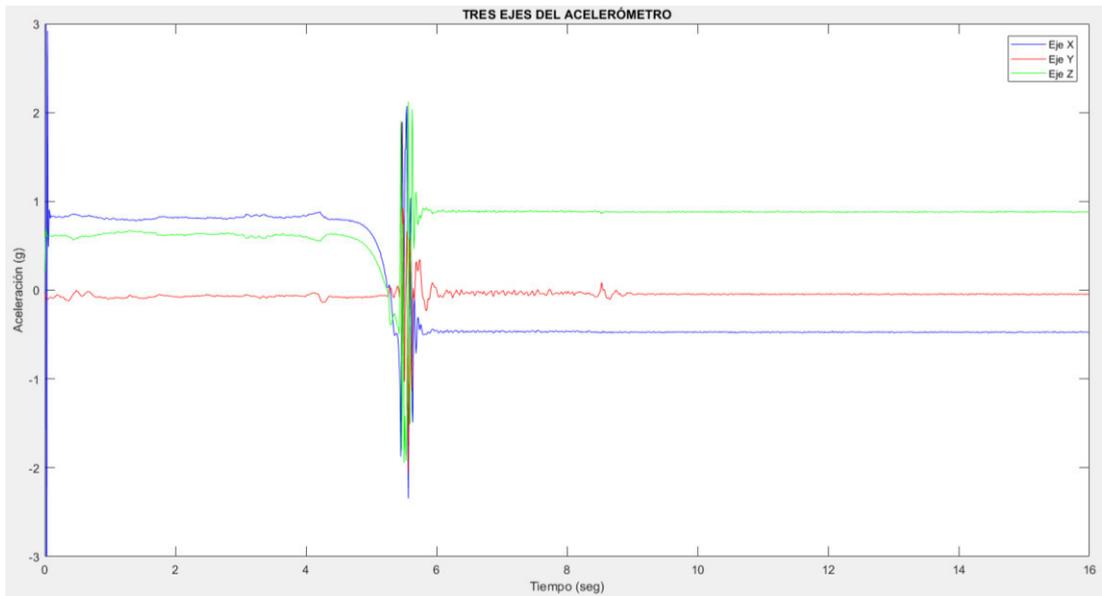
a que la posición del cuerpo, y del sensor, ha cambiado respecto a la posición inicial que se tenía antes de la caída.

En las Figuras 4.31 y 4.32, se observa el ángulo de inclinación en los ejes Z y Y, respectivamente. Estando parado, los ejes Z y Y son los que determinan la orientación del cuerpo, siendo el eje Z el que apunta hacia adelante y atrás, y el eje Y hacia los laterales. Se observa una posición inicial en el eje Y de  $0^\circ$ , y en el eje Z de  $-35^\circ$  aproximadamente, esto debido a que el sensor está ligeramente inclinado hacia atrás. Luego de la caída, ocurre un cambio en la orientación solo en el eje Z con sentido a los  $-90^\circ$  sin llegar exactamente a este valor, debido a que el pecho dibuja una ligera pendiente respecto al suelo.

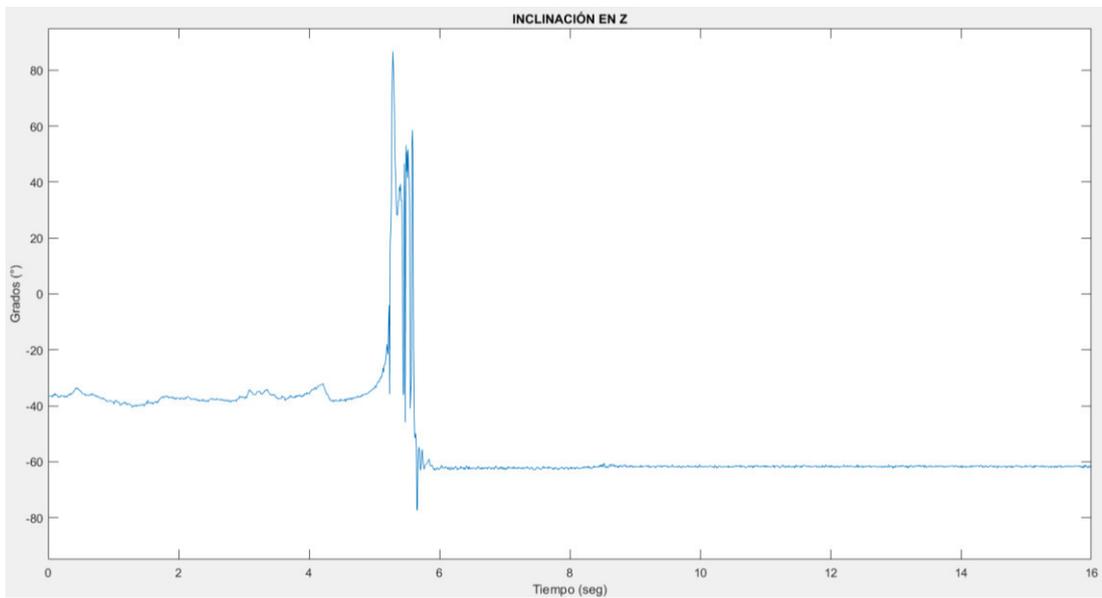


**Figura 4.29.** Señal de la magnitud de aceleración durante una caída posterior

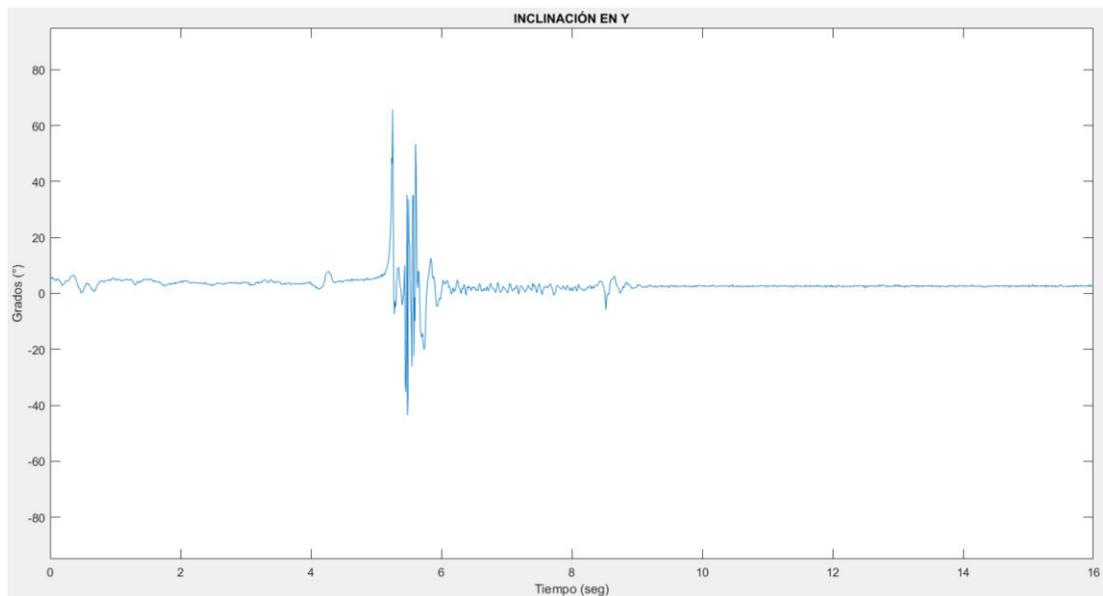
Elaboración: los autores



**Figura 4.30.** Señal de los tres ejes de aceleración durante una caída posterior  
 Elaboración: los autores



**Figura 4.31.** Ángulo de inclinación en el eje Z del acelerómetro durante una caída posterior  
 Elaboración: los autores



**Figura 4.32.** Ángulo de inclinación en el eje Y del acelerómetro durante una caída posterior

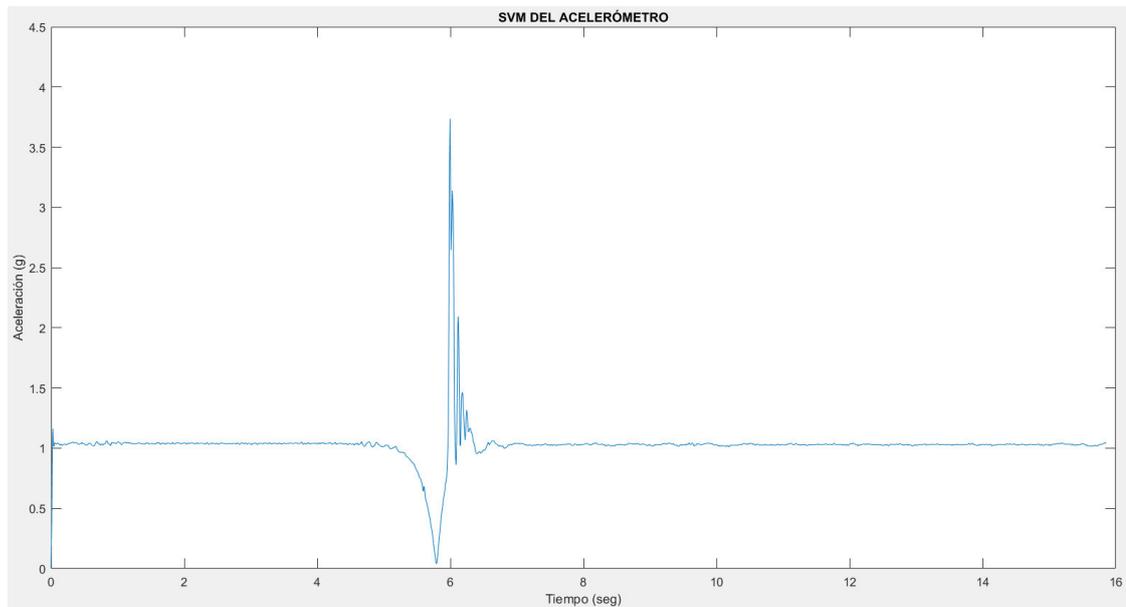
Elaboración: los autores

### c) Caída lateral derecha

En la Figura 4.33, se observa que el inicio de la caída ocurre a los 5 segundos aproximadamente, con la presencia de un efecto de ingravidez en la señal, donde la magnitud que se encontraba en 1g comienza a tender a un valor cercano a 0g, siendo este pico mínimo de 0.042g. Luego de 0.2 segundos de haber registrado el pico mínimo, se registra el pico máximo en la señal la cual indica que el cuerpo impactó contra la superficie, este pico máximo tiene un valor de 3.735g.

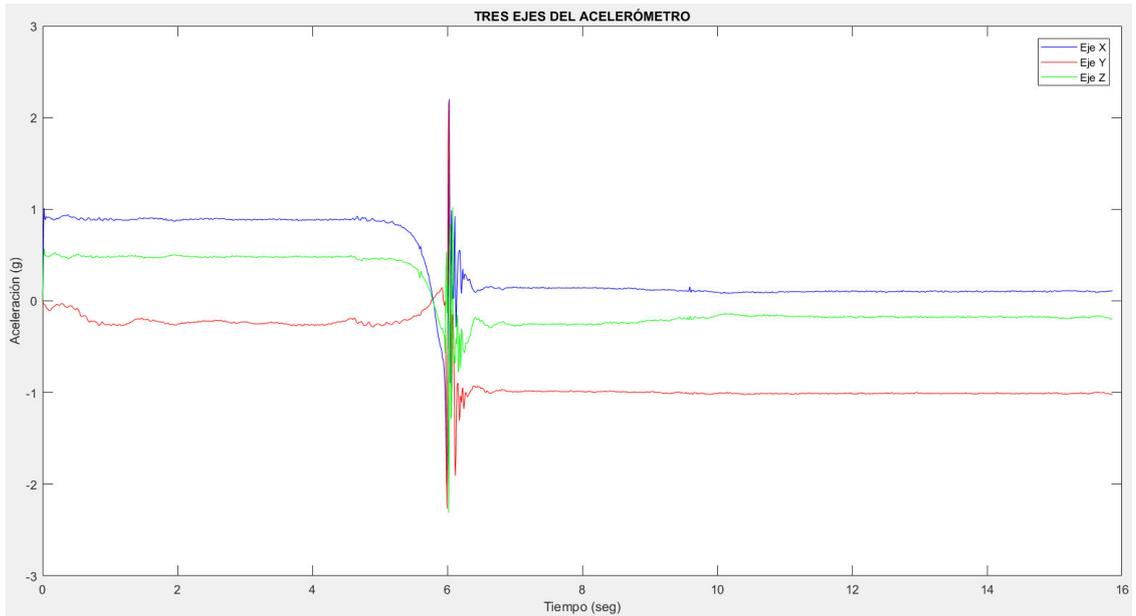
En la Figura 4.34, se observa que antes del inicio de la caída, el cuerpo se mantuvo en una posición de ligera inclinación hacia la derecha con la finalidad de que este caiga por su propio peso, registrándose un valor cercano de 1g sobre el eje X, un valor de 0g sobre el eje Y, y un valor aproximado a 0.5g sobre Z. Luego de haber ocurrido la caída, el cuerpo se mantuvo estático en el suelo en posición de echado hacia la derecha, habiendo un intercambio de valores en los tres ejes, registrándose ahora un valor de -1g sobre el eje Y y un valor cercano a 0g en los ejes X y Z. Este cambio de valores ocurre debido a que la posición del cuerpo, y del sensor, ha cambiado respecto a la posición inicial que se tenía antes de la caída.

En las Figuras 4.35 y 4.36 se observa el ángulo de inclinación en los ejes Z y Y, respectivamente. Estando parado, los ejes Z y Y son los que determinan la orientación del cuerpo, siendo el eje Z el que apunta hacia adelante y atrás, y el eje Y hacia los laterales. Se observa una posición inicial en el eje Y de  $10^\circ$ , y en el eje Z de  $-30^\circ$ , aproximadamente, esto debido a que el sensor está ligeramente inclinado hacia la derecha. Luego de la caída, ocurre un cambio en la orientación de ambos ejes, el eje Z registrando un valor de  $15^\circ$  y el eje Y registrando un valor muy cercano a  $+90^\circ$ , siendo este último eje el que indica la orientación de la caída.



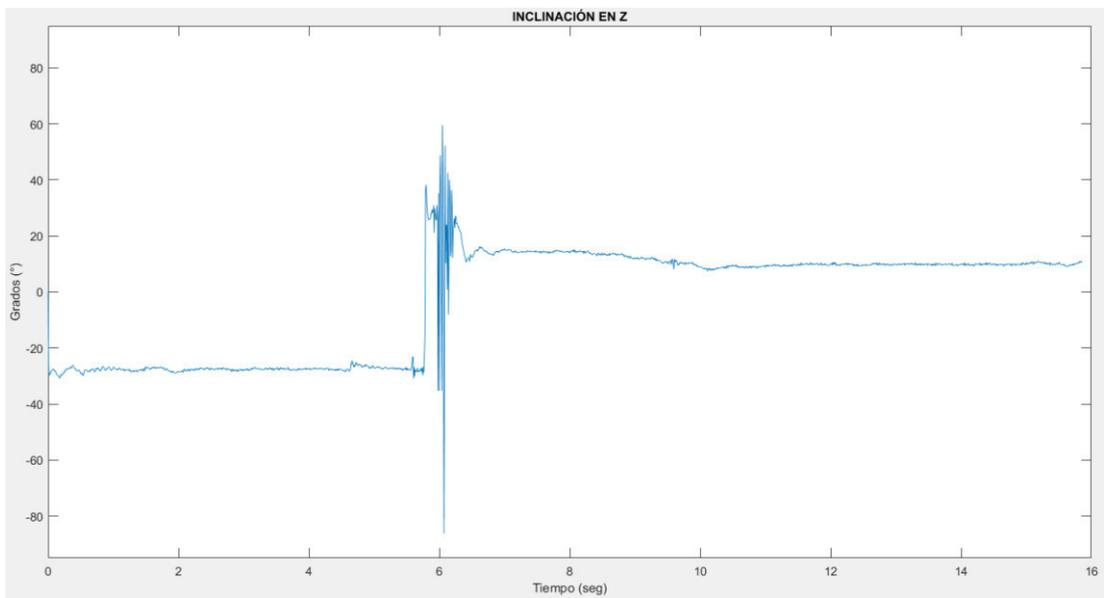
**Figura 4.33.** Señal de la magnitud de aceleración durante una caída lateral derecha

Elaboración: los autores



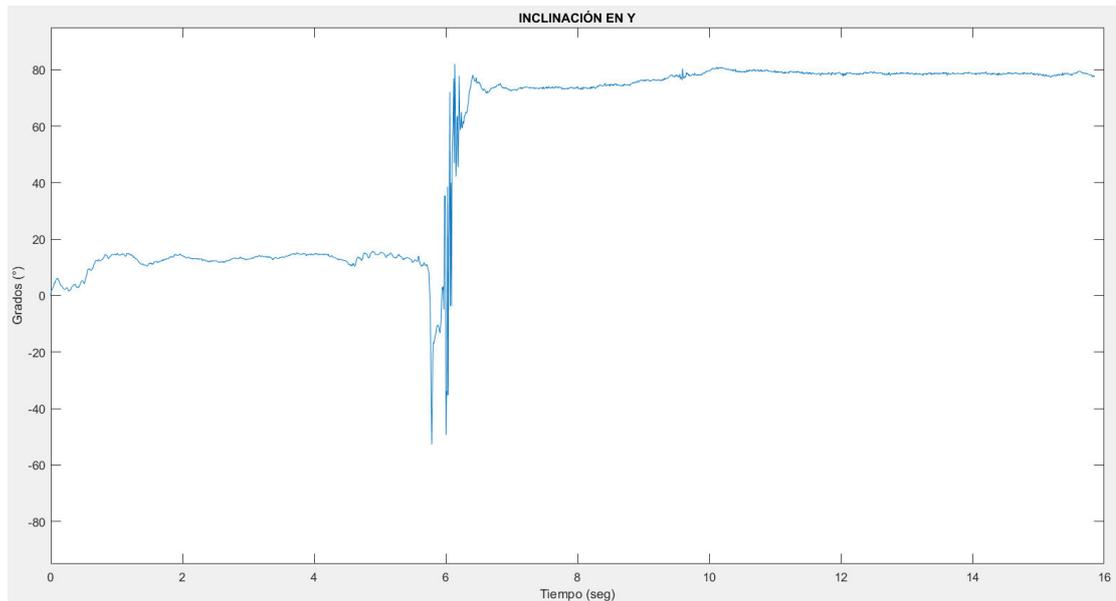
**Figura 4.34.** Señal de los tres ejes de aceleración durante una caída lateral derecha

Elaboración: los autores



**Figura 4.35.** Ángulo de inclinación en el eje Z del acelerómetro durante una caída lateral derecha

Elaboración: los autores



**Figura 4.36.** Ángulo de inclinación en el eje Y del acelerómetro durante una caída lateral derecha  
Elaboración: los autores

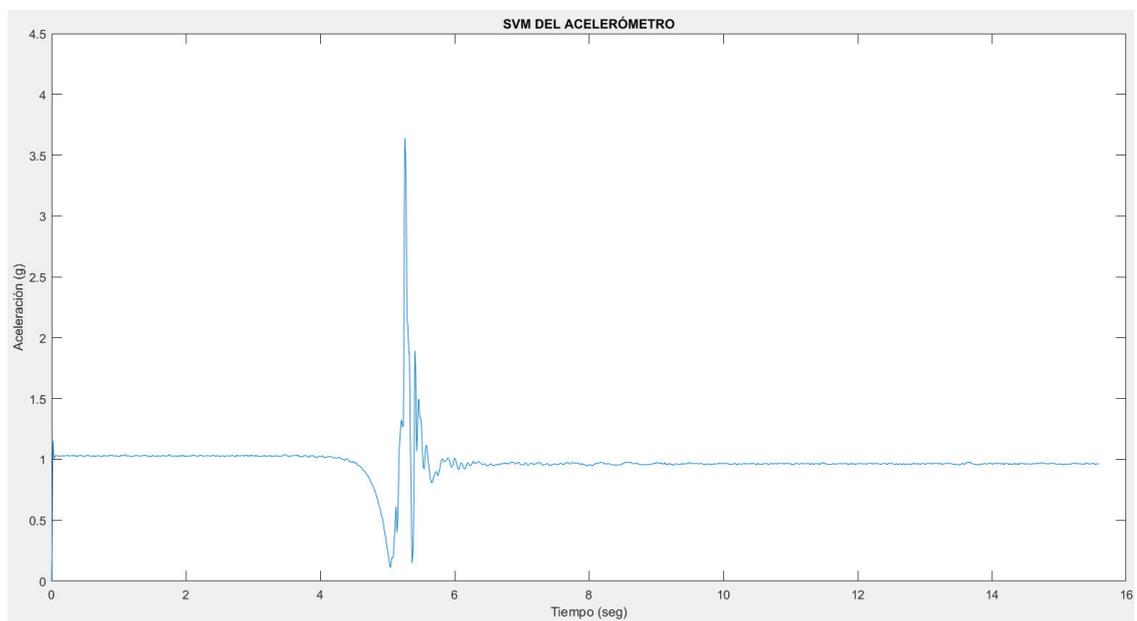
#### **d) Caída lateral izquierda**

En la Figura 4.37, se observa que el inicio de la caída ocurre a los 4.5 segundos aproximadamente, con la presencia de un efecto de ingravidez en la señal, donde la magnitud que se encontraba en 1g comienza a tender a un valor cercano a 0g, siendo este pico mínimo de 0.111g. Luego de 0.22 segundos de haber registrado el pico mínimo, se registra el pico máximo en la señal la cual indica que el cuerpo impactó contra la superficie, este pico máximo tiene un valor de 3.641g.

En la Figura 4.38, se observa que antes del inicio de la caída, el cuerpo se mantuvo en una posición de ligera inclinación hacia la izquierda con la finalidad de que este caiga por su propio peso, registrándose un valor cercano de 1g sobre el eje X, un valor de 0g sobre el eje Y, y un valor aproximado a 0.5g sobre Z. Luego de haber ocurrido la caída, el cuerpo se mantuvo estático en el suelo en posición de echado hacia la izquierda, habiendo un intercambio de valores en los tres ejes, registrándose ahora un valor de +1g sobre el eje Y y un valor cercano a 0g en los ejes X y Z. Este

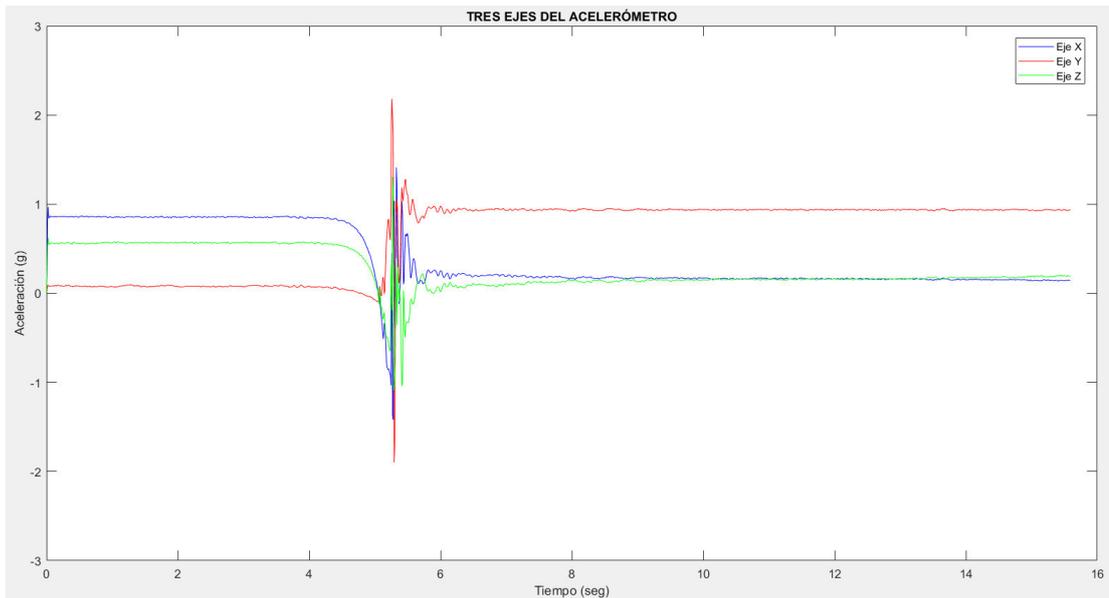
cambio de valores ocurre debido a que la posición del cuerpo, y del sensor, ha cambiado respecto a la posición inicial que se tenía antes de la caída.

En las Figuras 4.39 y 4.40, se observa el ángulo de inclinación en los ejes Z y Y, respectivamente. Estando parado, los ejes Z y Y son los que determinan la orientación del cuerpo, siendo el eje Z el que apunta hacia adelante y atrás, y el eje Y hacia los laterales. Se observa una posición inicial en el eje Y de  $-5^\circ$ , y en el eje Z de  $-30^\circ$  aproximadamente, esto debido a que el sensor está ligeramente inclinado hacia la izquierda. Luego de la caída, ocurre un cambio en la orientación de ambos ejes, el eje Z registrando un valor de  $-8^\circ$  y el eje Y registrando un valor muy cercano a  $-90^\circ$ , siendo este último eje el que indica la orientación de la caída.

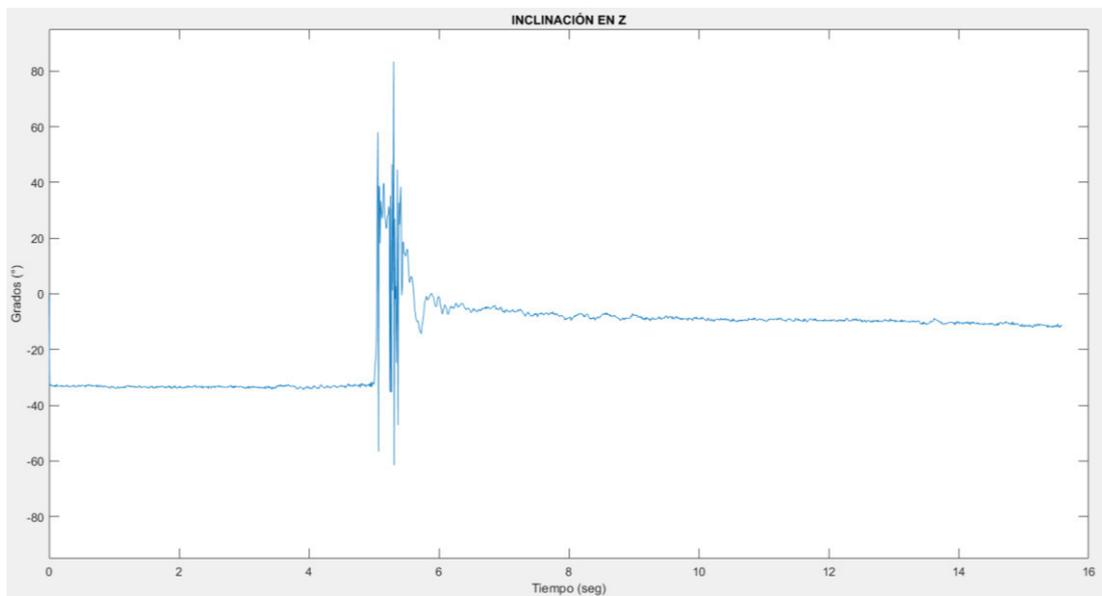


**Figura 4.37.** Señal de la magnitud de aceleración durante una caída lateral izquierda

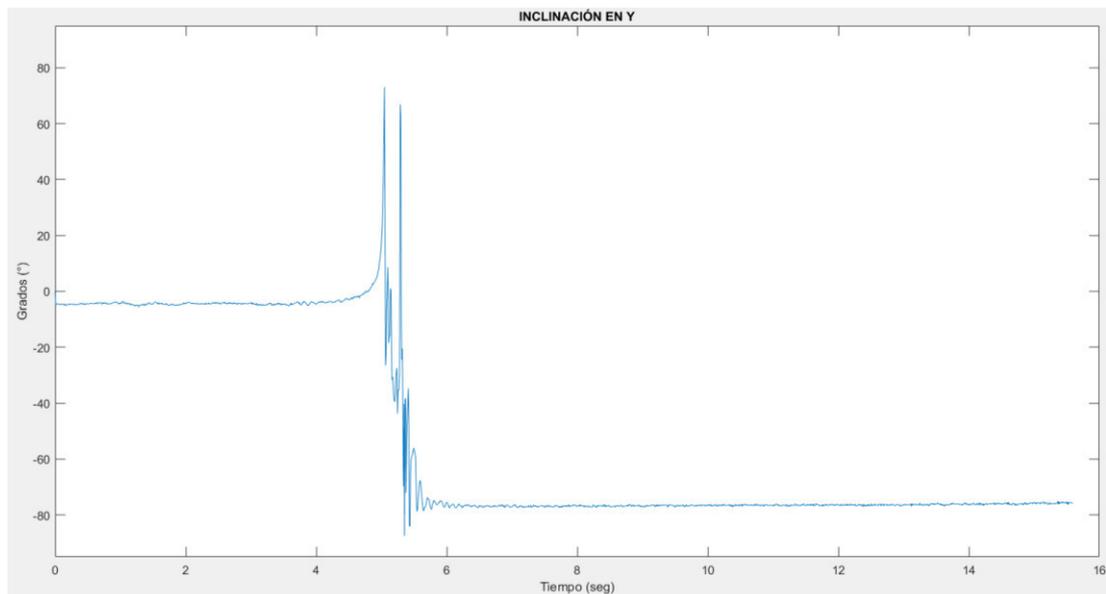
Elaboración: los autores



**Figura 4.38.** Señal de los tres ejes de aceleración durante una caída lateral izquierda  
Elaboración: los autores



**Figura 4.39.** Ángulo de inclinación en el eje Z del acelerómetro durante una caída lateral izquierda  
Elaboración: los autores



**Figura 4.40.** Ángulo de inclinación en el eje Y del acelerómetro durante una caída lateral izquierda  
Elaboración: los autores

#### 4.1.2 Giroscopio

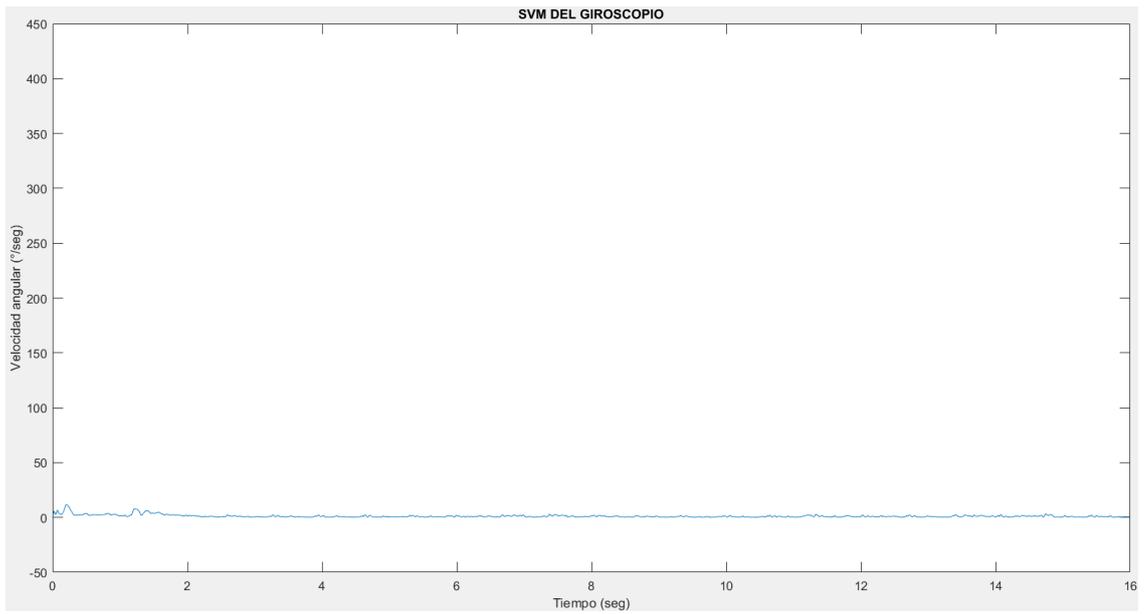
Los experimentos mostrados a continuación fueron realizados por una persona adulta de 30 años, de 1.64m de altura y 70kg de peso, la persona goza de buena salud y movilidad. El sensor está sujeto al pecho de la persona a través de una faja elástica que va alrededor del tórax de la persona. Cada prueba dura alrededor de 15 segundos, es supervisada por ambos autores de la tesis, y es ejecutada por única vez.

##### 4.1.2.1 Escenarios en actividades de la vida cotidiana

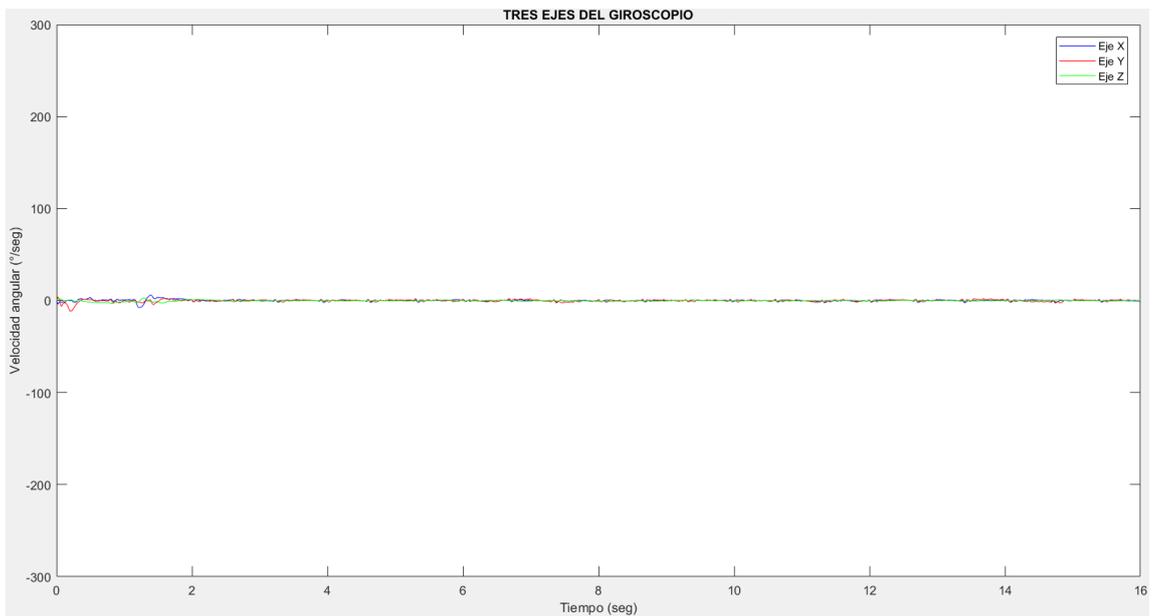
###### a) Persona parada

Las Figuras 4.41 y 4.42 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra parado.

En la Figura 4.41, se aprecia una velocidad casi constante en 0 °/seg debido a que una persona en posición de parado no posee movimiento alguno. Lo mismo se observa en la Figura 4.42, en los tres ejes provenientes del giroscopio.



**Figura 4.41.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de parado  
Elaboración: los autores

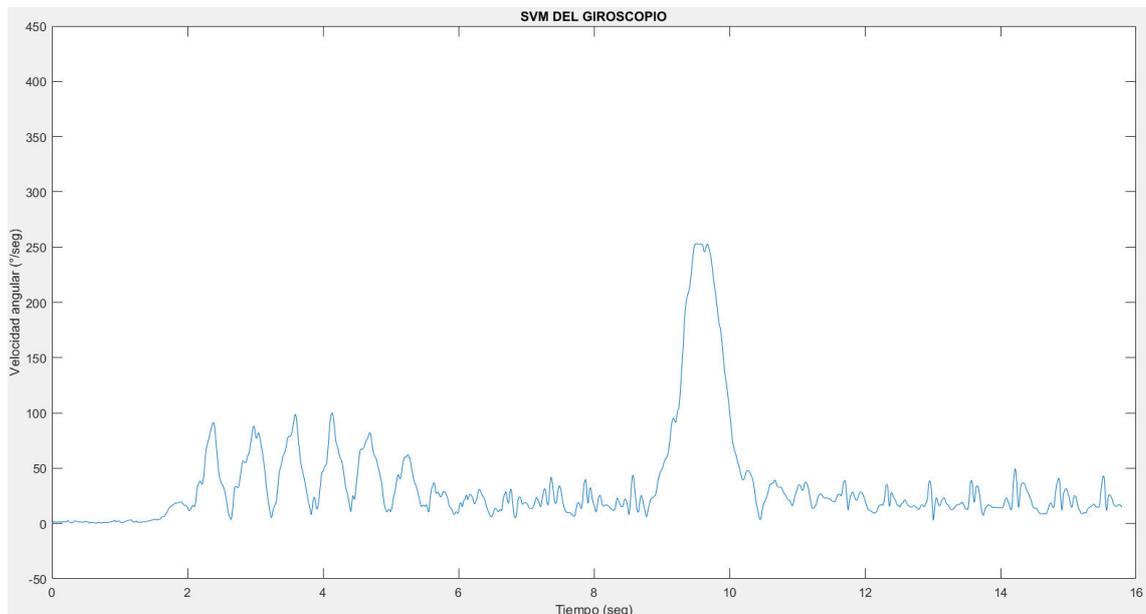


**Figura 4.42.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de parado  
Elaboración: los autores

### b) Persona caminando

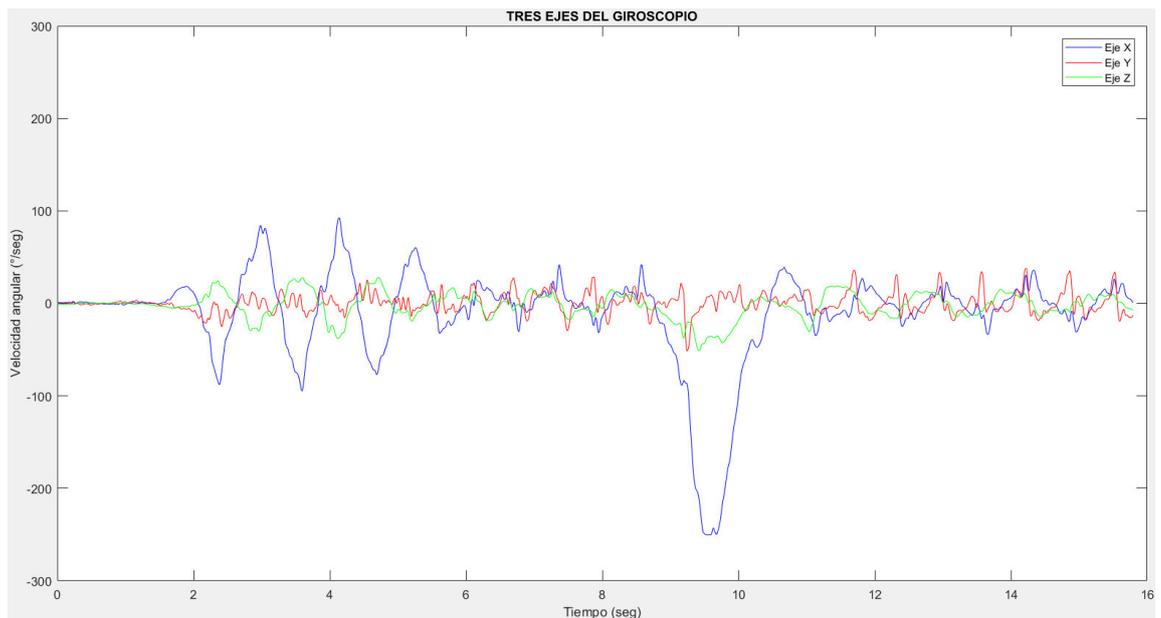
Las Figuras 4.43 y 4.44 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra caminando.

En la Figura 4.43, se observa que la caminata comienza poco después del segundo 2, habiendo un patrón de velocidad angular más elevado hasta el segundo 5 aproximadamente, luego la velocidad angular decae y se mantiene en un nivel mucho más bajo, esto indica que la persona empezó a caminar a una velocidad más rápida que con la que terminó. La amplitud máxima de los primeros pasos de la caminata es de  $100\text{ }^\circ/\text{seg}$ , y de la segunda cadencia de caminata es de  $50\text{ }^\circ/\text{seg}$ , el tiempo aproximado de cada paso es de 0.6 segundos, equivalente a las pruebas realizadas con el acelerómetro. Cabe mencionar, que el lóbulo grande entre el segundo 8.7 y 10.4 es causado debido a un giro que la persona realizó sobre su eje para caminar en sentido contrario. Así como en el acelerómetro, el eje predominante durante la prueba es el eje X.



**Figura 4.43.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de caminata

Elaboración: los autores



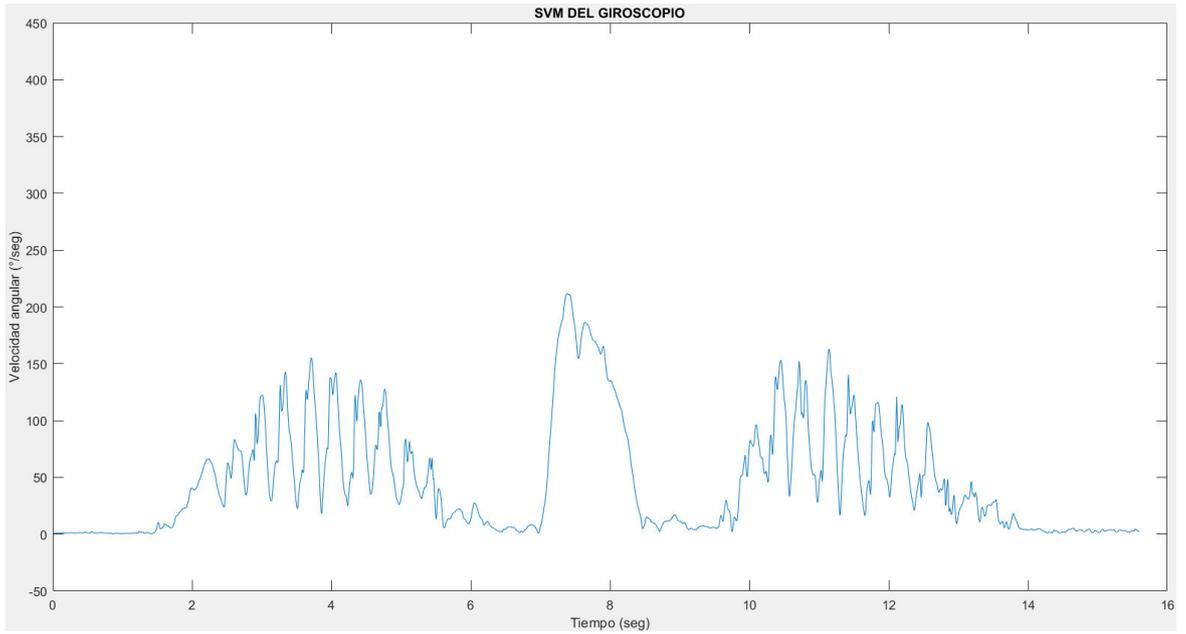
**Figura 4.44.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de caminata

Elaboración: los autores

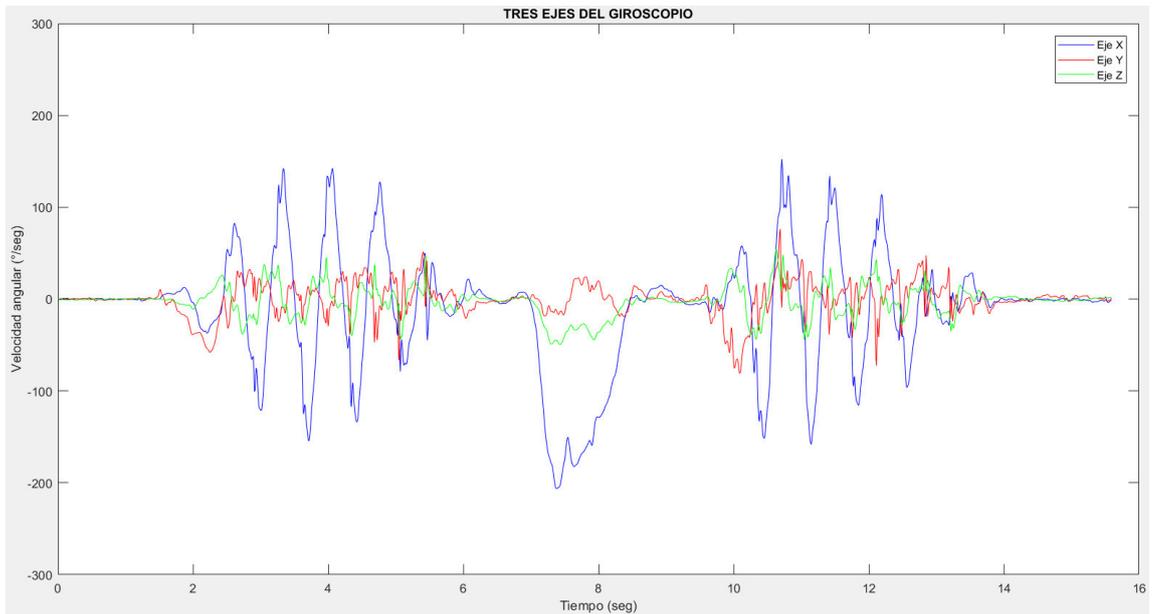
### c) Persona trotando

Las Figuras 4.45 y 4.46 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra trotando.

Se observa, en la Figura 4.45, dos secuencias de trote, siendo el lóbulo grande entre estos, el tiempo que le tomó a la persona en girar sobre su eje para cambiar de posición. Los picos máximos de velocidad angular en ambas secuencias es de 155 °/seg y 163 °/seg, respectivamente. Se aprecia además que al término de cada secuencia de trote la velocidad decae poco a poco, debido a que la velocidad de la persona que va trotando se va deteniendo lentamente.



**Figura 4.45.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de trote  
Elaboración: los autores

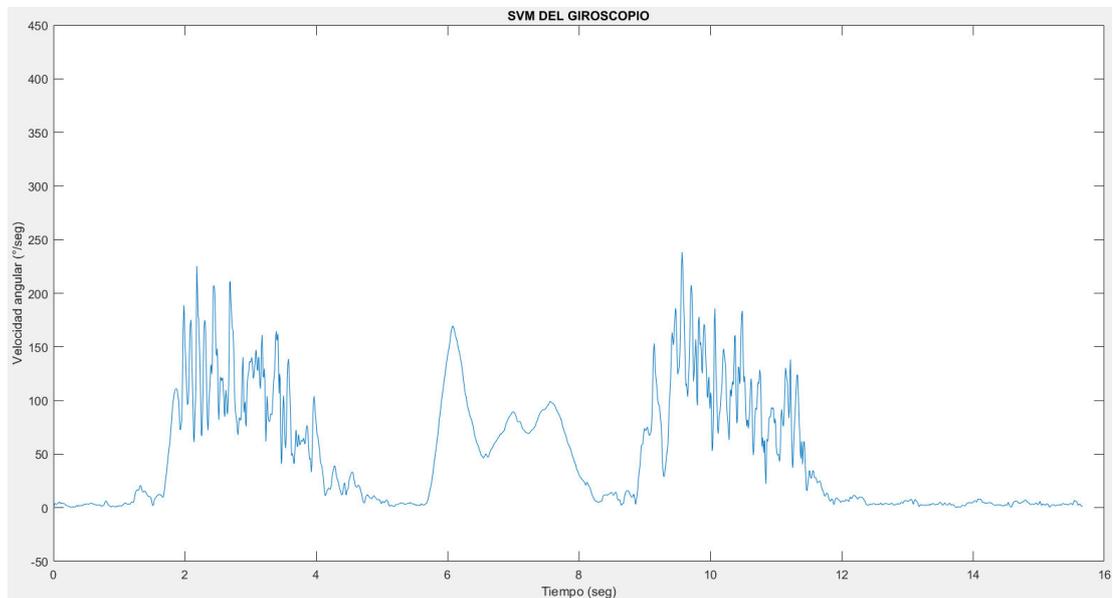


**Figura 4.46.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de trote  
Elaboración: los autores

#### d) Persona corriendo

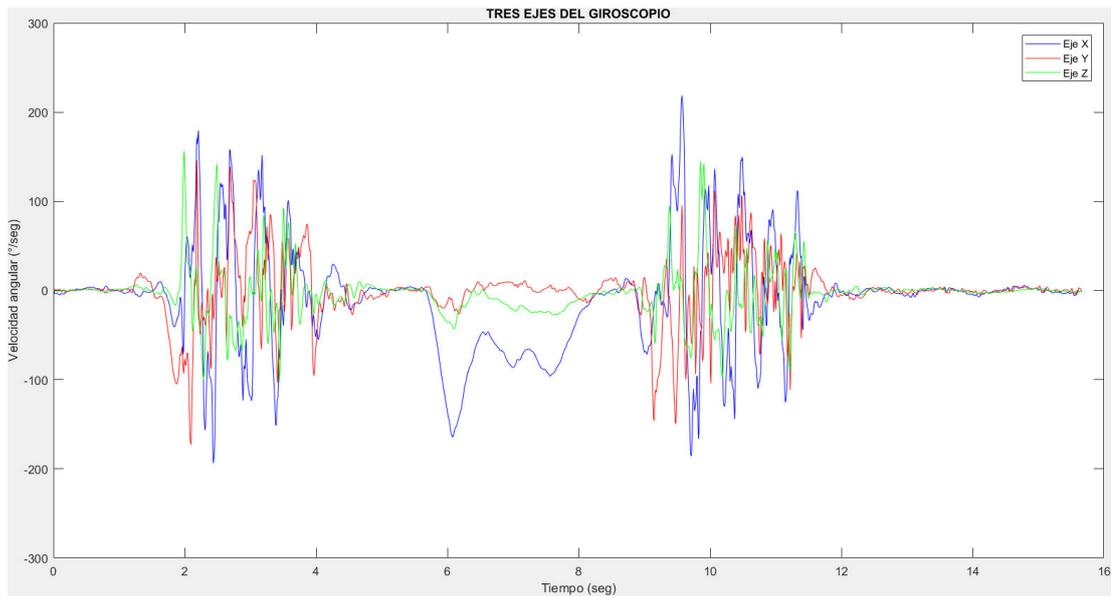
Las Figuras 4.47 y 4.48 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra corriendo.

Como en anteriores pruebas, se dividió el experimento en dos secuencias, una de ida y otra de vuelta, el lóbulo grande de la Figura 4.47 entre ambas secuencias es el giro dado sobre el eje de la persona, esta vez con una duración mayor debido a la velocidad a la que giro el sujeto de prueba. Como se mencionó en las pruebas con el acelerómetro, la forma de la señal se asemeja bastante a la señal del trote pero con una periodicidad mayor y picos máximos mucho más altos. El pico más alto generado fue de  $238\text{ }^\circ/\text{seg}$  a los 9.5 segundos de haber iniciado la prueba.



**Figura 4.47.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de corrida

Elaboración: los autores



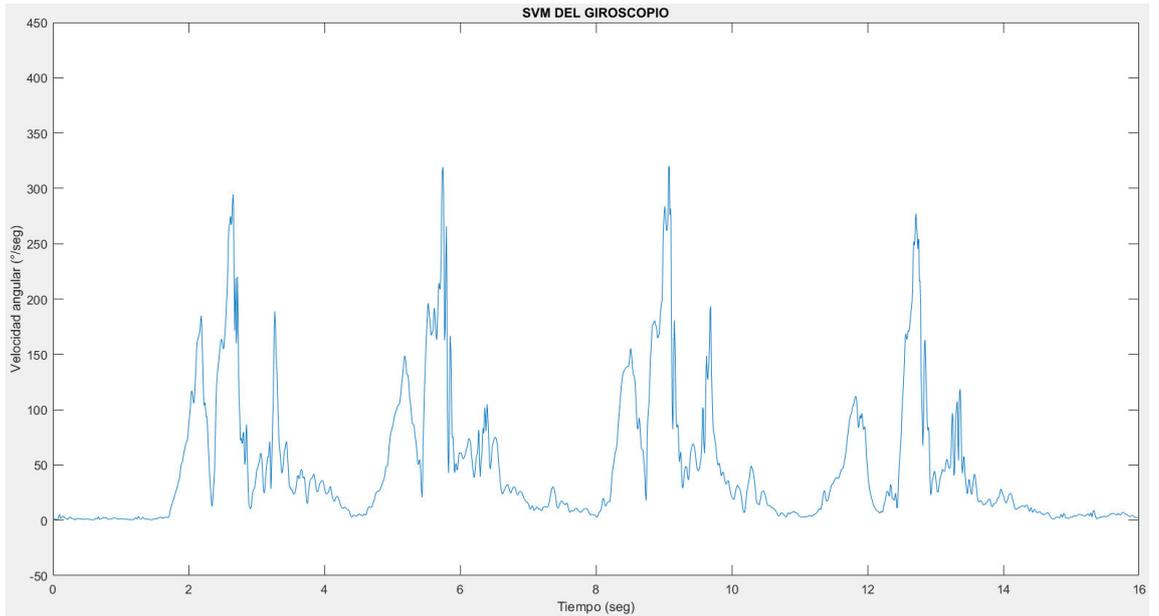
**Figura 4.48.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de corrida

Elaboración: los autores

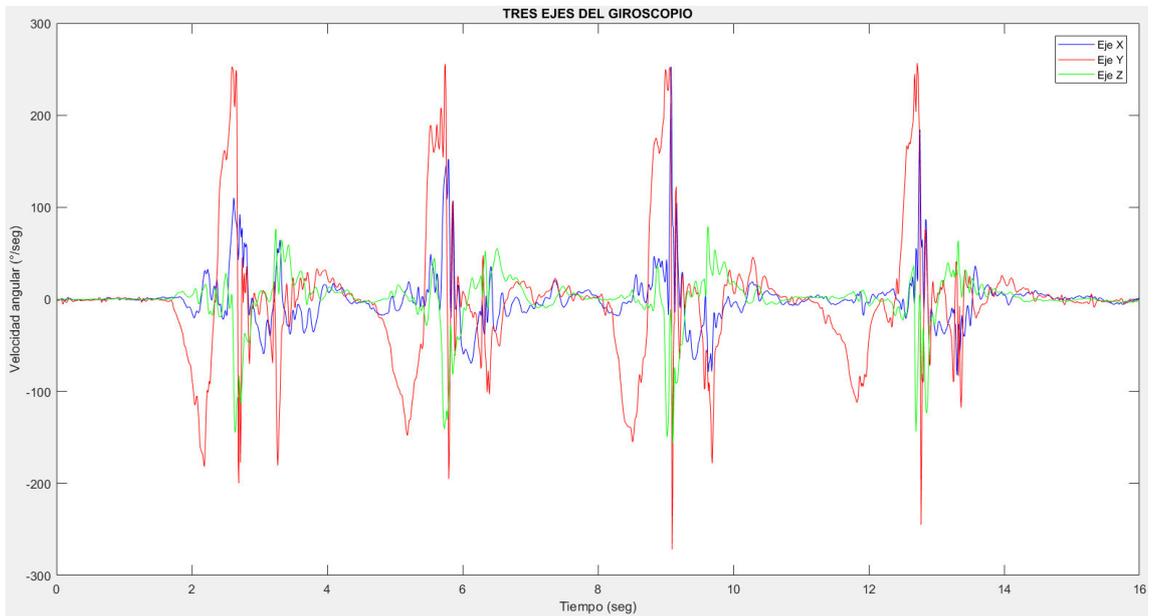
#### e) Persona saltando

Las Figuras 4.49 y 4.50 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se encuentra saltando.

A diferencia de la señal del acelerómetro, en la Figura 4.49 se pueden notar tres etapas en el patrón de la señal del giroscopio durante un salto, los cuales son: impulso, ascenso e impacto. La etapa del descenso en velocidad angular es casi nulo debido a que el cuerpo desciende por lo general en posición completamente vertical. Se observa un pico máximo de velocidad angular de 319 °/seg, picos generados justo en el momento en que el cuerpo llega a una altura máxima durante el ascenso.



**Figura 4.49.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de salto  
Elaboración: los autores

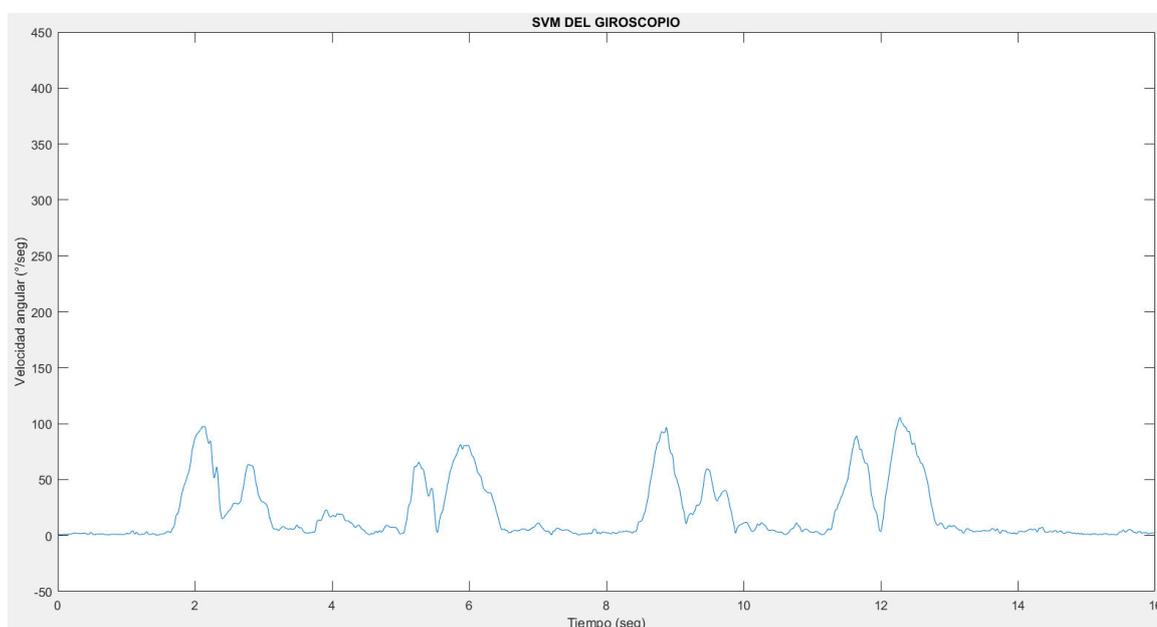


**Figura 4.50.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de salto  
Elaboración: los autores

#### f) Persona sentándose y parándose de una silla

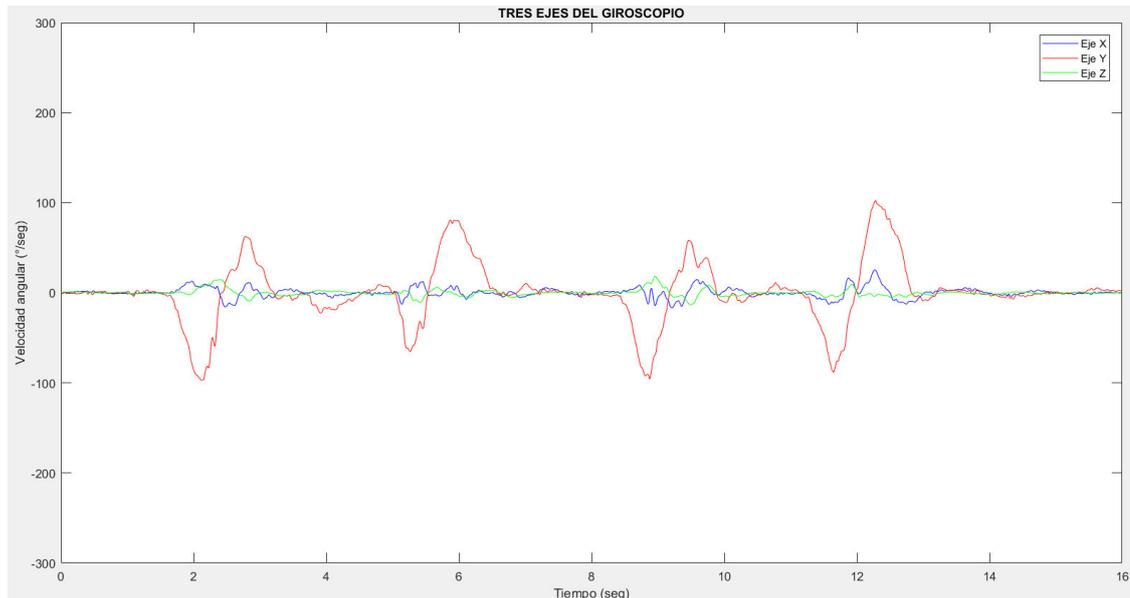
Las Figuras 4.51 y 4.52 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se sienta y para de una silla.

En la Figura 4.51, se aprecia que las velocidades angulares en posición de sentarse y pararse de una silla son representadas por dos lóbulos uno seguido de otro. Ambas velocidad angulares son bastante similares entre sí, debido a que los movimientos que realiza el cuerpo son casi los mismos, la única diferencia apreciable es el tiempo de duración que la persona demora en pararse debido al esfuerzo adicional que realiza el cuerpo. Durante la prueba, se generó un pico máximo de velocidad angular de 105 °/seg.



**Figura 4.51.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de sentarse y pararse de una silla

Elaboración: los autores



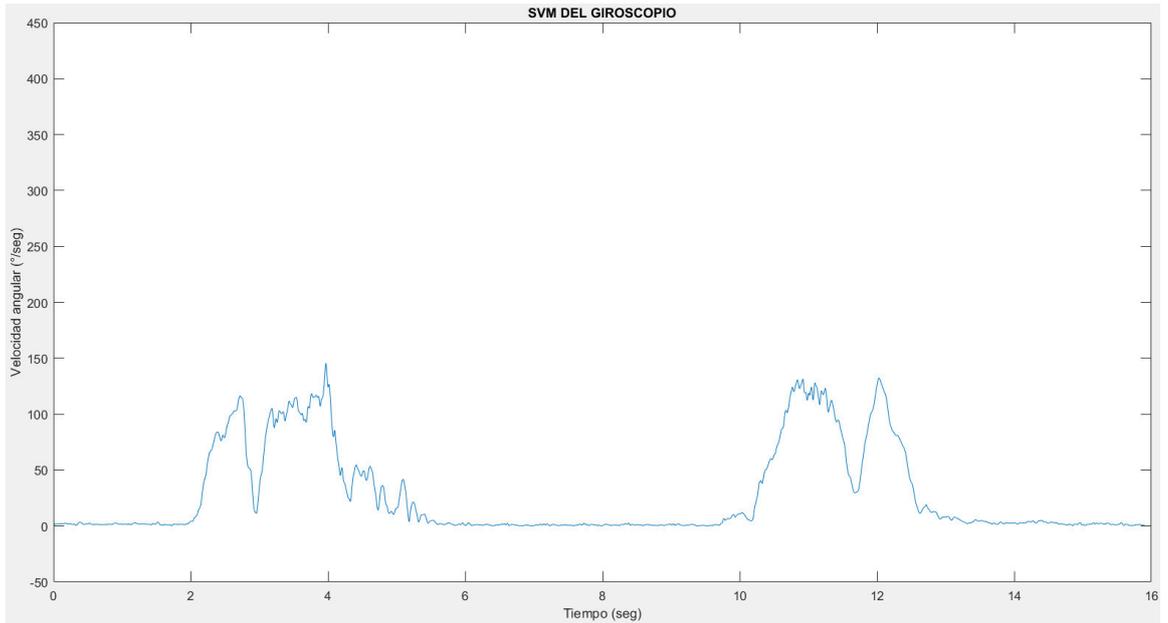
**Figura 4.52.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de sentarse y pararse de una silla

Elaboración: los autores

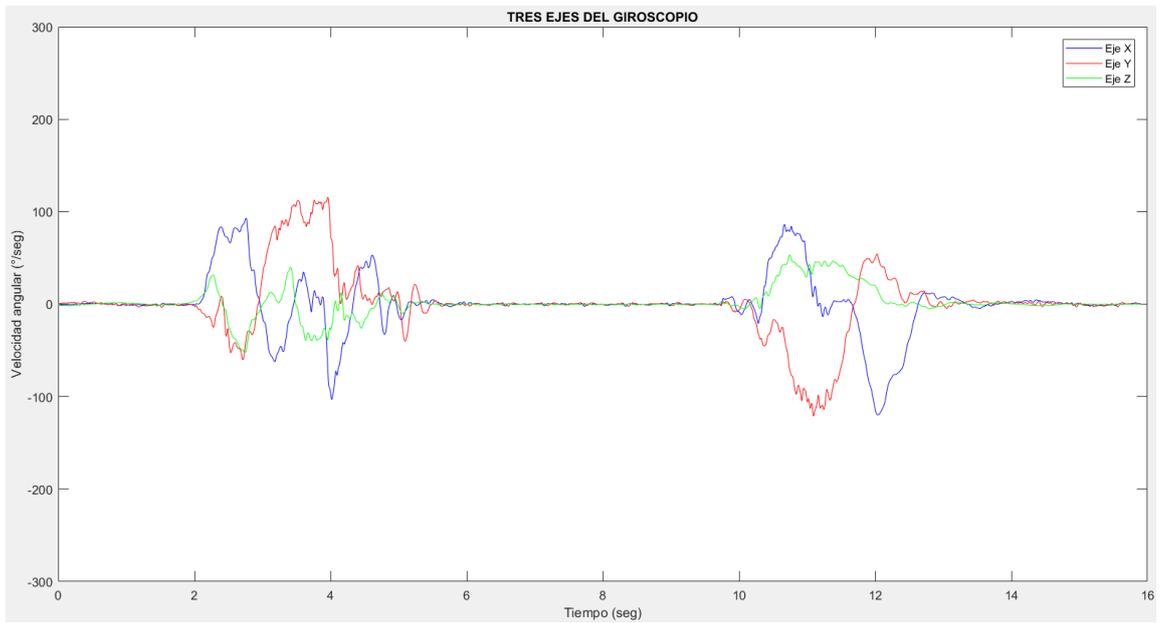
#### **g) Persona echándose y levantándose de una cama**

Las Figuras 4.53 y 4.54 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes respectivamente de una persona mientras se echa y levanta de una cama.

En la Figura 4.53, se observa que la señal de magnitud de la velocidad angular está separada en dos lóbulos, forma similar a la prueba anterior de sentarse y pararse de una silla. La diferencia entre ambas secuencias, echarse y pararse, está en que al terminar de echarse existe un pequeño efecto de rebote sobre el cuerpo, debido a la superficie suave de la cama. El pico máximo registrado de velocidad angular es de 145 °/seg.



**Figura 4.53.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de echarse y levantarse de una cama  
Elaboración: los autores

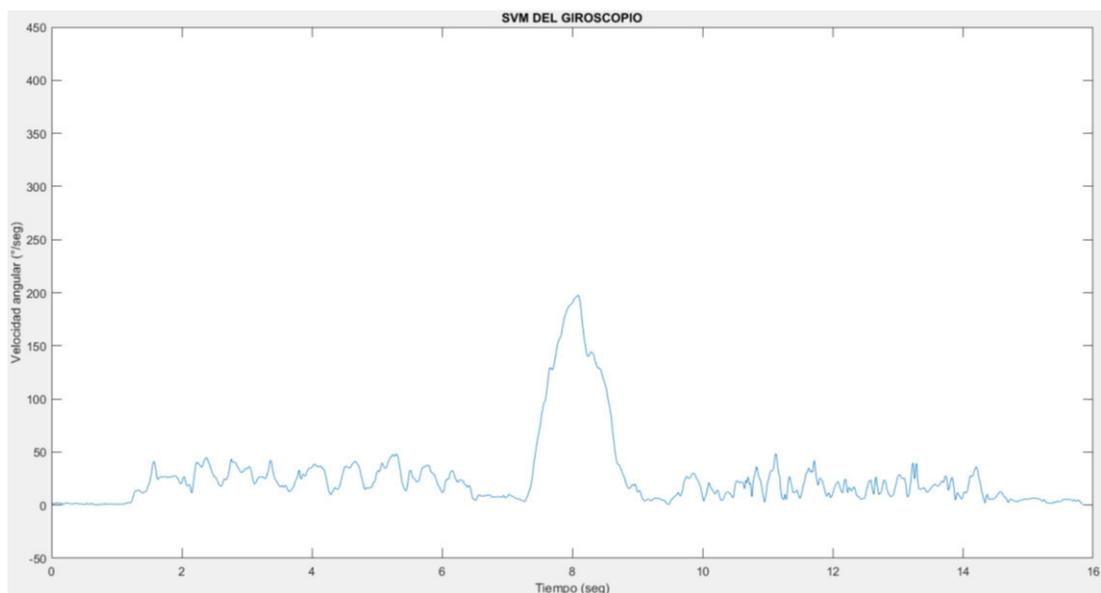


**Figura 4.54.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de echarse y levantarse de una cama  
Elaboración: los autores

#### **h) Persona subiendo y bajando las escaleras**

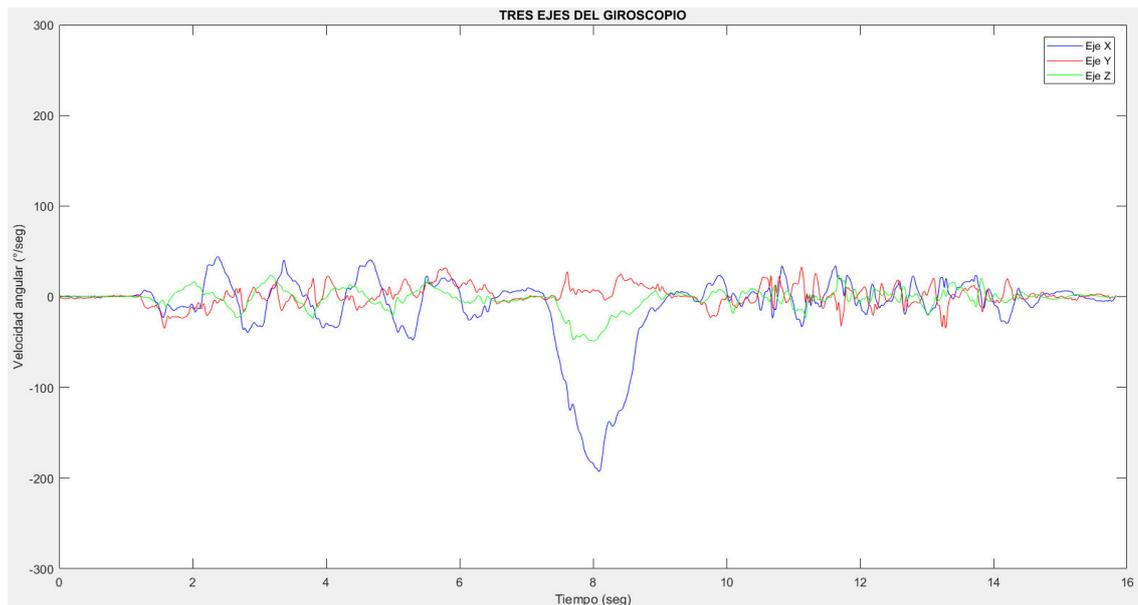
Las Figuras 4.55 y 4.56 muestran la señal de velocidad angular en magnitud y en sus tres ejes, respectivamente, de una persona mientras sube y baja de las escaleras.

Se observa en la Figura 4.55, que la secuencia de bajada y subida poseen valores relativamente bajos con respecto a otras pruebas realizadas, esto ocurre porque al realizar esta actividad el sensor ubicado en el pecho tiene muy poco movimiento debido a que se encuentra en posición casi vertical en todo momento. El lóbulo grande ubicado entre ambas secuencias representa el giro que dio la persona sobre su eje para pasar de una posición de subida, a bajada. Durante el experimento, se registró un valor máximo de velocidad angular de 48 °/seg.



**Figura 4.55.** Señal de la magnitud de velocidad angular en posición de subir y bajar escaleras

Elaboración: los autores



**Figura 4.56.** Señal de los tres ejes de velocidad angular en posición de subir y bajar escaleras

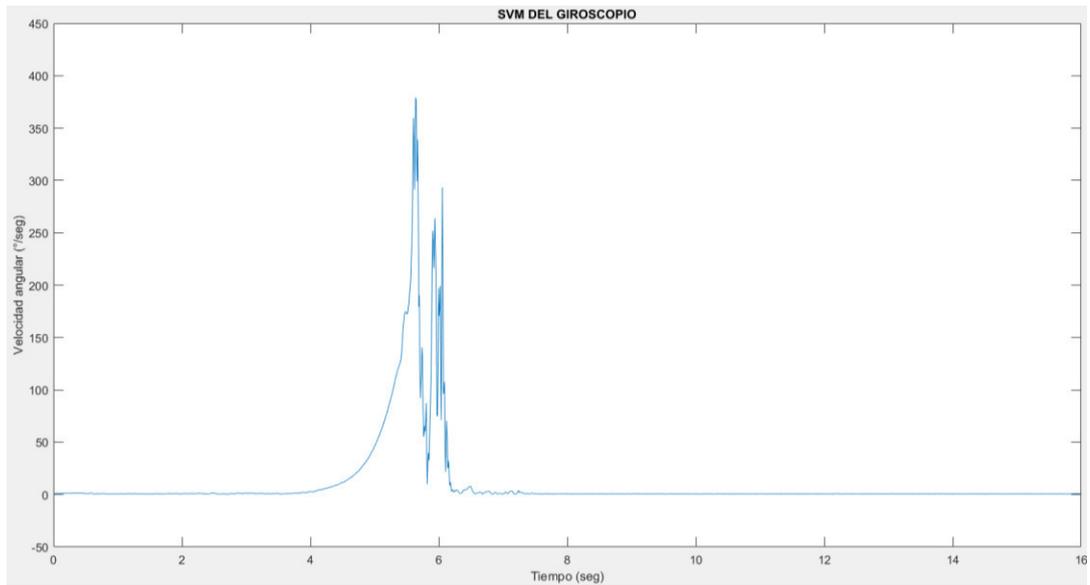
Elaboración: los autores

#### 4.1.2.2 Escenarios de caída

##### a) Caída frontal

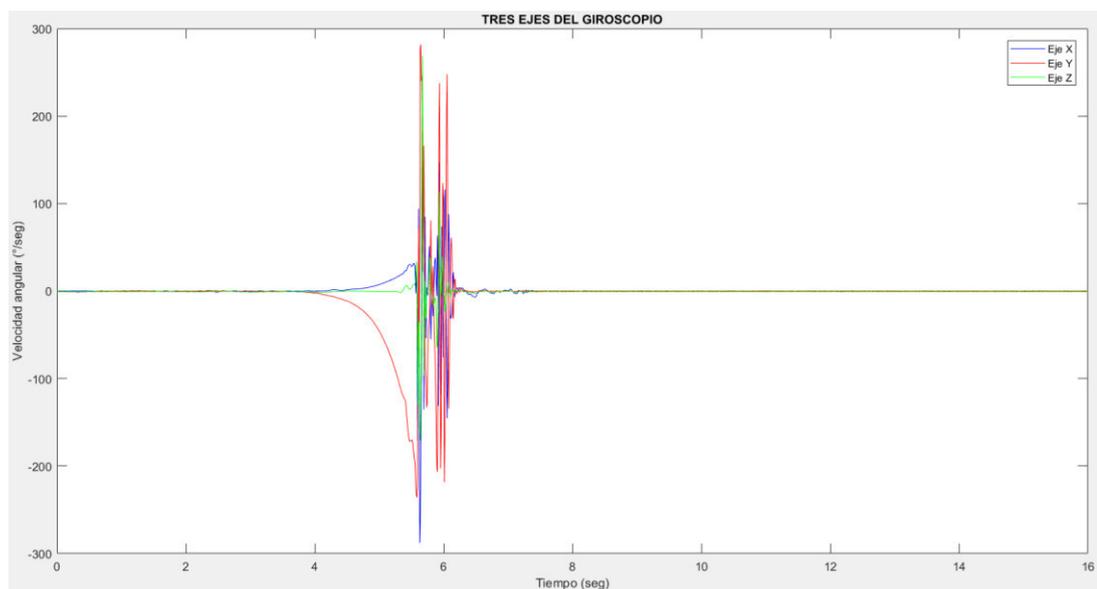
En la Figura 4.57, al igual que con el acelerómetro, se observa que el inicio de la caída comienza alrededor del segundo 5, habiendo un giro muy pronunciado que asciende hasta un pico máximo de 379.1 °/seg, momento donde el cuerpo impacta con el suelo, siendo los valores siguientes rebotes que sufre el cuerpo posterior al impacto hasta quedar totalmente estático luego de aproximadamente 1 segundo de iniciar la caída.

En la Figura 4.58, se observa que durante la caída frontal, el eje Y es el que registra casi todo el movimiento que el cuerpo realiza hacia adelante debido a que es el eje Y el que gira sobre su eje en este tipo de caída.



**Figura 4.57.** Señal de la magnitud de velocidad angular durante una caída frontal

Elaboración: los autores



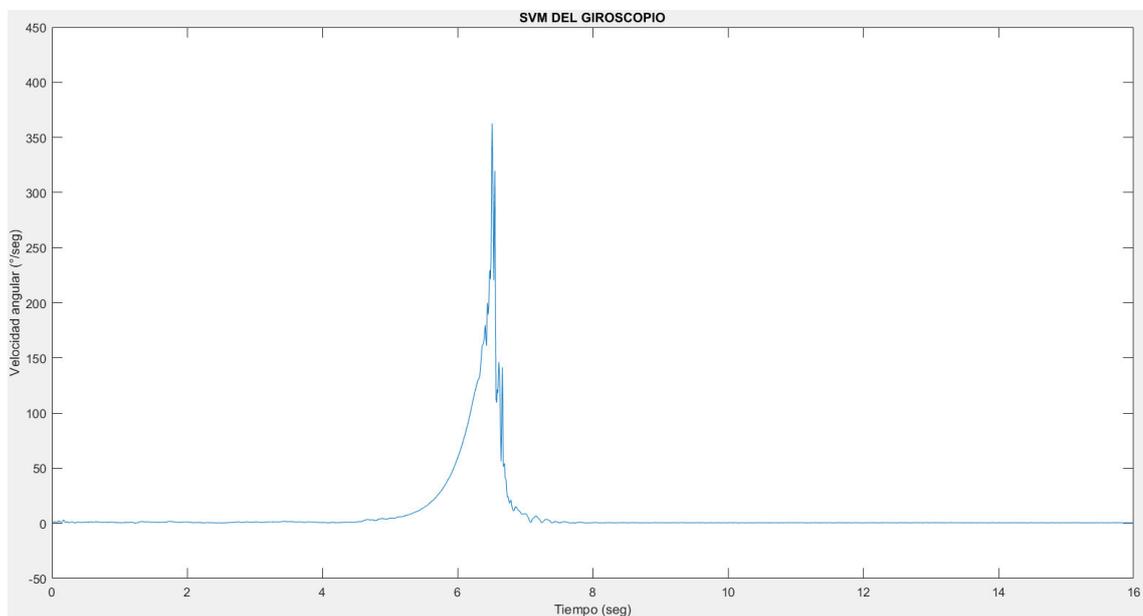
**Figura 4.58.** Señal de los tres ejes de velocidad angular durante una caída frontal

Elaboración: los autores

### b) Caída posterior

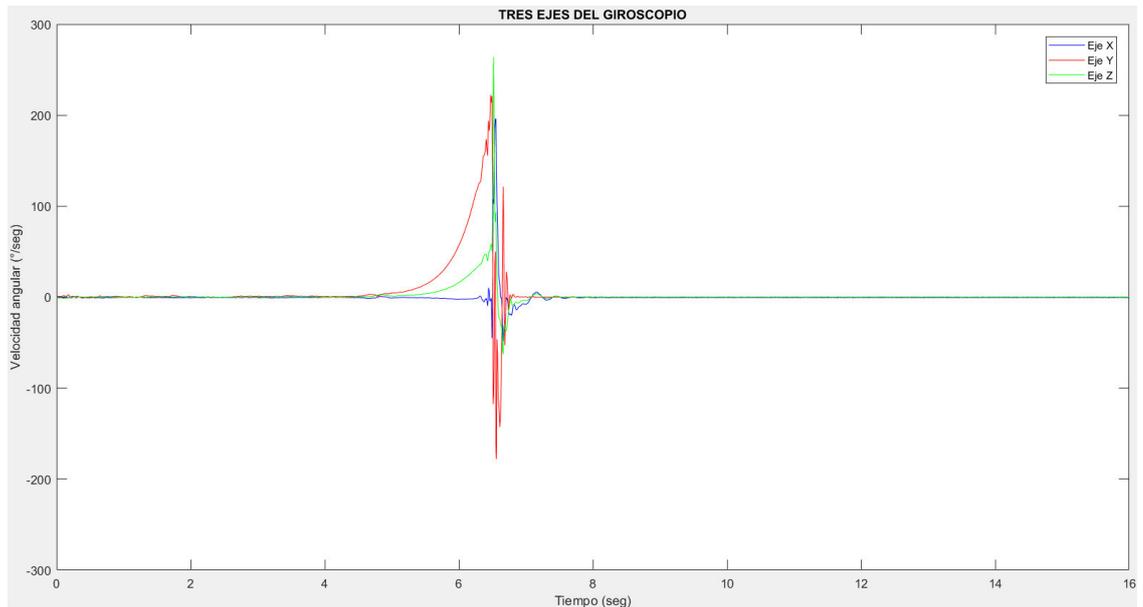
En la Figura 4.59, al igual que con el acelerómetro, se observa que el inicio de la caída comienza alrededor del segundo 6, habiendo un giro muy pronunciado que asciende hasta un pico máximo de 362.8 °/seg, momento donde el cuerpo impacta con el suelo, quedando en posición de echado luego de 1 segundo de haber iniciado la caída.

En la Figura 4.60, se observa que durante la caída frontal, el eje Y es el que registra casi todo el movimiento que el cuerpo realiza hacia atrás debido a que es el eje Y el que gira sobre su eje en este tipo de caída.



**Figura 4.59.** Señal de la magnitud de velocidad angular durante una caída posterior

Elaboración: los autores



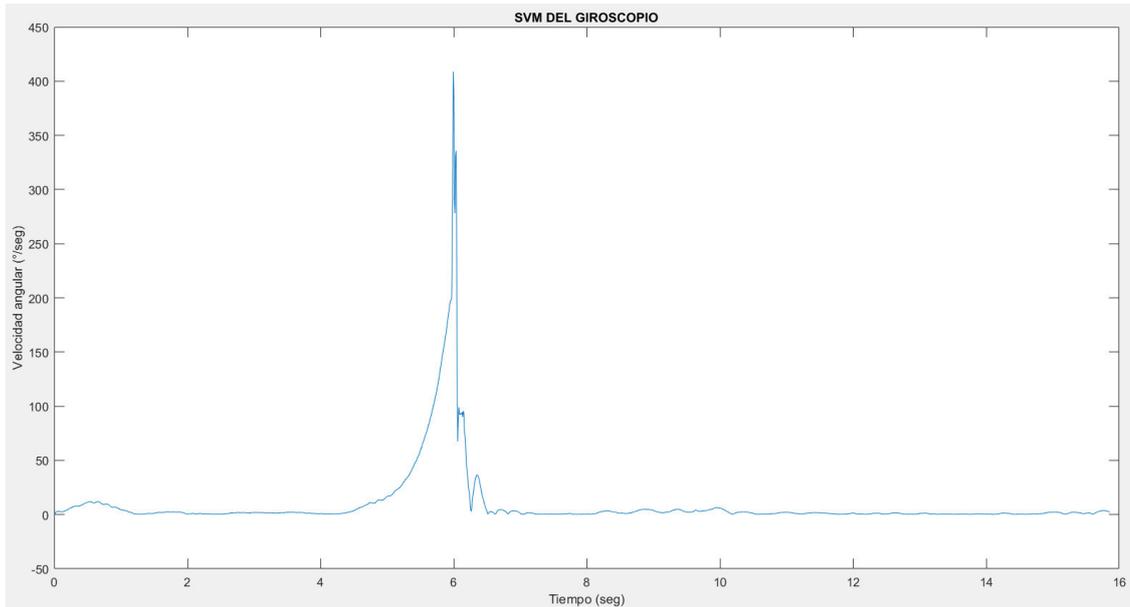
**Figura 4.60.** Señal de los tres ejes de velocidad angular durante una caída posterior

Elaboración: los autores

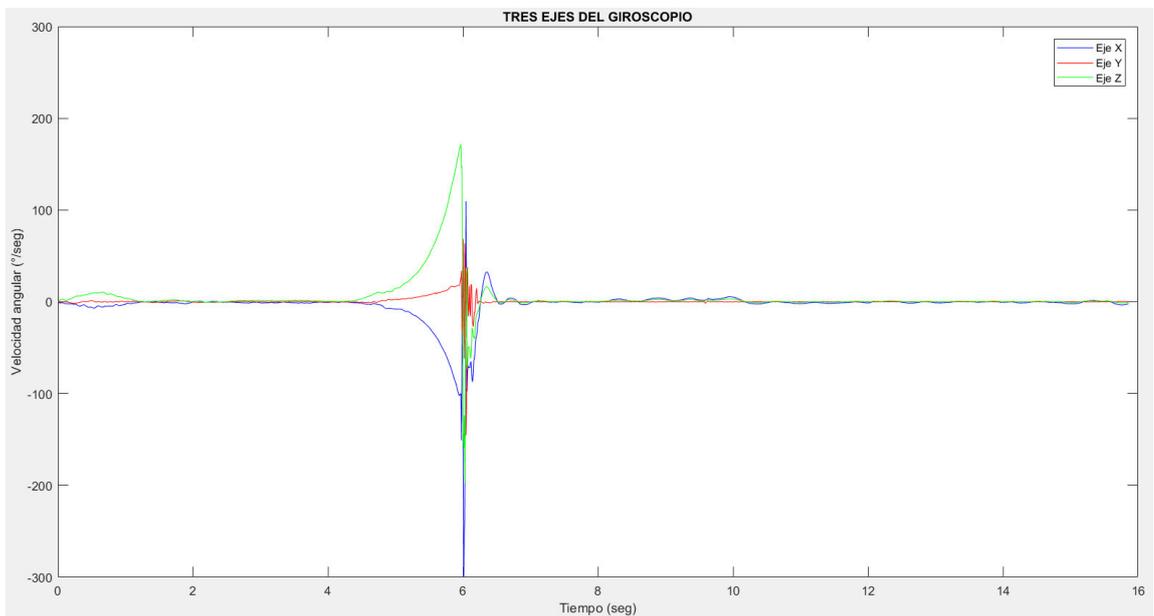
### c) Caída lateral derecha

En la Figura 4.61, al igual que con el acelerómetro, se observa que el inicio de la caída comienza alrededor del segundo 5, habiendo un giro muy pronunciado que asciende hasta un pico máximo de 408.8 °/seg, momento donde el cuerpo impacta con el suelo, quedando en posición de echado luego de 1 segundo de haber iniciado la caída.

En la Figura 4.62, se observa que durante la caída frontal, el eje Z es el que registra casi todo el movimiento que el cuerpo realiza hacia la derecha debido a que es el eje Z el que gira sobre su eje en este tipo de caída. Se observa además que el eje X también tiene un cambio significativo en su velocidad angular, esto ocurre debido a que en la señal de aceleración los ejes Y y Z también tienen un cambio significativo, repercutiendo en la velocidad angular del eje X.



**Figura 4.61.** Señal de la magnitud de velocidad angular durante una caída lateral derecha  
Elaboración: los autores

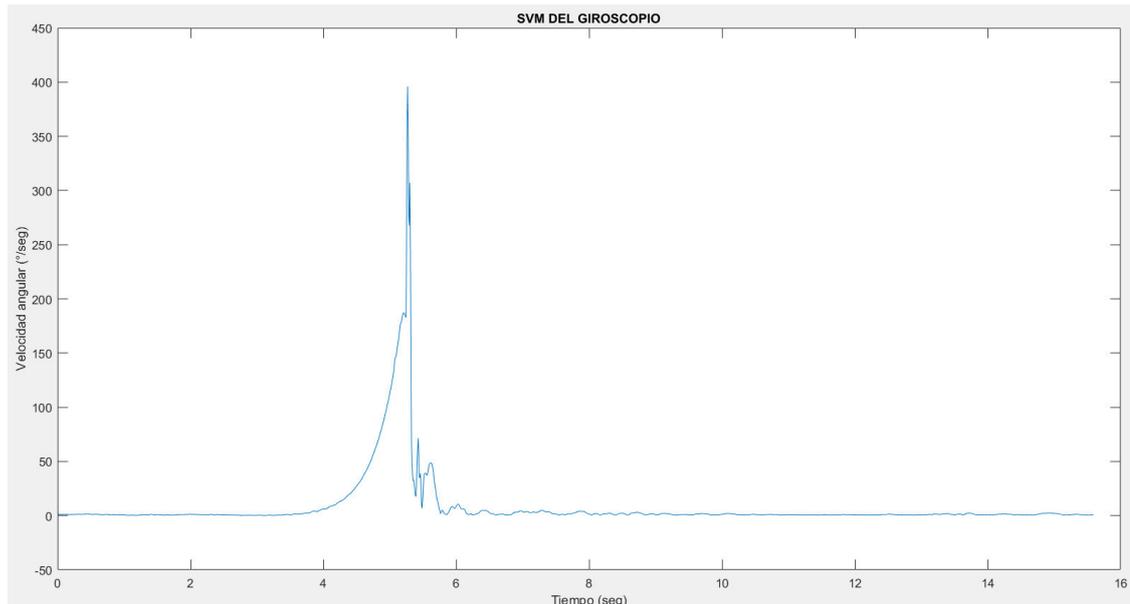


**Figura 4.62.** Señal de los tres ejes de velocidad angular durante una caída lateral derecha  
Elaboración: los autores

#### d) Caída lateral izquierda

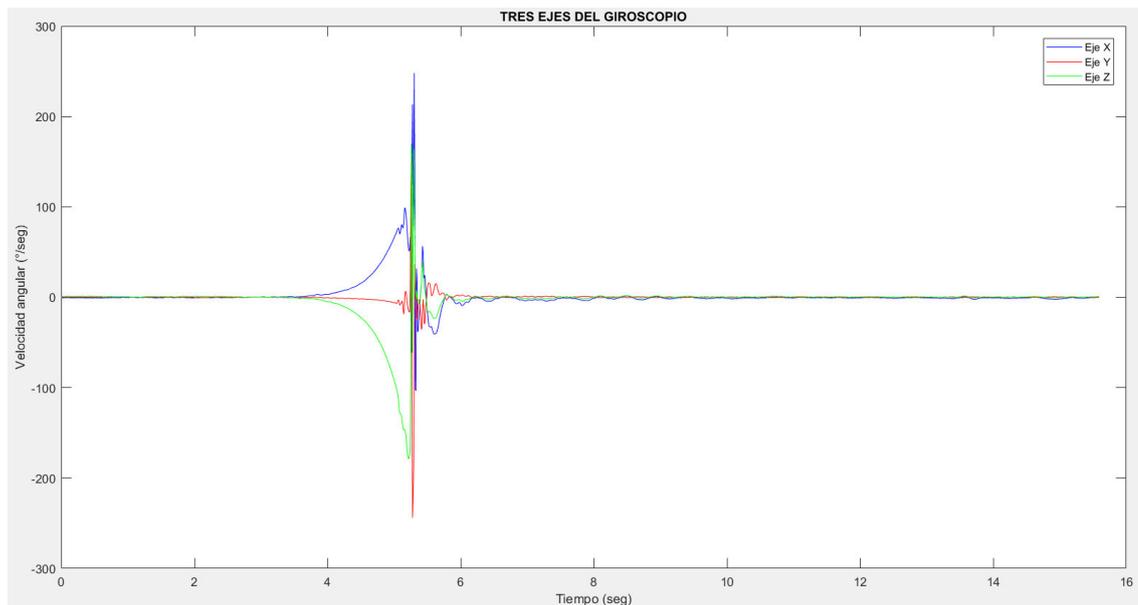
En la Figura 4.63, al igual que con el acelerómetro, se observa que el inicio de la caída comienza alrededor del segundo 4.5, habiendo un giro muy pronunciado que asciende hasta un pico máximo de 395.8 °/seg, momento donde el cuerpo impacta con el suelo, quedando en posición de echado luego de 1.5 segundo de haber iniciado la caída.

En la Figura 4.64, se observa que durante la caída frontal, el eje Z es el que registra casi todo el movimiento que el cuerpo realiza hacia la izquierda debido a que es el eje Z el que gira sobre su eje en este tipo de caída. Se observa además que el eje X también tiene un cambio significativo en su velocidad angular, esto ocurre debido a que en la señal de aceleración los ejes Y y Z también tienen un cambio significativo, repercutiendo en la velocidad angular del eje X.



**Figura 4.63.** Señal de la magnitud de velocidad angular durante una caída lateral izquierda

Elaboración: los autores



**Figura 4.64.** Señal de los tres ejes de velocidad angular durante una caída lateral izquierda

Elaboración: los autores

### 4.3 Pruebas a nivel de filtro

Los datos obtenidos de aceleración y velocidad angular provenientes del acelerómetro y giroscopio respectivamente, son filtrados utilizando un filtro digital IIR pasa-bajas de tipo Butterworth con una frecuencia de corte en 10 Hz y número de orden 2.

El filtro tiene como finalidad el eliminar ruido e interferencias del entorno, y suavizar picos no deseados que puedan haber en la señal obtenida. Según el estado de arte, autores como Soo-Youn Hwang (2012), Cismas Alexandru (2017) o Falin Wu (2015) hacen uso de este tipo de filtro en específico para la recolección de datos provenientes de acelerómetros y giroscopios en el sentido de movimientos corporales.

En los trabajos mencionados anteriormente, los autores coinciden colocando el número de orden del filtro en 2, y especifican para el filtro una frecuencia de corte en un rango de 3 a 10 Hz dependiendo del autor, esto debido a que afirman que el movimiento humano es de baja frecuencia.

### 4.3.1 Validación del diseño del filtro digital

El filtro resultante del diseño fue validado utilizando los comandos de diseño de Matlab “buttord”, del cual se obtiene el número de orden y frecuencia de corte análoga del filtro, “butter”, del cual se obtiene los coeficientes de los polos y ceros del filtro. Los coeficientes obtenidos durante el diseño a partir de las especificaciones del filtro, fueron los siguientes:

$$a = [1.0000 \quad 0.1567 \quad 0.1759] \quad \text{eq. (4.3)}$$

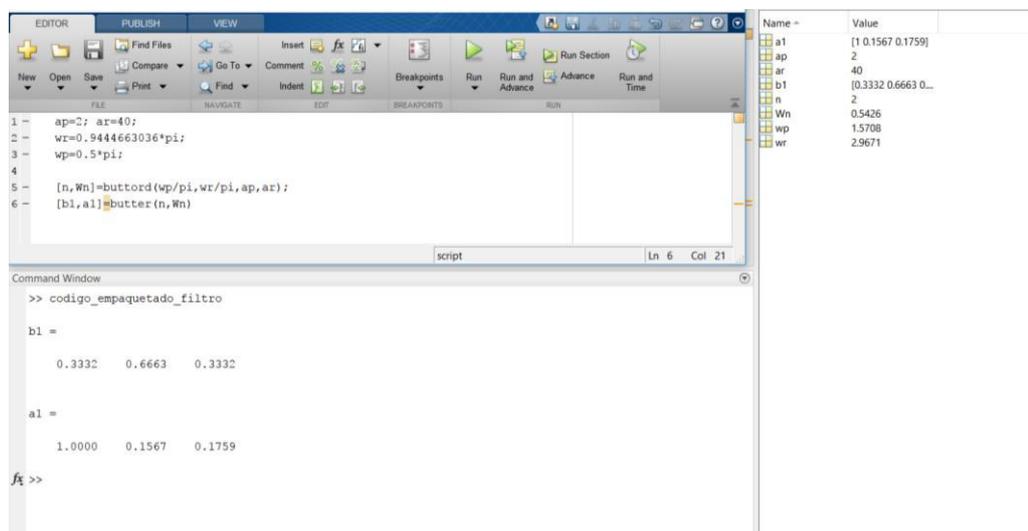
$$b = [0.3332 \quad 0.6663 \quad 0.3332] \quad \text{eq. (4.4)}$$

Donde:

*a*: coeficientes de los polos del filtro digital obtenidos a lo largo del diseño

*b*: coeficientes de los ceros del filtro digital obtenidos a lo largo del diseño

En la Figura 4.65, se muestran los coeficientes obtenidos utilizando código empaquetado, estos fueron obtenidos de la siguiente forma:



**Figura 4.65.** Coeficientes de polos y ceros del filtro obtenido mediante código empaquetado

Elaboración: los autores

Donde:

a1: coeficientes de los polos del filtro digital obtenidos mediante código empaquetado

b1: coeficientes de los ceros del filtro digital obtenidos mediante código empaquetado

ap: valor pico en dB del rizo en la banda de paso

ar: valor pico en dB del rizo en la banda de rechazo

wp: frecuencia normalizada de la banda de paso

wr: frecuencia normalizada de la banda de rechazo

n: número de orden del filtro obtenido mediante código empaquetado

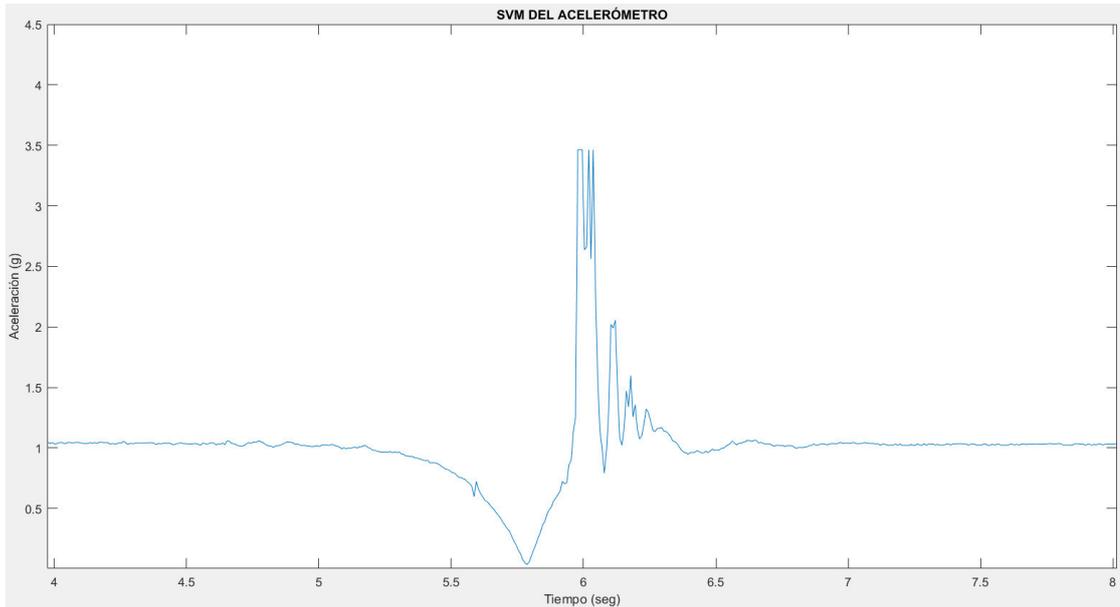
Wn: frecuencia análoga del filtro obtenido mediante código empaquetado

El resultado obtenido a partir del código empaquetado valida el diseño del filtro digital desarrollado en la tesis.

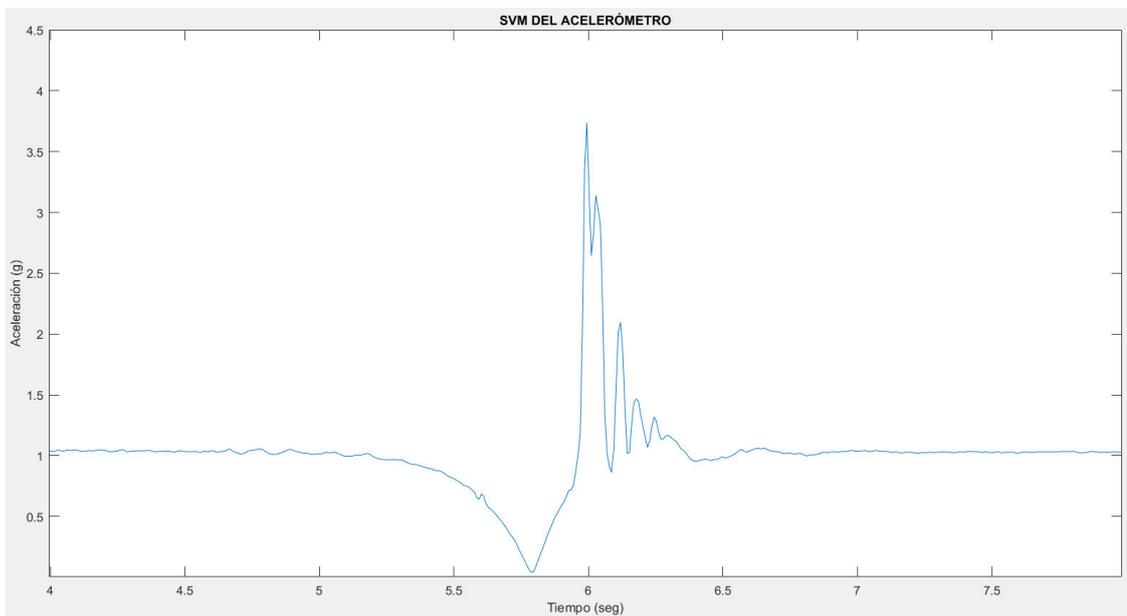
#### **4.3.2 Prueba de efectividad del filtro**

Durante las distintas pruebas realizadas en escenarios de actividades de la vida cotidiana y en escenarios de caída se observó que el filtro resulta ser más efectivo al ser utilizado para filtrar las señales en eventos de caída, esto debido posiblemente a que en este tipo de señal existe una generación de picos a una frecuencia mayor justo durante el impacto que tiene el cuerpo contra la superficie.

En la Figura 4.66, se observa una señal sin filtrar de aceleración durante una caída lateral derecha. Luego del impacto registrado en el primer pico más alto se aprecia una secuencia de picos posteriores que serán suavizados gracias al filtro digital diseñado. La señal filtrada puede ser observada en la Figura 4.67.



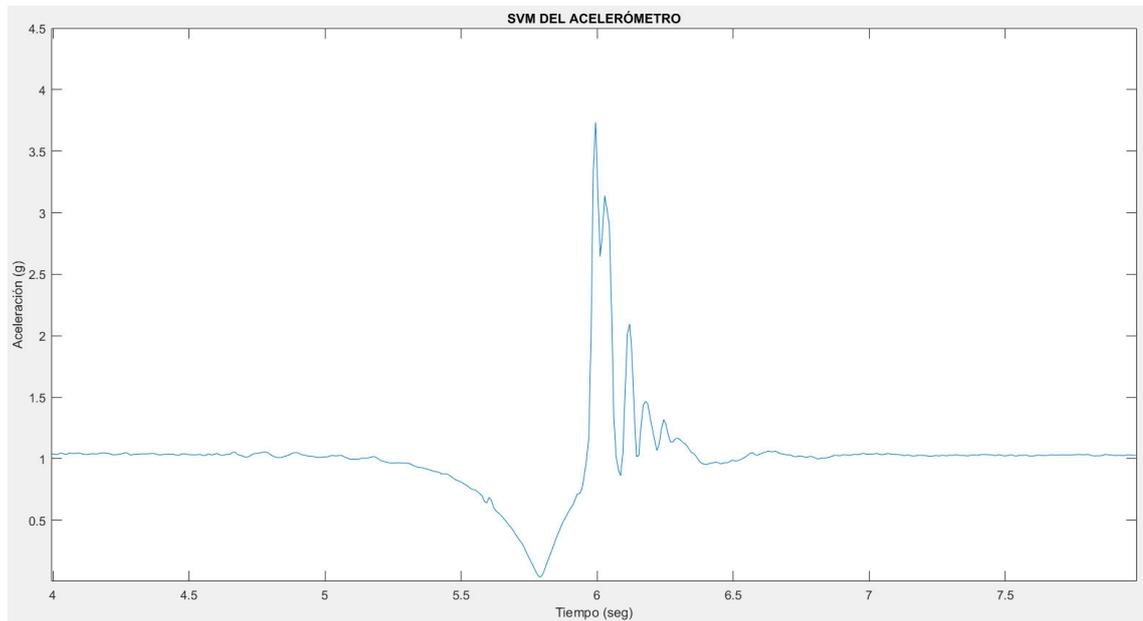
**Figura 4.66.** Señal sin filtrar de magnitud de los tres ejes del acelerómetro durante una caída lateral derecha  
Elaboración: los autores



**Figura 4.67.** Señal filtrada de magnitud de los tres ejes del acelerómetro durante una caída lateral derecha  
Elaboración: los autores

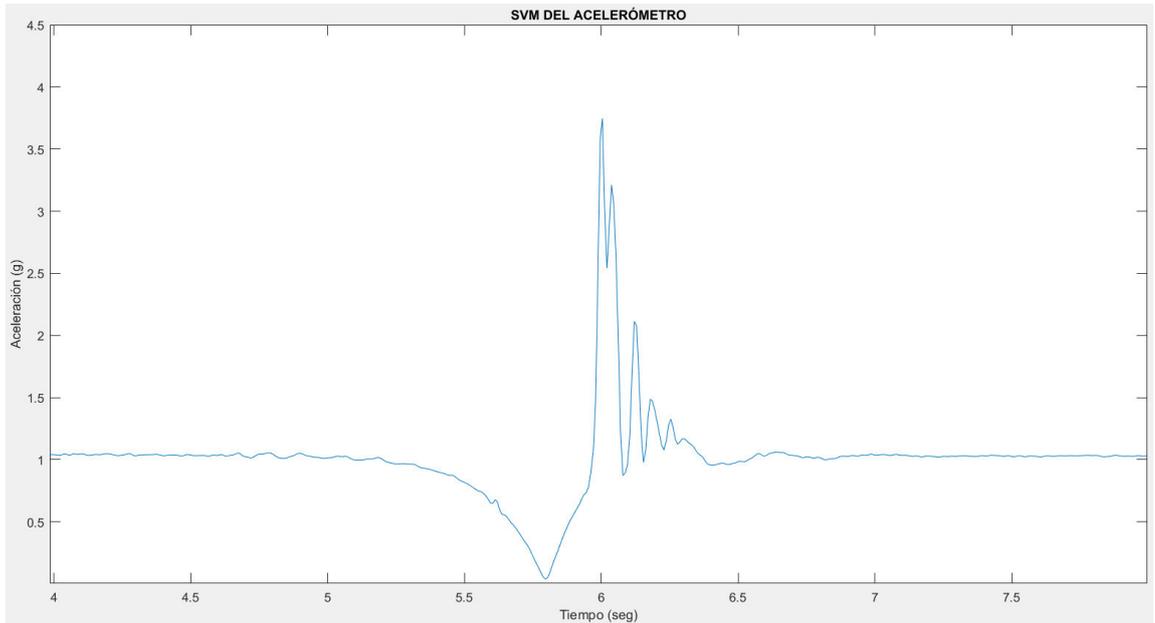
Adicionalmente, se hicieron pruebas en la efectividad del filtro mejorando la selectividad de este, esto fue realizado aumentando el número de orden del filtro. El número de orden del filtro originalmente fue

seleccionado analizando las investigaciones de distintos autores, siendo de orden 2, tal y como se muestra en la Figura 4.68. En la Figura 4.69, se aumenta el orden del filtro a 4, y posteriormente, en la Figura 4.70 a 6, sin embargo, los resultados obtenidos no fueron diferentes a los obtenidos con el número de orden original, concluyéndose que un número de orden de filtro en 2 es más que suficiente para este tipo de aplicaciones.



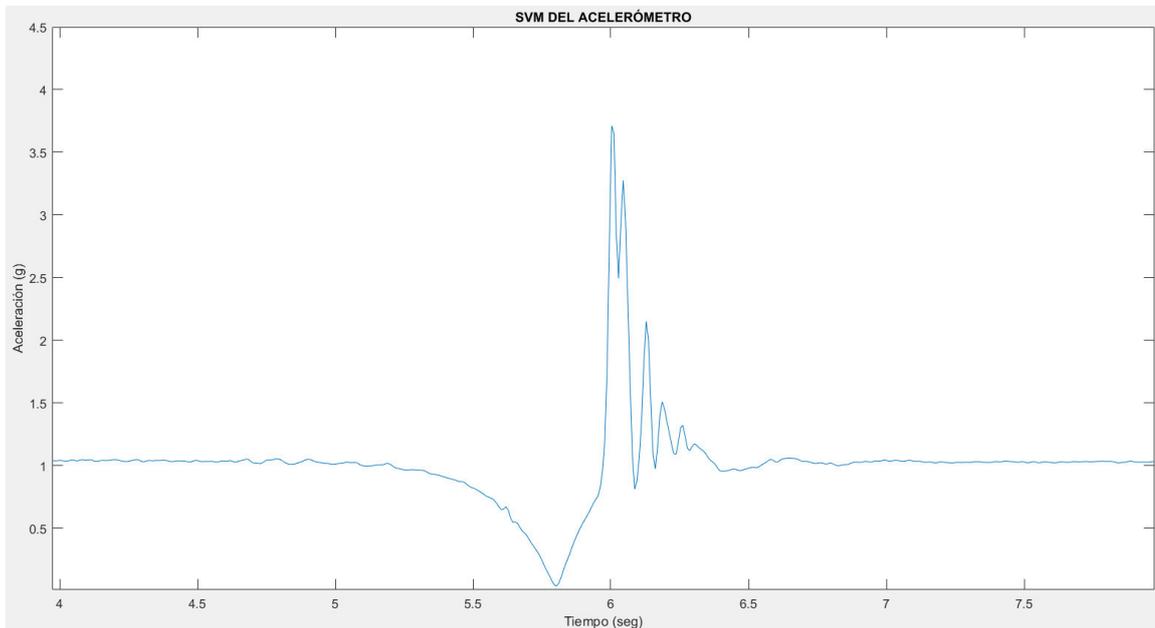
**Figura 4.68.** Señal de aceleración filtrada utilizando un número de orden igual a 2

Elaboración: los autores



**Figura 4.69.** Señal de aceleración filtrada utilizando un número de orden igual a 4

Elaboración: los autores



**Figura 4.70.** Señal de aceleración filtrada utilizando un número de orden igual a 6

Elaboración: los autores

#### 4.4 Pruebas al rendimiento del sistema

Para evaluar la fiabilidad del sistema creado, en este diseño prototipo analizador de caídas va medir los parámetros de sensibilidad y especificidad de las pruebas realizadas, las pruebas que se realizaron constan de las actividades comunes de la vida diaria (ADL) y de caídas reales de tipo rígido.

Las pruebas de ADL presentadas en este capítulo fueron realizadas por una persona de 30 años, con estura de 1.64 m y con masa de 70Kg. Para asemejar a una caída real, se realizaron pruebas con un maqui que está sujeto a caídas extremas tipo rígido en las cuatro posiciones que asume el cuerpo después del impacto. Se muestra en las ecuaciones eq. (4.5) y eq. (4.6) las fórmulas para determinar la sensibilidad y especificidad.

$$Sensibilidad = \frac{VP}{VP + FN} \times 100\% \quad \text{eq. (4.5)}$$

$$Especificidad = \frac{VN}{VN + FP} \times 100\% \quad \text{eq. (4.6)}$$

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 28, corresponde a 10 repeticiones de las 8 actividades de la vida diaria (ADL) y 10 repeticiones de los 4 tipos de caídas.

**Tabla 28.** Resultados obtenidos de ADL y caídas

Ítem	Prueba realizadas	Verdader o positivo (VP)	Falso negativo (FN)	Falso positivo (FP)	Verdader o negativo (VN)
1	Caminando	–	–	0	10
2	Corriendo	–	–	0	10
3	Echado en la cama	–	–	0	10
4	Parado	–	–	0	10
5	Saltando	–	–	0	10
6	Sentado en una silla	–	–	0	10
7	Subiendo la escalera	–	–	0	10
8	Trotando	–	–	0	10
9	Caída hacia adelante	10	0	–	–
10	Caída posterior	10	2	–	–
11	Caída lateral derecho	10	0	–	–
12	Caída lateral izquierdo	10	0	–	–

**Elaboración:** los autores

Reemplazando estos resultados en las ecuaciones eq. (4.5) y eq. (4.6), se logra una sensibilidad de 95% y una especificidad de 100%.

Se logra comparar el rendimiento del sistema propuesto con los resultados obtenidos de otros autores, concluyéndose una alta fiabilidad del sistema.

**Tabla 29.** Comparación del rendimiento obtenido en las pruebas

Título	Autor	N° de pruebas	Sensibilidad	Especificidad
Fall Detection System Using Combination Accelerometer and Gyroscope	Quoc T. Huynh y otros	324	100%	99.38%
Fall Detection Algorithm Based on Triaxial Accelerometer and Magnetometer	Tianjiao Shi y otros	270	90.83%	95.33%
Development of a Wearable-Sensor-Based Fall Detection System	Fain Wu y otros	540	97.10%	98.30%
Diseño de un sistema inalámbrico de detección de caídas aplicado a personas de la tercera edad basado en acelerómetro y teléfono móvil	Edgard Oporto Díaz	200	100%	77%
A Threshold-based Algorithm of Fall Detection Using a Wearable Device with Tri-axial Accelerometer and Gyroscope	Han Wen Guo y otros	-	-	100%
A Simple Design of Wearable Device for Fall Detection with Accelerometer and Gyroscope	M. Irwan Nari y otros	-	90%	86.70%
Fall Detection with Three-Axis Accelerometer and Magnetometer in a Smartphone	Soo-Young Hwang y otros	200	95%	-
Prototipo analizador de caídas utilizando sensores MEMS orientado a paciente en hospitales, basado en Wireless Personal Area Network WPAN	Zewant Mahaca y Erick Hugo	120	95%	100%

**Elaboración:** los autores

Como comentario adicional, los autores que logran obtener un alto porcentaje en sensibilidad y especificidad son aquellos que utilizan técnicas más complejas de procesamiento de señal o hacen uso de inteligencia artificial. Autores como Edgard Oporto Días que no hacen uso de técnicas avanzadas están sujeto a un trade-off al momento de querer aumentar el rendimiento en cualquiera de los dos parámetros a medir.

## CONCLUSIONES

1. Se diseñó el prototipo del dispositivo portátil médico para distancias no mayores a 10 metros en una arquitectura WPAN, si se deseara cambiar la distancia de transmisión se necesitaría cambiar la tecnología de transmisión inalámbrica utilizada.
2. Se logró digitalizar la data proveniente del sensor MPU-6050, a través del microcontrolador, esta es entregada gracias al ADC interno del sensor en un formato de 16 bits por eje.
3. Se calibró la sensibilidad del sensor en un rango de  $\pm 2g$  para el acelerómetro, y  $\pm 250^\circ/\text{seg}$  para el giroscopio. Esta fue calculada utilizando los datos por el fabricante en el datasheet del sensor.
4. Los datos adquiridos por el sensor fueron enviados desde el microcontrolador (nodo transmisor) hacia un computador (nodo receptor) vía Bluetooth, la data es enviada a un bitrate de 27kbps.
5. Los datos son recibidos y analizados en MATLAB, siendo la frecuencia de muestreo promedio, con la que el software recibe la señal, de 125 muestras por segundo.
6. Se diseñó e implementó un filtro digital IIR pasa-bajas de tipo Butterworth, de orden 2 y frecuencia de corte en 10 Hz. El filtro tiene

como función principal la eliminación de ruido y suavizado de picos altos.

7. Se validó el diseño del filtro digital Butterworth utilizando los comandos “butter” y “buttord” de MATLAB para el hallado de polos, ceros, y coeficientes del filtro digital. Siendo iguales los parámetros hallados mediante código abierto y mediante código empaquetado.
8. Se concluyó que un número de orden del filtro superior a 2, no tiene ningún efecto al momento de filtrar la señal obtenida por los sensores.
9. Se implementó un sistema de autonomía basado en la descarga y carga de una batería de litio de 3.8 V a 1400mAh. La duración de la batería dura aproximadamente 12 horas de uso continuo.
10. Se diseñó un algoritmo utilizado para detectar los eventos de caída, basado en tres umbrales y tiempo de duración de las caídas. El primer umbral UC1 con valor de 0.3g, el segundo umbral UC2 con valor de 3g y el tercer umbral UC3 con valor de 250°/seg. La duración entre el pico más bajo de ingravidez y el pico más alto de impacto está entre 0.2 y 0.26 segundos. Las caídas son efectuadas a no más de 2 metros.
11. El patrón de las señales de caídas obtenidas durante las pruebas fueron validadas satisfactoriamente con los resultados obtenidos por otros autores y respecto al capítulo de análisis.
12. Se determinó el rendimiento del sistema calculando la sensibilidad y especificidad de este. Se obtuvo una sensibilidad de 95% y una especificidad de 100% de un total de 120 pruebas.
13. Se diseñó una interfaz gráfica en GUI la cual fue utilizada por un operador para el ingreso de datos iniciales y muestra de resultados.

14. Se calculó la energía de impacto en unidades Newton, en base a la masa de la persona y a la altura de la persona y se implementó una alarma manual y una alarma automática, la cual envía un mail hacia uno o más correos especificados, previamente.

## RECOMENDACIONES

1. El prototipo propuesto transmite vía Bluetooth a una distancia de hasta 10 metros, sin embargo, esta distancia puede ser ampliada utilizando otro tipo de tecnología de transmisión inalámbrica. Cabe mencionar que si se cambia la distancia máxima de transmisión el concepto de WPAN podría ya no aplicar al prototipo.
2. Al momento de realizar el ajuste de sensibilidad del sensor, se debe tener en cuenta que los 16 bits que entrega el sensor por cada eje se encuentran en complemento a 2, esto quiere decir que se debe considerar el bit más significativo como el signo de la medición.
3. La frecuencia de muestreo configurada en el microcontrolador debe ser ligeramente mayor a la frecuencia a la cual se desea trabajar, debido a que durante la transmisión de los datos se agregan unos cuantos bits de control por lo que en el nodo receptor se recibirá con una menor frecuencia de muestreo.
4. Se debe tener en cuenta no sobrecargar el programa en MATLAB durante el proceso de captura de datos, debido a que la frecuencia de muestreo podría variar, significativamente.

5. Se recomienda tener un claro entendimiento de cada parámetro de diseño del filtro digital IIR Butterworth, para no tener inconvenientes mayores al momento de diseñarlo, y poder hacer la validación mediante código empaquetado.
6. El filtro Butterworth implementado en la tesis es uno de los métodos utilizados en aplicaciones basadas en sensores MEMS, sin embargo, existe una variante más avanzada y que otorgaría una mejora al sistema completo, la cual sería la implementación de un filtro de Kalman.
7. Puesto que la batería de litio utilizada en el prototipo es de 3.8V y el sistema completo opera con un voltaje de 5V, fue necesario contar con una etapa de elevación de voltaje a la entrada del circuito, esta función es realizada gracias al módulo FM6316FE la cual proporciona a su salida un voltaje de 5V constantes.
8. Previo a definir los umbrales a utilizar en el algoritmo de detección, se debe analizar profundamente cada señal de aceleración y velocidad angular en las pruebas de ADL de una persona, así como también tener un claro concepto del patrón de la señal de un evento de caída.
9. Si se desea calcular la energía de impacto en superficies distintas al concreto, se debe tener conocimiento de la distancia de amortiguamiento que tendrá el cuerpo respecto a la superficie.
10. Para obtener una sensibilidad y especificidad iguales al 100%, se tendría que modificar los umbrales mínimos y máximos del algoritmo de detección, sin embargo se debe tener en cuenta que habrá un efecto de trade-off entre ambos parámetros calculados.

11. En este tipo de aplicaciones orientadas a pacientes en hospitales, es recomendable la implementación de una alarma manual para así ampliar las posibilidades de alerta que tendrá el dispositivo.
12. No es recomendable incrementar el número de orden del filtro, ya que se comprobó que un aumento en su selectividad, no mejorará la efectividad de este.
13. El software, desarrollado en la tesis y ejecutado en el computador, debe que tener como dato inicializado el nombre del dispositivo Bluetooth con el cual se emparejará, así como el canal en el que esté.

## FUENTES DE INFORMACIÓN

### **Bibliográficas:**

Alan K. Bourke (2008): *Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly*: IEEE - Vancouver, BC, Canada

Amanpreet Kaur y otros (2016): *MEMS based inertial navigation system: An exploratory analysis*: IEEE - Rajpura, India

Andreas Ejupi y otros (2016): *Wavelet-Based Sit-To-Stand Detection and Assessment of Fall Risk in Older People Using a Wearable Pendant Device*: IEEE Transactions on Biomedical Engineering

Arnoldo Díaz-Ramírez y otros (2015): *A Falls Detection System for the Elderly Based on a WSN*: Department of Computer Systems Instituto Tecnológico de Mexicali Mexicali - Baja California, México

- Bijan Najafi (2003): *Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly*: IEEE
- Chia-Wen Lin y Zhi-Hong Ling (2007): *Automatic Fall Incident Detection in Compressed Video for Intelligent Homecare*: Department of Electrical Engineering National Tsing Hua University - Hsinchu, Taiwan
- Cismas Alexandru y otros (2017): *Crash detection using IMU sensor*: Faculty of Automatic Control and Computer Science University Politehnica Bucharest - Bucharest, Romania
- Derek Anderson y otros (2006): *Recognizing Falls from Silhouettes*: Department of Electrical and Computer Engineering, University of Missouri – Columbia, USA
- Edgard Oporto Díaz (2014): *Diseño de un sistema inalámbrico de detección de caídas aplicado a personas de la tercera edad basado en acelerómetro y teléfono móvil*: Pontificia Universidad Católica del Perú – Lima, Perú
- Emilia Gómez Gutiérrez (2009): *Introducción al filtrado digital*: Departament de Sonologia Escola Superior de Musica de Catalunya
- Falin Wu y otros (2014): *Development of a Wearable-Sensor-Based Fall Detection System*: School of Instrumentation Science and Optoelectronics Engineering, Beihang University – Beijing, China
- Han Wen Guo y otros (2015): *A Threshold-based Algorithm of Fall Detection Using a Wearable Device with Tri-axial Accelerometer and Gyroscope*: Healthcare & Beauty Research Center Cal-comp Inc. - New Taipei City, Taiwan

- Hsiao-Lung Chan y otros (2008): *Wireless body area network for physical-activity classification and fall detection*: IEEE - Hong Kong, China
- Huan-Wen Tzeng y otros (2010): *Design of Fall Detection System with Floor Pressure and Infrared Image*: Dept. of Industrial Education National Taiwan Normal University - Taipei, Taiwan
- J. Sree Madhubala y A. Umamakeswari (2015): *A Vision based Fall Detection System for Elderly People*: School of Computing, SASTRA University - Tamil Nadu, India
- Ning Jia (2009): *Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer*: Analog Devices
- Laila Alhimale y otros (2014): *The implementation of an intelligent and video-based fall detection system using a neural network*: Department of Software Technology Research Laboratory, De Monfort University - Leicester, United Kingdom
- Juan Manuel Laguna-Parras (2011): *Incidencia de caídas en un hospital de nivel 1: factores relacionados*: Gerokomos vol.22 no.4 Barcelona
- M. Irwan Nari y otros (2016): *A Simple Design of Wearable Device for Fall Detection with Accelerometer and Gyroscope*: School of Electrical Engineering and Informatics, Institut Teknologi Bandung - Bandung, Indonesia
- Majd Alwan y otros (2006): *A Smart and Passive Floor-Vibration Based Fall Detector for Elderly*: Department of Electrical and Computer Engineering, University of Virginia - Charlottesville, USA
- Majid Dadafshar y otros (2014): *Accelerometer and gyroscopes sensors: Operation, Sensing, and Applications*: Maxim Integrated

Ming-Chih Chen y Yang-Ming Liu (2013): *An Indoor Video Surveillance System with Intelligent Fall Detection Capability*: Department of Electronic Engineering, National Kaohsiung First University of Science and Technology - Kaohsiung City, Taiwan

Omar Aziz y otros (2012): *Distinguishing Near-Falls from Daily Activities with Wearable Accelerometers and Gyroscopes using Support Vector Machines*: 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS - San Diego, California USA

Paul Tripler (2010): *Física para la Ciencia y la Tecnología (Vol. I)*

Pooja Shukla y Arti Tiwari (2015): *Vision based approach to human fall detection*: CSVTU University Chhattisgarh

Quoc T. Huynh y otros (2013): *Fall Detection System Using Combination Accelerometer and Gyroscope*: School of Electrical Engineering, International University - Vietnam National University – Hochiminh City, Vietnam

R. Cucchiara y otros (2010): *A Multi-Camera Vision System for Fall Detection and Alarm Generation*: Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - University of Modena and Reggio Emilia Via Vignolese – Modena, Italy

Raj Jain (2008): *Medical Applications of Wireless Networks*: Washington University in St. Louis

Raquel González Vega y otros (2016): *Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros*: Facultad de Informática, Universidad Complutense de Madrid – Madrid, España

- Redrován Parra Hugo Santiago y Andrade Padilla José Arcesio (2016): *Diseño e Implementación de un Sistema de Detección y Notificación de Caídas en Personas de la Tercera Edad*: Universidad Politécnica Salesiana – Cuenca, Ecuador
- Sergio Alvarado y David Juárez (2012): *Redes de Área Corporal en el Cuidado de la Salud*: Universidad Nacional Autónoma de México - Ciudad de México, México
- Soo-Young Hwang y otros (2012): *Fall Detection with Three-Axis Accelerometer and Magnetometer in a Smartphone*: Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University - Baekje-daero, Deokjin-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do, Republic of Korea
- Tianjiao Shi y otros (2016): *Fall Detection Algorithm Based on Triaxial Accelerometer and Magnetometer*: Engineering Letters, 24:2, EL\_24\_2\_06
- Wann-Yun Shieh y Ju-Chin Huang (2009): *Speedup the Multi-Camera Video-Surveillance System for Elder Falling Detection*: Department of Computer Science and Information Engineering Chang Gung University – Taiwan
- Wildor Ferrel Serruto (2012): *Curso: Procesamiento Digital de Señales*: Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, Facultad de Ingeniería de Producción y Servicios, Departamento Académico de Ingeniería Electrónica, Escuela Profesional de Ingeniería de Telecomunicaciones – Arequipa, Perú
- Xuebing Yuan y otros (2015): *Fall Detection Analysis with Wearable MEMS-based Sensors*: School of Mechanical Science and Engineering Huazhong University of Science & Technology - Wuhan, 430074, China

Y T. Ngo y otros (2012): *Study On Fall Detection Based On Intelligent Video Analysis*: Electronic & Telecomm.Dept. Duc Minh College of Economic and Technology - Danang, Vietnam

### **Electrónicas:**

The BIS2A Team. (2016). *01.3 Models, Simplifying Assumptions and Bounding*. Texas, EU: OpenStax CNX. Recuperado de <https://cnx.org>

David Niewolny. (2010). *Addressing portable medical device needs*. Texas, EU: The Curation Copmany. Recuperado de <http://www.techdesignforums.com>

OKW. (2017). *Ergo-Case*. Texas, EU: OKW Enclosures Inc. Recuperado de <https://www.okwenclosures.com>

Wildor Ferrel Serruto. (2012). *Curso: Procesamiento Digital de Señales*. Arequipa, Perú: Scribd. Recuperado de <https://es.scribd.com>

Andreas Antoniou. (2007). *Part 3: IIR Filters – Bilinear Transformation Method*. BC, Canadá: University of Victoria. Recuperado de <http://www.ece.uvic.ca>

InvenSense. (2013). *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4*. California, EU: InvenSense Inc. Recuperado de <https://www.invensense.com>

ITead Studio. (2010). *HC-05 Bluetooth to Serial Port Module*. Shenzhen, China: ITEad Intelligent Systems Co., Ltd. Recuperado de <http://www.electronic aestudio.com>

Fu Man Electronics. (2011). FM9833 Mobile Power Management Private IC. Shenzhen, China: Shenzhen Fu Man Electronics Co., Ltd. Recuperado de <http://www.thebackshed.com>

Monteagudo Peña, José Luis y otros. (2007). *Redes inalámbricas para los nuevos servicios personales de e-salud basados en tecnologías de inteligencia ambiental*. Ciudad Real, España: SEAP. Recuperado de <http://www.conganat.org>

Ryan Winfield y Mark Gerior. (2006). *Avoiding Interference in the 2.4-GHz ISM Band*. Ámsterdan, Holanda: Cypress Semiconductor. Recuperado de <https://www.eetimes.com>

Mailen Yamila. (2009). *Grupo 1 Bluetooth*. Buenos Aires, Argentina: Editorial ORT. Recuperado de <http://campus.almagro.ort.edu.ar>

## **ANEXOS**

1. Anexo N°1: Caídas en el adulto mayor. Estudio de una serie de pacientes de consultorio externo de medicina del Hospital Nacional Cayetano Heredia.
2. Anexo N°2: Evaluación del riesgo e incidencia de caídas en pacientes adultos hospitalizados.
3. Anexo N°3: Datasheet del microcontrolador Atmega 328
4. Anexo N°4: Datasheet del sensor MPU6050
5. Anexo N°5: Datasheet del Bluetooth HC-05

## **ANEXO N°1**

### **Caídas en el adulto mayor. Estudio de una serie de pacientes de consultorio externo de medicina del Hospital Nacional Cayetano Heredia: Estudio realizado por SANDOVAL Luis, CAPUÑAY José, VARELA Luis.**

**SANDOVAL Luis<sup>1</sup>, CAPUÑAY José<sup>1</sup>, VARELA Luis<sup>2</sup>.**

<sup>1</sup>Médico Residente de Geriátría. Hospital Nacional Cayetano Heredia  
Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú.

<sup>2</sup>Médico Asistente, Departamento de Medicina, Hospital Nacional Cayetano Heredia.  
Coordinador de Residentado Médico en Especialidad de Medicina Interna y Geriátría.  
Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú.

#### **SUMMARY**

Falling is associated with serious morbidity among elderly people, and this Fac. Is often not registered in the clinical assessment by the physician. Objective: To determine the frequency of falling in outpatients of the medicine service, at the Hospital Nacional Cayetano Heredia. Material and methods: A prospective, and randomized study was done, that included 60 patients aged over 60 years. Results and conclusions: Fall occurred in 33% of patients and they were more frequent between 80 to 89 years old group. The fallings occurred most frequently at outdoors (55%), and by extrinsic factors (65%). (Rev Med Hered 1996; 7: 119-124).

**KEY WORDS:** Elderly, falls, morbidity.

#### **RESUMEN**

La caída en el adulto mayor está relacionada con importante morbilidad, y este hecho muy a menudo no es registrado en la evaluación realizada por el médico internista. Objetivo: Determinar la frecuencia de caídas en adultos mayores. Material y métodos: Se realizó un estudio prospectivo y randomizado y se incluyeron 60 pacientes ambulatorios de 60 o más años de edad, del Servicio de Medicina del Hospital Nacional Cayetano Heredia. Resultados y conclusiones: La frecuencia de caídas fue de 33% y ocurrieron en mayor frecuencia en el grupo de 80-89 años de edad. Las caídas ocurrieron en exteriores (55%), y por factores extrínsecos (65%). (Rev Med Hered 1996; 7: 119-124).

**PALABRAS CLAVES:** Adulto mayor, caídas, morbilidad.

#### **INTRODUCCION**

Los estudios demográficos en nuestro país muestran una clara tendencia a la disminución de la tasa de natalidad, paralelamente a un aumento de la esperanza de vida general. De acuerdo con el censo realizado en 1993, un 7% de la población general tiene 60 años a más. Según trabajos de proyección de crecimiento poblacional, este grupo etáreo se incrementará a 12% para el año 2025 (1).

Dentro de esta realidad, una adecuada evaluación del paciente adulto mayor, debe considerar un enfoque integral del paciente, considerando aspectos físicos psíquicos y sociales, y remarcar el rol preventivo como una prioridad sobre el rol organicista-reparativo que con frecuencia se utiliza.

El problema de las caídas en los adultos mayores engloba toda una compleja situación, teniendo sus propios factores de riesgo, consecuencias físicas en términos de morbilidad, e incluso mortalidad. Esas complicaciones de las caídas no solamente son físicas sino psicológicas, sociales y económicas (12).

En países como Estados Unidos de Norteamérica, la frecuencia de caídas alcanza hasta los 30% de las personas mayores de 65 años que viven en la comunidad, cada año.

La frecuencia se incrementa a 40% entre los mayores de 80 años, siendo la sexta causa de fallecimiento entre los adultos mayores (3,10,11).

En el presente trabajo realizamos un estudio descriptivo de tipo prospectivo entre pacientes adultos mayores que acudieron por el consultorio externo de medicina en un hospital, con el objetivo de evaluar la frecuencia de caídas, y establecer características de las condiciones en que se realizan. Esto permitirá insistir en aspectos preventivos, a veces tan poco considerados.

## **MATERIAL Y METODOS**

Se tomó una muestra al azar de 60 pacientes mayores de 60 años, ya que de acuerdo a las Naciones Unidas, se considera población de edad geriátrica a los mayores de 60 años. Se consideró a pacientes ambulatorios residentes en la comunidad según sexo, grupos étnicos, causas de caídas por factores extrínsecos o intrínsecos, lugar de caída intra o extradomiciliario.

Se entiende por factor extrínseco aquel obstáculo que provoca la caída, ajeno al organismo del paciente (accidente, escaleras) e intrínseco cuando es debido a deficiencias del organismos (problemas de equilibrio, por ejemplo).

La definición de caída es cualquier incidente en el que el paciente termina sobre el piso, o plano inferior, sin intención, en el último año (5).

Se entrevistaron 60 pacientes mayores de 60 años entre abril y mayo de 1995, que acudieron a la consulta externa de medicina del Hospital Nacional Cayetano Heredia (HNCH), utilizándose ficha 'ad hoc' para evaluación de problemas en pacientes gerentes.

## **RESULTADOS**

La edad promedio de los pacientes incluidos en el estudio fue de 72.6 años en los varones y 70.6 años, en las mujeres.

Veinte pacientes (33.3%) señalaron haber tenido por lo menos una caída el último año.

El cuadro N°1 muestra mayor frecuencia de caídas en mujeres en el grupo de 60 a 69 años y en el grupo étnico de 80-89 años. La frecuencia de caídas fue similar en ambos sexos.

En el cuadro N°2, podemos apreciar el lugar de ocurrencia de las caídas. La ocurrencia extradomiciliaria o exterior fue de 55%, mientras que el intradomiciliario fue de 45%. Dentro del domicilio el lugar de caídas más frecuente fue al transitar por las escaleras (44%), seguido por caídas en el dormitorio al tratar de levantarse de la cama (33%).

## ANEXO N°2

### Evaluación del riesgo e incidencia de caídas en pacientes adultos hospitalizados

Thiana Sebben Pasa et al. Brasil 2017

Thiana Sebben Pasa<sup>2</sup>  
Tânia Solange Bosi De Souza Magnago<sup>3</sup>  
Janete De Souza Urbanetto<sup>4</sup>  
Mari Angela Meneghetti Baratto<sup>2</sup>  
Bruna Xavier Morais<sup>5</sup>  
Jéssica Baldissera Carollo<sup>6</sup>

Objetivos: evaluar el riesgo para caídas de pacientes hospitalizados y verificar la incidencia del evento en ese ambiente. Método: estudio de cohorte, aprobado por Comité de Ética en Investigación, que siguió 831 pacientes internados en un hospital universitario. Se utilizó la Morse Fall Scale (MFS) para evaluar el riesgo y se consideró como expuesto a las caídas el paciente con riesgo elevado ( $\geq 45$  puntos). Resultados: la puntuación media de la MFS fue de 39,4 ( $\pm 19,4$ ) puntos. Entre la primera y la última evaluación, la puntuación aumentó en 4,6%. La puntuación de la primera evaluación mostró correlación positiva fuerte con la de la última evaluación ( $r=0,810$ ;  $p=0,000$ ). Conclusión: cuanto mayor la puntuación de riesgo para caídas en el momento de la admisión del paciente, mayor al final del período de internación y vice-versa. La tasa de incidencia fue 1,68% con mayor porcentaje de pacientes clasificados con riesgo elevado para caídas.

Descriptorios: Enfermería; Accidentes por caídas; Seguridad del Paciente; Escalas; Hospitalización; Incidencia.

<sup>1</sup> Artículo parte de la disertación de maestría "Avaliação do Risco de Quedas em Paciente Adultos Hospitalizados", presentada en la Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil. Apoyo financiero de la Fundação de Incentivo a Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (FIPE Jr/UFSM), Brasil, de la Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado do Rio Grande do Sul (FAPERGS), Brasil y del Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brasil.

<sup>2</sup> MSc, Enfermera, Hospital Universitário de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil.

<sup>3</sup> PhD, Profesor Adjunto, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil

<sup>4</sup> PhD, Profesor Adjunto, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

<sup>5</sup> Estudiante de Maestría, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil.

<sup>6</sup> Estudiante de Maestría, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil. Enfermera, Hospital Universitário de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil.

## Introducción

Caída es el evento en que el individuo cae al suelo o se desplaza a niveles inferiores a la posición inicial, excluyendo cambios intencionales<sup>(1)</sup>. Ese incidente en pacientes hospitalizados está entre los principales eventos adversos a ser prevenidos en las instituciones<sup>(1)</sup>.

Estudios apuntan las caídas como un evento de alta incidencia en el ambiente hospitalario, con porcentajes entre 1.1% y 22%, según la especificidad del paciente<sup>(2-3)</sup>. Este incidente está directamente relacionado a la seguridad del paciente y puede aumentar los días de hospitalización e interferir en la recuperación del individuo<sup>(4)</sup>. Caídas pueden ser influenciadas por múltiples factores y acarrear consecuencias al paciente, como: daños, alargamiento del período de hospitalización y aumento de los costos asistenciales<sup>(5)</sup>.

La evaluación del paciente y la identificación de las características que pueden aumentar la probabilidad de caídas son fundamentales para planificar estrategias de prevención efectivas<sup>(6)</sup>. Así, utilizar herramientas específicas en la identificación de individuos con mayor susceptibilidad de caer puede ser una aliada en la prevención del incidente.

Existen investigaciones relacionadas a caídas en diferentes escenarios<sup>(7-9)</sup>. Sin embargo, en Brasil, existe una laguna. Entretanto, no Brasil, existe un vacío relacionado a estudios que investiguen la incidencia de ese evento en el ambiente hospitalario, y también de la evaluación del riesgo mediante instrumentos validados. En este estudio se utilizó la *Morse Fall Scale* por ser una escala mundialmente utilizada, que permite efectivamente identificar el riesgo de caídas en adultos hospitalizados. Además, fue traducida y adaptada transculturalmente a la lengua portuguesa<sup>(10)</sup>. En este contexto, la finalidad fue evaluar el riesgo para caídas de pacientes adultos hospitalizados y verificar la incidencia del evento en ese ambiente.

## Método

Estudio de cohorte, desarrollado en las unidades de Clínica Quirúrgica y Clínicas Médica I y II de un hospital universitario, ubicado en el interior del estado de Rio Grande do Sul, Brasil. El estudio fue llevado a cabo entre marzo y julio del 2013 y abarca todos los pacientes internados en las unidades propuestas; mayores de 18 años y que aceptaron participar de la investigación. El tiempo ideal para iniciar la recolecta fue hasta 24 horas de internación. Sin embargo, para minimizar las pérdidas, fue ampliado para hasta 48 horas. No fueron establecidos criterios de exclusión.

La recolecta de datos inició tras la aprobación del proyecto por el Comité de Ética en Investigación de la Universidade Federal de Santa Maria - CEP/UFMS, opinión número: 206.995, del 25 de febrero del 2013.

Los pacientes fueron incluidos después de la firma del Término de Consentimiento Libre e Informado, por el paciente o su acompañante.

Para la recolecta fueron evaluados datos del archivo: edad, sexo, fecha de hospitalización y alta, diagnósticos médicos y registro de ocurrencia de caídas. El paciente también fue evaluado respecto a: fuerza muscular en miembros superiores e inferiores<sup>(11)</sup>, score de la *Morse Fall Scale (MFS)*<sup>(10)</sup> y ocurrencia de caídas. Se subraya que el paciente fue monitoreado durante todos los días de hospitalización y que los datos fueron recolectados diariamente por colectores capacitados previamente por la investigadora.

Los datos fueron organizados en *Excel*®, versión 2010, con doble digitación independiente. Tras la verificación de errores e inconsistencias, el análisis fue desarrollado en el *software Predictive Analytics SoftWare (PASW, SPSS, USA, 2011) versión 18.0 for Windows*.

El análisis estadístico descriptivo de los resultados fue efectuado mediante las frecuencias absolutas y relativas para las variables categóricas; y del promedio, desvío estándar y mediana para las variables continuas, según la simetría de los datos. La distribución de normalidad de las variables continuas fue investigada mediante la Prueba Kolmogorov-Smirnov. Para la comparación entre dos grupos independientes de las variables continuas, fueron utilizados las pruebas t-Student (distribución simétrica) y la prueba de Mann Whitney (distribución asimétrica); y en las comparaciones de las variables categóricas, las pruebas Ji-Cuadrado de Pearson o Exacta de Fisher. Para investigar la relación de linealidad entre las puntuaciones de la MFS en la primera y última evaluación fue aplicada la Correlación de Pearson. Para criterios de decisión estadística, en todas las comparaciones, el nivel de significancia ( $\alpha$ ) adoptado fue 5%.

La tasa de incidencia (TI) fue calculada como la razón entre el número de casos nuevos de caídas y el total de persona-tiempo producido a partir del total de pacientes seguidos, según la ecuación<sup>(12)</sup>:  $TI_{(t_0 - t)} = I / PT$ , donde  $(t_0 - t)$  se refiere al intervalo entre el origen  $t_0$  de tiempo y el instante  $t$ ;  $I$  representa el número de casos nuevos que surgieron entre  $t_0$  y  $t$ ; y  $PT$  representa la cantidad de persona-tiempo acumulada por la población durante el estudio.

La disminución de la fuerza muscular puede representar un factor predisponente a la caída y no está cubierta en la MFS. Así, la fuerza muscular de cada miembro superior e inferior fue evaluada mediante la prueba de Rossi y Mistrorigo<sup>(11)</sup>, con puntuación de cero a cinco. Cuanto mayor la puntuación, mayor la fuerza muscular que el paciente posee. Para los análisis, la evaluación de los miembros fue grupada en miembros superiores e inferiores y la puntuación fue dividida en reducida (0 a 4 puntos) y preservada (5 puntos).

La MFS posee seis ítems con puntuaciones diferentes entre sí, que es atribuida a cada paciente y puede variar entre 0 y 125 puntos. El paciente clasificado entre 0 y 24 puntos tiene bajo riesgo de caer durante la hospitalización; lo que está clasificado entre 25 y 44 puntos tiene riesgo moderado de caída; y los pacientes con 45 puntos o más poseen alto riesgo de caída<sup>(10)</sup>. Se consideró expuesto al evento caída el paciente clasificado con alto riesgo (MFS con puntuación de 45 o más). Los pacientes de bajo y moderado riesgo (MFS entre cero y 44) fueron considerados no expuestos al evento.

## Resultados

De los 864 pacientes internados en las unidades investigadas, en el período de 11 de marzo a 11 de julio del 2013, y que llenaron los criterios de inclusión, 831 fueron seguidos diariamente para evaluación del riesgo y ocurrencia de caídas. Las pérdidas (N=33; 3,8%) fueron debidas a rechazo de participar.

En este estudio, predominaron pacientes del sexo masculino (N=500; 60,2%), en el rango de edad de 67 a 92 años (N=284; 34,2%), con promedio de edad de 58,1 ( $\pm 16,1$ ) años. El tiempo promedio de internación fue de 7,7 días ( $\pm 9,2$ ), mediana 4 días. El promedio de días de seguimiento fue 5,4 ( $\pm 5,2$ ), con mediana de 4 (mínimo 1 y máximo 27 días).

La Tabla 1 muestra la estadística descriptiva para la puntuación de la *Morse Fall Scale (MFS)*, según el tiempo de hospitalización.

Tabla 1 – Estadísticas descriptivas para puntuación de la *Morse Fall Scale*, según el tiempo de internación. Santa Maria, RS, Brasil, 2013 (N=831)

Morse Fall Scale (MFS)	N	Puntuación Mínima	Puntuación Máxima	Promedio	Desvío Estándar
Promedio General*	831	0	110,0	39,4	19,4
Desvío Estándar	661	0	33,44	5,3	6,4
Coefficiente de Variabilidad	649	0	0,185	0,177	0,296

\*Referente a 122 días de seguimiento.

La puntuación media de los pacientes fue de 39,4 puntos, con puntuación mínima de 0 y máxima de 110. El desvío estándar de la MFS, o sea, la variabilidad interna para un mismo paciente durante el período, hizo un promedio de 5,3 puntos, por debajo del mínimo de 15 puntos registrado en la puntuación MFS. Eso indica homogeneidad en la puntuación durante la hospitalización.

El Coeficiente de Variabilidad de la MFS es similar a su desvío estándar, pero es relativo al promedio del propio paciente. Así, puede decirse que un mismo paciente presentó, en promedio, variación del 18,5% en la puntuación durante el período evaluado. Se destaca que un total de 337 pacientes mostró un juego de suma

cero en la puntuación MFS durante el período (un día de evaluación o puntuación MFS igual a cero).

En la Tabla 2 está descrita la distribución de los pacientes según los ítems de la MFS.

Tabla 2 – Distribución de los pacientes según los ítems de la *Morse Fall Scale (MFS)*, en el período de seguimiento (11/03 a 11/07). Santa Maria, RS, Brasil, 2013

Ítem Morse Fall Scale (MFS)	N	%
<b>Histórico de caídas</b>		
Sí	203	24,4
No	628	75,6
<b>Diagnóstico Secundario</b>		
No posee más de un diagnóstico médico	325	39,1
Posee más de un diagnóstico médico	506	60,9
<b>Uso de dispositivo intravenoso</b>		
Sí	771	92,8
No	60	7,2
<b>Ayuda en la Deambulaci3n</b>		
No utiliza; Totalmente Acamado; Auxiliado por Profesional de Salud	710	85,4
Usa Muletas/Bengala/Andador	53	6,4
Se segura en los Muebles/Pared	68	8,2
<b>Marcha</b>		
Normal; No deambula/ Totalmente Acamado/ Usa Silla de Ruedas	411	49,5
Débil	258	31,0
Comprometida/Tambaleante	162	19,5
<b>Estado Mental</b>		
Orientado respecto a su capacidad/limitaci3n	760	91,5
Sobreestima capacidad/ Olvida limitaciones	71	8,5

En el histórico de caídas, 24,4% (N=203) de los pacientes presentaron puntuación diferente de cero (25 puntos) para al menos uno de los días de investigación, mientras que 75,6% (N=628) presentó puntuación cero para todos los días de investigación. Para el diagnóstico secundario, 39,1% (N=325) de los pacientes no presentaron más de un diagnóstico médico en los 30 días de investigación. Los demás investigados (N=506; 60,9%) presentaron puntuación de 15 puntos, o sea, más de un diagnóstico médico.

Respecto al uso de dispositivo intravenoso, los resultados indicaron que 92,8% (n=771) presentaron esta característica en al menos uno de los 30 días de investigación. Para la ayuda en la deambulaci3n, 85,5% (N=710) no necesitaron de ningún tipo de ayuda; 6,4% (N=53) presentó necesidad de ayuda de muletas, bengala o andador; y 8,2% (N=68) no usaban ningún tipo de dispositivo de auxilio en la deambulaci3n, pero usaron apoyo en los muebles o en la pared en al menos uno de los 30 días de evaluaci3n.

Respecto a la marcha, 49,5% (N=411) de los pacientes presentaron solamente la puntuaci3n cero (marcha normal; no deambula/ Totalmente Acamado/ Usa Silla de Ruedas) en los 30 días de investigaci3n;

31% (N=258), en al menos uno de los 30 días de investigación, presentaron puntuación igual a 10 (marcha débil); y 19,5% (N=162) de los investigados presentaron puntuación 20 (marcha comprometida o tambaleante) en al menos uno de los 30 días de evaluación. Respecto al estado mental, 91,5% (N=760) de los investigados se mostraron orientados respecto a su capacidad/limitación para deambular solo, o sea, presentaron solamente la puntuación cero en los 30 días de investigación.

En la Tabla 3 están descritas las clasificaciones de riesgo para caídas del paciente en el primer día de evaluación, en la última evaluación y en el promedio de las evaluaciones, según la puntuación alcanzada mediante la MFS.

Tabla 3 - Distribución de los pacientes según la clasificación de riesgo de la *Morse Fall Scale (MFS)* en la primera, la última y en el promedio de las evaluaciones. Santa Maria, RS, Brazil, 2013 (N=831)

Clasificación de riesgo para caídas - Morse Fall Scale (MFS)	N	%
<b>Morse Fall Scale (MFS) – Primera Evaluación</b>		
Bajo	255	30,7
Moderado	272	32,7
Elevado	304	36,6
<b>Morse Fall Scale (MFS) – Última Evaluación</b>		
Bajo	212	25,5
Moderado	277	33,3
Elevado	342	41,2
<b>Morse Fall Scale (MFS) – Promedio de las evaluaciones</b>		
Bajo	210	25,6
Moderado	308	37,1
Elevado	313	37,7

Cuando se evalúa el riesgo para caídas de los pacientes según la clasificación de la MFS, se observa que tanto en la primera como en la última y en el promedio de las evaluaciones, el mayor porcentaje de pacientes fue clasificado en la categoría de riesgo elevado para caídas (36,6%, 41,2% e 37,7%, respectivamente). Se subraya que, entre la primera y la última evaluación,

ocurrió un aumento del 4,6% en la puntuación de la MFS. La puntuación de la primera evaluación presentó correlación positiva fuerte con la puntuación de la última evaluación ( $r=0,810$ ;  $p=0,000$ ), o sea, cuanto mayor la puntuación de riesgo para caídas en la admisión del paciente, mayor al final del período de internación y vice-versa.

En los 122 días de seguimiento, de los 831 pacientes evaluados, 19 cayeron al suelo/piso. Eso significa un promedio de 4,7 caídas al mes. Calculándose el índice de caída por persona/día, en el total de 6400 pacientes/día, la tasa de incidencia de caída fue 1,68% (IC95%; 1,51 - 1,72%). Respecto a la frecuencia acumulada, que estima directamente la probabilidad/riesgo de que un individuo desarrolle el desfecho durante un período específico de tiempo, esta correspondió a 2,28 (IC95%: 1,66 - 2,91).

En la Tabla 4 se presentan las frecuencias absolutas y relativas de los pacientes con y sin caída, según variables demográficas, condiciones de salud y clasificaciones de la MFS.

Los pacientes con dificultad auditiva presentaron porcentaje significativamente mayor de caídas (N=5; 5,6%) cuando comparados a los que no presentaban esa dificultad. Respecto a la clasificación de riesgo por la MFS, los pacientes con caída fueron clasificados significativamente en mayor porcentaje en la categoría de riesgo elevado ( $p<0,001$ ).

En la comparación de las puntuación alcanzadas mediante la MFS respecto a la presencia y ausencia de caída, se verificó que entre los grupos (con y sin caída) fue detectada mayor puntuación de la MFS en todo el período de evaluación en el grupo con caídas (Figura 1).

Cuando las puntuaciones fueron comparadas intragrupo, se observó que, entre aquellos sin caídas, los promedios oscilaron entre 33,8 y 60,0 puntos en la MFS. Sin embargo, en el grupo con caídas, las puntuaciones medias variaron de 55,0 a 80,0 puntos, o sea, una variación superior cuando comparada al grupo sin caídas.

Tabla 4 - Distribución de los pacientes según variables demográficas, condiciones de salud y clasificaciones de la *Morse Fall Scale (MFS)*. Santa Maria, RS, Brasil, 2013 (N=831)

Variables	Caída				p
	No		Si		
	N	%	N	%	
Sexo					0,838*
Femenino	323	97,6	8	2,4	
Masculino	489	97,8	11	2,2	
Edad					0,609*
18 a 59 años	390	98,0	8	2,0	
60 a 92 años	422	97,5	11	2,5	

Tabla 4 - continuación

Variables	Caída				p
	No		Sí		
	N	%	N	%	
Actividad física					0,183†
No	603	97,3	17	2,7	
Sí	209	99,1	2	0,9	
Problema Musculoesquelético					0,840*
No	531	97,8	12	2,2	
Sí	281	97,6	7	2,4	
Dificultad Visual					0,701*
No	224	97,4	6	2,6	
Sí	588	97,8	13	2,2	
Dificultad Auditiva					0,009†
No	676	98,4	11	1,6	
Sí	136	94,4	8	5,6	
Fuerza Muscular					
Miembros Superiores					0,891*
Reducida	589	97,8	13	2,2	
Preservada	223	97,4	6	2,6	
Miembros Inferiores					0,262*
Reducida	587	98,2	11	1,8	
Preservada	225	96,6	8	3,4	
Morse Fall Scale – Promedio de las evaluaciones					<0,001‡
Riesgo Bajo	210	100,0	--	--	
Riesgo Moderado	307	99,7	1	0,3	
Riesgo Elevado	295	94,2	18	5,8	
Morse Fall Scale – Primera Evaluación					<0,001‡
Riesgo Bajo	254	94,6	1	0,4	
Riesgo Moderado	270	99,3	2	0,7	
Riesgo Elevado	288	94,7	16	5,3	
Morse Fall Scale – Última Evaluación					<0,001‡
Riesgo Bajo	212	100,0	--	--	
Riesgo Moderado	276	99,6	1	0,4	
Riesgo Elevado	324	94,7	18	5,3	

\* Prueba Ji-Cuadrado de Pearson con corrección de continuidad; † Prueba Exacta de Fisher;

‡ Prueba Ji-Cuadrado con corrección de Monte Carlo.

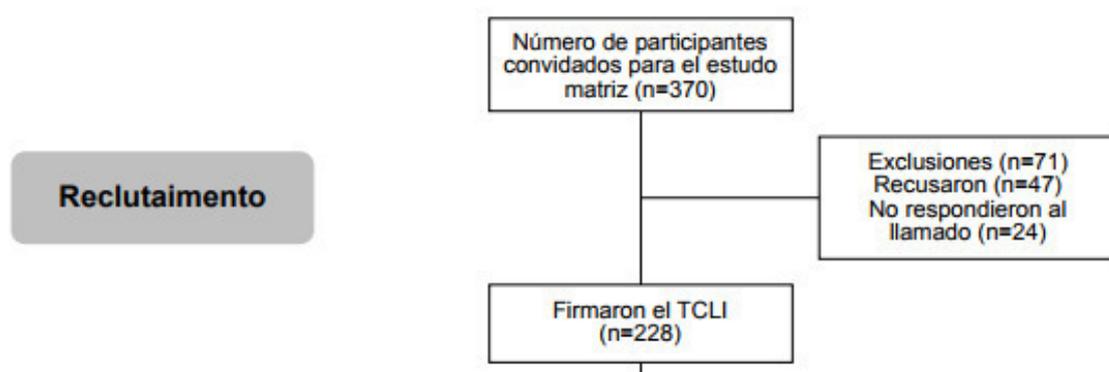


Figura 1 - Puntuación media para la MFS en cada día de evaluación para la presencia y ausencia de caídas.

## Discusión

El estudio evidenció que, respecto a los días de evaluación e inherente al tiempo de internación del paciente, mayor porcentaje de pacientes recibieron de dos a 10 evaluaciones, con tiempo medio de internación

de 7,7 días ( $\pm 9,2$ ). Respecto a ese dato, otro estudio constató el promedio de días de hospitalización de los pacientes evaluados de 3,1 días ( $\pm 2,57$ ) y relacionaron mayor tiempo de internación hospitalaria a caídas<sup>(13)</sup>. Así, cuanto mayor el tiempo de estancia del paciente en el hospital, mayor el riesgo de caídas ( $OR=3,2$ ;  $p<0,01$ )<sup>(13)</sup>.

Con relación al promedio de los scores de las evaluaciones de la MFS, estudios desarrollados encontraron promedios diferentes de los hallazgos en este estudio (39,4 ± 19,4 puntos). Una investigación que monitoreó pacientes similares a los evaluados en este estudio alcanzó scores de la MFS de 31,7 (±16,9), lo que corresponde a la clasificación de riesgo moderado para caídas<sup>(13)</sup>. Otro estudio alcanzó puntuación media de la MFS superior (57,2), lo que corresponde al riesgo elevado para caídas<sup>(7)</sup>. Se debe observar que este último fue desarrollado en servicio de rehabilitación, donde mayor porcentaje de pacientes poseen limitaciones y dificultades, principalmente relacionadas a la deambulación<sup>(7)</sup>. Así, se resguarda que el promedio de las puntuaciones de la MFS y consecuentemente el perfil de los pacientes internados irán depender del servicio ofrecido en este local.

En este estudio, mayor porcentaje de pacientes puntuó riesgo para caídas en los ítems de la MFS: diagnóstico secundario y uso de dispositivo intravenoso. Estudio<sup>(14)</sup> encontró resultado similar a este, en el cual los pacientes evaluados presentaron mayor prevalencia asociada al riesgo solamente en el ítem uso de dispositivo intravenoso (83,3%). Otro estudio indica que 40,7% de los pacientes evaluados alcanzaron puntuación relacionada al Diagnóstico de Enfermería (DE) y riesgo para caídas en el ítem diagnóstico secundario, o sea, tenían más de un diagnóstico<sup>(15)</sup>. Se considera la importancia de esos dos ítems y su relación con el uso de medicamentos, lo que lleva a la necesidad de estrategias de prevención de caídas relacionadas al uso de medicaciones.

Es importante destacar el ítem marcha en que, cuando sumados los porcentajes de pacientes con marcha débil y marcha comprometida/tambaleante, se alcanza porcentaje del 50,5% de los pacientes monitoreados con alguna alteración en la deambulación en al menos un día de evaluación. Referente a este dato, los profesionales de salud deben evaluar el paciente respecto a su autonomía y la necesidad de utilizaron materiales accesorios para deambulación<sup>(16)</sup>. Otra estrategia importante es la orientación a los pacientes y acompañantes para hacerlos socios en el cuidado pues, a medida que logran percibir sus limitaciones relacionadas a la movilidad perjudicada, les resultará más fácil solicitar ayuda.

La clasificación de los pacientes según la MFS, tanto en el primero como en el último día de evaluación y en el promedio de evaluaciones, apuntó que mayor porcentaje estaba clasificado con riesgo elevado para caídas y, por lo tanto, eran clasificados como expuestos al evento. Corrobora estudio brasileño, que utilizó la

MFS para evaluar pacientes hospitalizados y constató que poseen alto riesgo de caídas<sup>(14)</sup>.

Relativo a la clasificación de la MFS, estudio anterior observó una leve disminución de la escala cuando comparados a la primera y la última evaluación (57,2 vs 51,6), con significancia estadística<sup>(7)</sup>. Esa evidencia diverge de este estudio, que constató significativamente que, cuanto mayor la puntuación de la MFS en la primera evaluación, mayor también la de la última. Este dato refuerza la necesidad de evaluar el paciente en la admisión a la unidad y re-evaluarlo periódicamente. En ese sentido, se orienta que la evaluación sea efectuada diariamente, reforzando la re-evaluación en caso de transferencia de sector, identificación de otro factor de riesgo, alteración de cuadro clínico y ocurrencia de caída<sup>(16)</sup>. Mediante este seguimiento podrán ser identificadas alteraciones en las puntuaciones y en los factores de riesgo y remodeladas las estrategias cuando necesario.

Con relación a la tasa de incidencia de caídas, los porcentajes muestran alguna variabilidad entre las investigaciones. Estudios en unidades de hospitalización con pacientes similares a los monitoreados en este estudio apuntaron tasa de incidencia de caídas de 1,8% y 2,1%<sup>(2,8)</sup>. Esos autores destacan la reducción de las tasas tras la implementación de estrategias preventivas (1,1% y 1,5%). Las comparaciones demuestran que la tasa de incidencia y el porcentaje de caídas en este estudio están dentro de los porcentajes encontrados en la literatura nacional e internacional (1,3% a 12,6%)<sup>(17-19)</sup>.

En las variables analizadas, cuando fueron comparados datos demográficos, actividad física, condiciones de salud y clasificación de la MFS entre pacientes con y sin caídas, solamente la variable dificultad auditiva se mostró significativamente superior entre los pacientes que cayeron. No fueron encontrados otros estudios que corroboraron los hallazgos, lo que indica la necesidad de investigar mejor la asociación entre problemas auditivos y la ocurrencia de caídas. Autores<sup>(20)</sup> investigaron el déficit auditivo como factor predisponente a caídas, pero no fue encontrado resultado significativo.

Respecto a los otros hallazgos, otros estudios tampoco evidenciaron diferencia significativa para caídas relacionadas al sexo<sup>(7,13)</sup> y edad<sup>(7)</sup>. Relacionado a la variable problema musculoesquelético, los resultados de este estudio divergieron de los encontrados en otras investigaciones<sup>(14,18)</sup> que constataron asociación significativa entre riesgo elevado para caídas y la presencia de disturbios musculoesqueléticos.

La asociación entre grado de riesgo alcanzado mediante las puntuaciones de la MFS y la presencia o no de caídas se mostró significativa. Se verificó, en el

promedio de las evaluaciones, que mayor porcentaje de los pacientes víctimas de caída fueron clasificados con riesgo elevado para caídas ( $\geq 45$  puntos). En este sentido, la puntuación de la MFS de los pacientes que cayeron fue relativamente superior cuando comparada a aquellos que no cayeron (65,1 vs 55,2)<sup>(21)</sup>.

Así, utilizar esa herramienta para clasificar los pacientes y, a partir de la identificación de riesgo, listar estrategias de prevención, sirve como aliado en el proceso de trabajo del enfermero y en la promoción de la seguridad del paciente en el ambiente hospitalario.

A partir de los resultados, pueden ser citadas algunas estrategias que puedan venir a componer el plan de cuidado: utilizar instrumentos específicos para predecir el riesgo de caídas, uno de ellos siendo la MFS; capacitar el equipo respecto a la manera adecuada de evaluar el paciente y a la implementación de las estrategias; orientar pacientes/acompañantes respecto a los factores de riesgo que pueden acarrear caídas; identificar el paciente de alto riesgo, señalando en la cabecera de la cama o con pulsera específica, entre otras estrategias<sup>(7-8,22)</sup>.

Como limitación, se apunta el período de evaluación, considerando que el desfecho investigado es de baja prevalencia, lo que exige mayor número de participantes en la investigación. Se sugiere mayor inversión en estudios longitudinales en las instituciones brasileñas debido a las características multifactoriales de las caídas. Este estudio contribuye al conocimiento, apuntando la incidencia de caídas en pacientes adultos, y también la importancia de utilizar una herramienta validada en ámbito mundial para evaluación de riesgo.

## Conclusión

Se constató que mayor porcentaje de los pacientes hospitalizados estaban clasificados con riesgo elevado para caídas por la MFS. Se identificó tasa de incidencia de caídas del 1,68% y se verificó que mayor porcentaje de los pacientes que cayeron estaban clasificados en la categoría riesgo elevado para caídas. Esos datos señalan la posibilidad de que la MFS sea utilizada en la evaluación de riesgo para caídas, para fines de identificar factores que contribuyen a la ocurrencia de este incidente en el ambiente hospitalario, ya que evalúa diferentes ítems.

La tasa de incidencia de caídas detectada en este estudio, aunque parezca baja, indica la necesidad de sensibilizar los profesionales de salud sobre la ocurrencia de ese incidente en los hospitales. Como está más cercano al paciente, el equipo de enfermería es un importante aliado en la prevención de caídas. Esta proximidad permite la identificación precoz de situaciones de riesgo

y favorece la planificación de acciones por el enfermero, junto con el equipo multidisciplinar, con vistas a reducir ese incidente que interfiere en la continuidad del cuidado y en la seguridad del paciente.

## Referencias

1. American Geriatrics Society; British Geriatrics Society. AGS/BGS Clinical practice guideline: for prevention of falls in older persons [Internet]. New York: AGS; 2010 [Access Oct 9, 2016]. Available from: [http://www.americangeriatrics.org/health\\_care\\_professionals/clinical\\_practice/clinical\\_guidelines\\_recommendations/2010](http://www.americangeriatrics.org/health_care_professionals/clinical_practice/clinical_guidelines_recommendations/2010)
2. Tucker SJ, Bieber PL, Attlesey-Pries JM, Olson ME, Dierkhising RA. Outcomes and Challenges in Implementing Hourly Rounds to Reduce Falls in Orthopedic Units. *Worldviews Evid Based Nurs*. [Internet]. 2012 [Access Nov 5, 2015];15:18-29. Available from: [http://www.readcube.com/articles/10.1111%2Fj.17416787.2011.00227.x?r3\\_referer=wol&tracking\\_action=preview\\_click&show\\_checkout=1&purchase\\_referrer=onlinelibrary.wiley.com&purchase\\_site\\_license=LICENSE\\_DENIED\\_NO\\_CUSTOMER](http://www.readcube.com/articles/10.1111%2Fj.17416787.2011.00227.x?r3_referer=wol&tracking_action=preview_click&show_checkout=1&purchase_referrer=onlinelibrary.wiley.com&purchase_site_license=LICENSE_DENIED_NO_CUSTOMER)
3. Vieira ER, Berean C, Paches D, Caveny P, Yuen D, Ballash L, et al. Reducing falls among geriatric rehabilitation patients: a controlled clinical trial. *Clin Rehabil*. [Internet]. 2013 [Access Jan 25, 2014];27(4):325-35. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22952303>
4. Abreu C, Mendes A, Monteiro J, Santos FR. Falls in hospital settings: a longitudinal study. *Rev. Latino-Am. Enfermagem*. [Internet]. May-June 2012 [Access Nov 5, 2015];20(3):597-603. Available from: <http://www.scielo.br/pdf/rlae/v20n3/a23v20n3.pdf>
5. Costa SGRF, Monteiro DR, Hemesath MP, Almeida MA. Caracterização das quedas do leito sofridas por pacientes internados em um hospital universitário. *Rev Gaúcha Enferm*. [Internet]. Dez. 2011 [Acesso 10 out 2016];32(4):676-81. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rgef/v32n4/v32n4a06>
6. Luzia MF, Victor MAG, Lucena AF. Nursing Diagnosis Risk for falls: prevalence and clinical profile of hospitalized patients. *Rev. Latino-Am. Enfermagem* [Internet]. Mar.-Apr. 2014 [Access Nov 5, 2015];22(2):262-8. Available from: <http://www.scielo.br/pdf/rlae/v22n2/0104-1169-rlae-22-02-00262.pdf>
7. Forrest GP, Chen E, Huss S, Giesler A. A Comparison of the Functional Independence Measure and Morse Fall Scale as Tools to Assess Risk of Fall on An Inpatient Rehabilitation. *Rehabil Nurs*. [Internet]. 2013 [Access Nov 5, 2015];38(4):186-92. Available from: [http://www.readcube.com/articles/10.1002%2Frnj.86?r3\\_referer=wol&tracking\\_action=preview\\_click&show\\_checkout=1&purchase\\_referrer=onlinelibrary.wiley.com&purchase\\_site\\_license=LICENSE\\_DENIED](http://www.readcube.com/articles/10.1002%2Frnj.86?r3_referer=wol&tracking_action=preview_click&show_checkout=1&purchase_referrer=onlinelibrary.wiley.com&purchase_site_license=LICENSE_DENIED)

# ANEXO N°3

## DATASHEET DEL MICROCONTROLADOR ATMEGA 328

### Features

- High Performance, Low Power AVR® 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
  - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
  - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory
  - 256/512/512/1K Bytes EEPROM
  - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C<sup>(1)</sup>
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
  - In-System Programming by On-chip Boot Program
  - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Six PWM Channels
  - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
  - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
  - Temperature Measurement
  - Programmable Serial USART
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I<sup>2</sup>C compatible)
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
  - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
  - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
  - Internal Calibrated Oscillator
  - External and Internal Interrupt Sources
  - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
  - 23 Programmable I/O Lines
  - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
  - 1.8 - 5.5V
- Temperature Range:
  - -40°C to 85°C
- Speed Grade:
  - 0 - 4 MHz @ 1.8 - 5.5V, 0 - 10 MHz @ 2.7 - 5.5V, 0 - 20 MHz @ 4.5 - 5.5V
- Power Consumption at 1 MHz, 1.0V, 25°C
  - Active Mode: 0.2 mA
  - Power-down Mode: 0.1 µA
  - Power-save Mode: 0.75 µA (Including 32 kHz RTC)



8-bit **AVR**<sup>®</sup>  
Microcontroller  
with 4/8/16/32K  
Bytes In-System  
Programmable  
Flash

ATmega48A  
ATmega48PA  
ATmega88A  
ATmega88PA  
ATmega168A  
ATmega168PA  
ATmega328  
ATmega328P

Summary

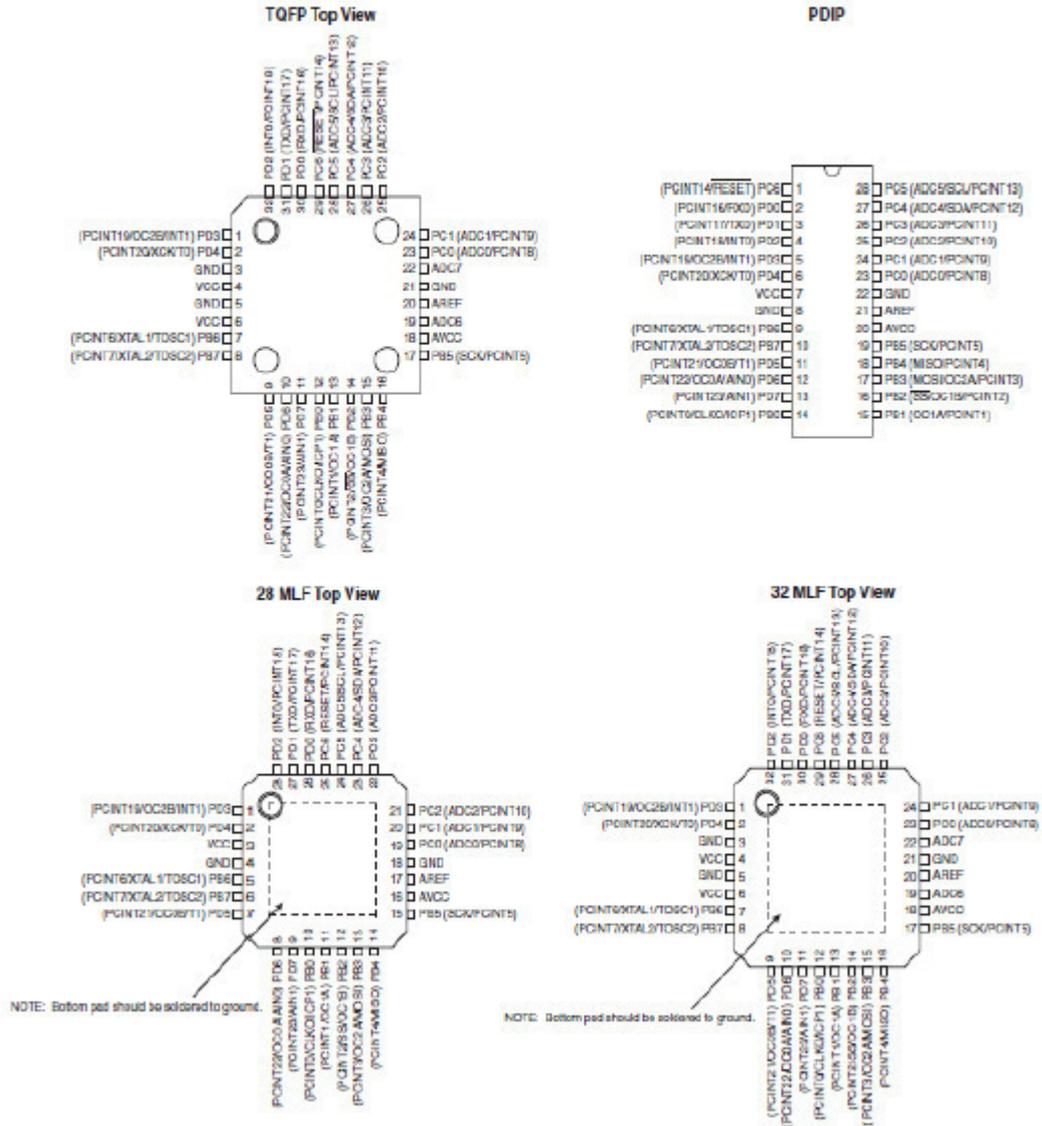
Rev. 827130-AVR-04/10



# ATmega48A/48PA/88A/88PA/168A/168PA/328/328P

## 1. Pin Configurations

Figure 1-1. Pinout ATmega48A/48PA/88A/88PA/168A/168PA/328/328P



# ANEXO N°4

## DATASHEET DEL SENSOR MPU6050

	MPU-6000/MPU-6050 Product Specification	Document Number: PS-MPU-6000A-00 Revision: 3.4 Release Date: 08/19/2013
---	---	---

### 5 Features

#### 5.1 Gyroscope Features

The triple-axis MEMS gyroscope in the MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output X-, Y-, and Z-Axis angular rate sensors (gyroscopes) with a user-programmable full-scale range of  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$ , and  $\pm 2000^\circ/\text{sec}$
- External sync signal connected to the FSYNC pin supports image, video and GPS synchronization
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of gyros
- Enhanced bias and sensitivity temperature stability reduces the need for user calibration
- Improved low-frequency noise performance
- Digitally-programmable low-pass filter
- Gyroscope operating current: 3.6mA
- Standby current: 5 $\mu$ A
- Factory calibrated sensitivity scale factor
- User self-test

#### 5.2 Accelerometer Features

The triple-axis MEMS accelerometer in MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output triple-axis accelerometer with a programmable full scale range of  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$  and  $\pm 16g$
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of accelerometers while requiring no external multiplexer
- Accelerometer normal operating current: 500 $\mu$ A
- Low power accelerometer mode current: 10 $\mu$ A at 1.25Hz, 20 $\mu$ A at 5Hz, 60 $\mu$ A at 20Hz, 110 $\mu$ A at 40Hz
- Orientation detection and signaling
- Tap detection
- User-programmable interrupts
- High-G interrupt
- User self-test

#### 5.3 Additional Features

The MPU-60X0 includes the following additional features:

- 9-Axis MotionFusion by the on-chip Digital Motion Processor (DMP)
- Auxiliary master I<sup>2</sup>C bus for reading data from external sensors (e.g., magnetometer)
- 3.9mA operating current when all 6 motion sensing axes and the DMP are enabled
- VDD supply voltage range of 2.375V-3.46V
- Flexible VLOGIC reference voltage supports multiple I<sup>2</sup>C interface voltages (MPU-6050 only)
- Smallest and thinnest QFN package for portable devices: 4x4x0.9mm
- Minimal cross-axis sensitivity between the accelerometer and gyroscope axes
- 1024 byte FIFO buffer reduces power consumption by allowing host processor to read the data in bursts and then go into a low-power mode as the MPU collects more data
- Digital-output temperature sensor
- User-programmable digital filters for gyroscope, accelerometer, and temp sensor
- 10,000 g shock tolerant
- 400kHz Fast Mode I<sup>2</sup>C for communicating with all registers
- 1MHz SPI serial interface for communicating with all registers (MPU-6000 only)
- 20MHz SPI serial interface for reading sensor and interrupt registers (MPU-6000 only)



## 6 Electrical Characteristics

### 6.1 Gyroscope Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T<sub>A</sub> = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
<b>GYROSCOPE SENSITIVITY</b>						
Full-Scale Range	FS_SEL=0		±250		°/s	
	FS_SEL=1		±500		°/s	
	FS_SEL=2		±1000		°/s	
	FS_SEL=3		±2000		°/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0		131		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4		LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25°C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25°C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
<b>GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)</b>						
Initial ZRO Tolerance	25°C		±20		°/s	
ZRO Variation Over Temperature	-40°C to +85°C		±20		°/s	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g	
<b>SELF-TEST RESPONSE</b>						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
<b>GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE</b>	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		°/s-rms	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz	
<b>GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES</b>						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
<b>LOW PASS FILTER RESPONSE</b>	Programmable Range	5		256	Hz	
<b>OUTPUT DATA RATE</b>	Programmable	4		8,000	Hz	
<b>GYROSCOPE START-UP TIME</b>	DLPFCFG=0					
ZRO Settling (from power-on)	to ±1°/s of Final		30		ms	

- Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*



## 6.2 Accelerometer Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T<sub>A</sub> = 25°C

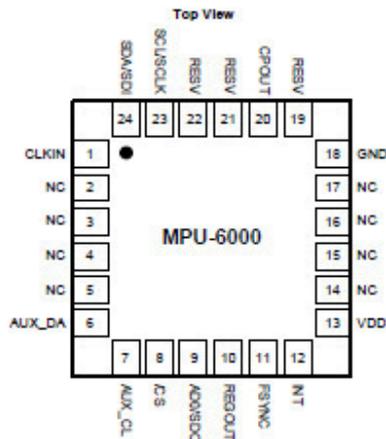
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
<b>ACCELEROMETER SENSITIVITY</b>						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		±2 ±4 ±8 ±16		g g g g	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		16,384 8,192 4,096 2,048		LSB/g LSB/g LSB/g LSB/g	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
<b>ZERO-G OUTPUT</b>						
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes Z axis		±50 ±80		mg mg	1
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70°C Z axis, 0°C to +70°C		±35 ±80		mg mg	
<b>SELF TEST RESPONSE</b>						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2
<b>NOISE PERFORMANCE</b>						
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & ODR=1kHz		400		μg/√Hz	
<b>LOW PASS FILTER RESPONSE</b>						
	Programmable Range	5		260	Hz	
<b>OUTPUT DATA RATE</b>						
	Programmable Range	4		1,000	Hz	
<b>INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT</b>			32		mg/LSB	

1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning
2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

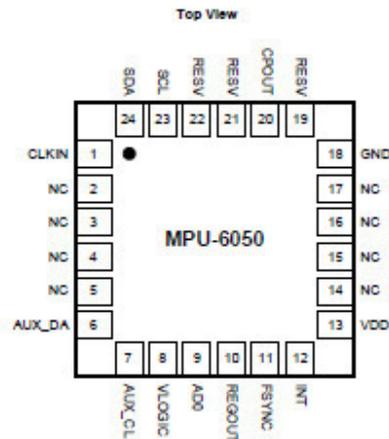
## 7 Applications Information

### 7.1 Pin Out and Signal Description

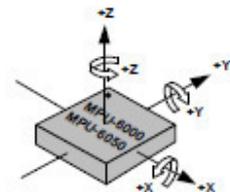
Pin Number	MPU-6000	MPU-6050	Pin Name	Pin Description
1	Y	Y	CLKIN	Optional external reference clock input. Connect to GND if unused.
6	Y	Y	AUX_DA	I <sup>2</sup> C master serial data, for connecting to external sensors
7	Y	Y	AUX_CL	I <sup>2</sup> C Master serial clock, for connecting to external sensors
8	Y		/CS	SPI chip select (0=SPI mode)
8		Y	VLOGIC	Digital I/O supply voltage
9	Y		AD0 / SDO	I <sup>2</sup> C Slave Address LSB (AD0); SPI serial data output (SDO)
9		Y	AD0	I <sup>2</sup> C Slave Address LSB (AD0)
10	Y	Y	REGOUT	Regulator filter capacitor connection
11	Y	Y	FSYNC	Frame synchronization digital input. Connect to GND if unused.
12	Y	Y	INT	Interrupt digital output (totem pole or open-drain)
13	Y	Y	VDD	Power supply voltage and Digital I/O supply voltage
18	Y	Y	GND	Power supply ground
19, 21	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
20	Y	Y	CPOUT	Charge pump capacitor connection
22	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
23	Y		SCL / SCLK	I <sup>2</sup> C serial clock (SCL); SPI serial clock (SCLK)
23		Y	SCL	I <sup>2</sup> C serial clock (SCL)
24	Y		SDA / SDI	I <sup>2</sup> C serial data (SDA); SPI serial data input (SDI)
24		Y	SDA	I <sup>2</sup> C serial data (SDA)
2, 3, 4, 5, 14, 15, 16, 17	Y	Y	NC	Not internally connected. May be used for PCB trace routing.



QFN Package  
24-pin, 4mm x 4mm x 0.8mm



QFN Package  
24-pin, 4mm x 4mm x 0.8mm



Orientation of Axes of Sensitivity and  
Polarity of Rotation

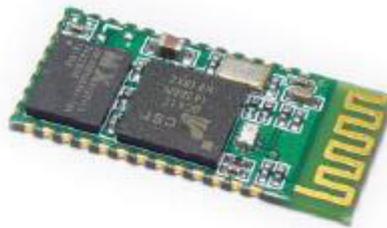
# ANEXO N°5

## DATASHEET DEL BLUETOOTH HC-05

## HC-05

### -Bluetooth to Serial Port Module

### Overview



HC-05 module is an easy to use Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) module, designed for transparent wireless serial connection setup.

Serial port Bluetooth module is fully qualified Bluetooth V2.0+EDR (Enhanced Data Rate) 3Mbps Modulation with complete 2.4GHz radio transceiver and baseband. It uses CSR Bluecore 04-External single chip Bluetooth system with CMOS technology and with AFH(Adaptive Frequency Hopping Feature). It has the footprint as small as 12.7mmx27mm. Hope it will simplify your overall design/development cycle.

### Specifications

#### Hardware features

- Typical -80dBm sensitivity
- Up to +4dBm RF transmit power
- Low Power 1.8V Operation ,1.8 to 3.6V I/O
- PIO control
- UART interface with programmable baud rate
- With integrated antenna
- With edge connector

## Software features

- Default Baud rate: 38400, Data bits:8, Stop bit:1,Parity:No parity, Data control: has. Supported baud rate: 9600,19200,38400,57600,115200,230400,460800.
- Given a rising pulse in PIO0, device will be disconnected.
- Status instruction port PIO1: low-disconnected, high-connected;
- PIO10 and PIO11 can be connected to red and blue led separately. When master and slave are paired, red and blue led blinks 1time/2s in interval, while disconnected only blue led blinks 2times/s.
- Auto-connect to the last device on power as default.
- Permit pairing device to connect as default.
- Auto-pairing PINCODE:"0000" as default
- Auto-reconnect in 30 min when disconnected as a result of beyond the range of connection.

## Hardware

