

IMPLEMENTACIÓN DE UN DETECTOR DE CAÍDAS PARA SU APLICACIÓN EN PACIENTES HOSPITALIZADOS Y PERSONAS DE LA TERCERA EDAD

José Luis Vázquez Ávila

Universidad Autónoma del Carmen

jvazquez@pampano.unacar.mx

Walter Ariel Silva Martínez

Universidad Autónoma del Carmen

wsilva@pampano.unacar.mx

Rafael Sánchez Lara

Universidad Autónoma del Carmen

rsanchez@pampano.unacar.mx

Casandra Sánchez Galván

Universidad Autónoma del Carmen

casandra_sanchez@hotmail.com

Resumen

En este trabajo se presenta la implementación de un detector de caídas para aplicarlo en pacientes hospitalizados y de la tercera edad. Una unidad de medición inercial MPU-6050 es utilizada para registrar los cambios en la aceleración de los movimientos de los individuos que lo porten. Se utiliza un Raspberry Pi 3 para procesar los datos adquiridos mediante la unidad de medición inercial. Se utilizó Python para la implementación de nuestros algoritmos. Los datos se analizaron a través de un algoritmo, que al detectar un cambio drástico en la aceleración genera una alarma, la cual es transmitida a una central de alarma remota utilizando WiFi. Los resultados muestran que un umbral de aceleración de 2g es suficiente para detectar caídas. Todos los casos de prueba fueron exitosos.

Palabras Claves: Aceleración, caídas, Raspberry Pi.

Abstract

In this paper we present the implementation of a fall detector for use in hospitalized and elderly patients. An MPU-6050 inertial measurement unit is utilized to record the changes in the acceleration of the movements of the individuals that carry it. A Raspberry Pi 3 is used to process data acquired through the inertial measurement unit. Python was used for the implementation of our algorithms. The data were analyzed through an algorithm, which upon detecting a drastic change in the acceleration generate an alarm, which is transmitted to a remote alarm central using WiFi. The results show that an acceleration threshold of 2g is sufficient to detect falls. All test cases were successful.

Keywords: *Accelerometer, falls, Raspberry.*

1. Introducción

Uno de los mayores riesgos a los que se enfrentan las personas de la tercera edad y personas enfermas son las caídas a las que están expuestos. De hecho, el 30% de las personas mayores se cae, por diferentes circunstancias, al menos una vez al año [Guillaume, 2007], [Dennis, 2017]. Las caídas pueden causar una pérdida en la calidad de vida de las personas afectadas y pueden ser más peligrosas debido al hecho de que la víctima puede fácilmente perder la conciencia, lo que los vuelve incapaces de buscar ayuda en el caso de que se encuentren solos. Para abordar este problema se han desarrollado diferentes dispositivos detectores de caídas. En [Chanky, 2013] se realizó una comparación entre diferentes técnicas para realizar algoritmos de detección de caídas implementados en microcontroladores de bajo consumo de potencia. En [Dennis, 2017] se implementó un sistema de detección de caídas utilizando acelerómetros, tecnologías que permiten su aplicación en casas inteligentes y utilizan bluetooth como el medio de comunicación de las señales de alarma. En [Jay, 2005] se implementó un sistema de detección de caídas utilizando un acelerómetro con tecnología MEMS (sistemas electromecánicos, por sus siglas en inglés) y sistemas de localización de los individuos mediante GPS. En [Nyan, 2008] se propuso un detector de caídas utilizando un microcontrolador Freescale y zigbee como enlace

de radio para transmitir las alarmas. En [Choon, 2013] se propuso un sistema de detección de caídas basado en visión computacional y utilizando un sensor Kinect. Como se mencionó anteriormente, se han propuesto diversos sistemas para detección de caídas. Cada sistema tiene sus propias características, utilizan microcontroladores de bajo consumo de potencia y diferentes sistemas de radio frecuencia para transmitir sus alarmas. En este trabajo se propone la implementación de un sistema de detección de caídas basado en la medición de la aceleración. Se utiliza la microcomputadora Raspberry Pi 3 como sistema de procesamiento de los datos adquiridos. Las alarmas generadas al detectarse una caída son transmitidas, a través de un enlace basado en WiFi, hacia una central de alarma.

Si bien en este trabajo nos limitamos a las aplicaciones para pacientes hospitalizados y personas de la tercera edad, el prototipo presentado no se limita. Existen aplicaciones donde es necesario monitorear a las personas que laboran en áreas de trabajo con alto riesgo, por ejemplo, tenemos a aquellas personas que trabajan a bordo de barcos o plataformas marítimas, trabajadores de la construcción, etcétera.

2. Métodos

La figura 1 muestra el diagrama a bloques del sistema de detección de caídas propuesto. Como se puede observar, el sistema completo consta de dos subsistemas, el sistema de detección y la terminal de alarmas, las cuales se describen enseguida.

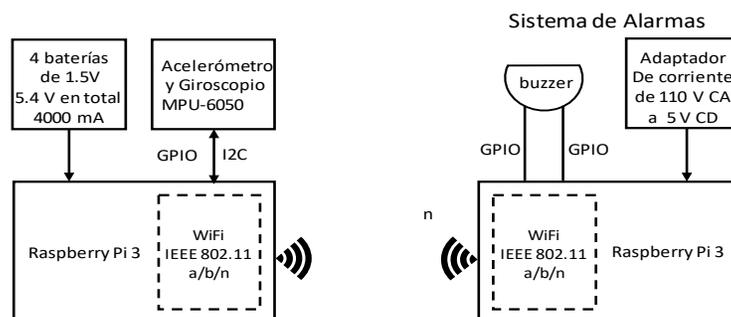


Figura 1 Diagrama bloques del modelo experimental.

Sistema de Detección

El sistema de detección consta de una microcomputadora, en este caso una Raspberry Pi 3. La Raspberry Pi 3 tiene, entre otras características, un procesador ARMv8 quad-core a 1.2 GHz, 64 bits y 1 GB de memoria RAM, además de conectividad WiFi (IEEE 802.11n) y bluetooth 4.1. La Raspberry es la encargada de procesar los datos de las aceleraciones provenientes del sistema de medición inercial MPU-6050. La figura 2 muestra la configuración de los pines de entrada/salida de propósito general (GPIO) del Raspberry Pi 3. El MPU-6050 consta tanto de un acelerómetro como de un giroscopio, la configuración de sus pines se muestra en la figura 3. Para efectos de este trabajo solo se hizo uso del acelerómetro.

Pin#	NAME		NAME	Pin#
01	3.3v DC Power	●	DC Power 5v	02
03	GPIO02 (SDA1 , I ² C)	●	DC Power 5v	04
05	GPIO03 (SCL1 , I ² C)	●	Ground	06
07	GPIO04 (GPIO_GCLK)	●	(TXD0) GPIO14	08
09	Ground	●	(RXD0) GPIO15	10
11	GPIO17 (GPIO_GEN0)	●	(GPIO_GEN1) GPIO18	12
13	GPIO27 (GPIO_GEN2)	●	Ground	14
15	GPIO22 (GPIO_GEN3)	●	(GPIO_GEN4) GPIO23	16
17	3.3v DC Power	●	(GPIO_GEN5) GPIO24	18
19	GPIO10 (SPI_MOSI)	●	Ground	20
21	GPIO09 (SPI_MISO)	●	(GPIO_GEN6) GPIO25	22
23	GPIO11 (SPI_CLK)	●	(SPI_CE0_N) GPIO08	24
25	Ground	●	(SPI_CE1_N) GPIO07	26
27	ID_SD (I ² C ID EEPROM)	●	(I ² C ID EEPROM) ID_SC	28
29	GPIO05	●	Ground	30
31	GPIO06	●	GPIO12	32
33	GPIO13	●	Ground	34
35	GPIO19	●	GPIO16	36
37	GPIO26	●	GPIO20	38
39	Ground	●	GPIO21	40

Figura 2 Diagrama de pines GPIO de la Raspberry Pi 3.



Figura 3 Configuración de la Placa del MPU-6050.

Un acelerómetro es un dispositivo que mide los cambios de velocidad de un objeto, que en nuestro caso será el cuerpo del paciente. Como ya se mencionó, en esta implementación se utiliza el acelerómetro del MPU-6050. Este módulo se comunica con el Raspberry utilizando el bus ó protocolo I2C. El bus I2C es un estándar que facilita la comunicación entre chips, además, proporciona una conexión serial y síncrona. Para lograr la comunicación serial a través de I2C, las líneas de datos (SDA) y las líneas de reloj (SCL) de ambos dispositivos se interconectan, como se muestra en la figura 4 (ver figuras 2 y 3). Una vez que se pone en operación, el acelerómetro, entrega los valores de la aceleración a_x , a_y y a_z , que corresponden a las componentes de la aceleración sobre el eje x, y y z, respectivamente. De acuerdo a [Dongha, 2014], la aceleración absoluta se puede determinar a través de la ecuación 1, la cual representa la magnitud de la aceleración.

$$|\mathbf{a}| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (1)$$

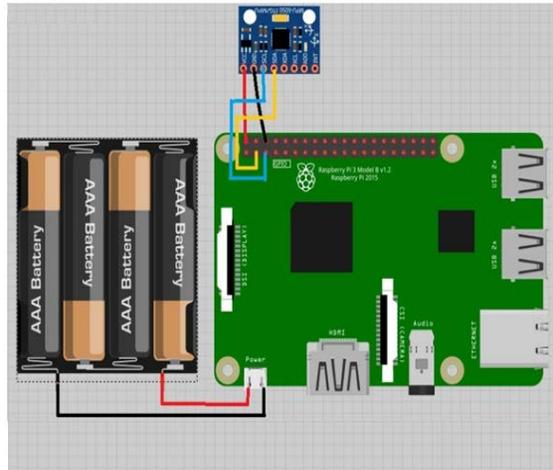


Figura 4 Diagrama de interconexión del sistema.

La figura 5 muestra el diagrama de flujo que representa el algoritmo de detección de caídas. En el algoritmo se define un umbral, A_t , que representara el nivel de decisión. A_t es determinado basándose en las pruebas experimentales y algunos trabajos reportan umbrales de 3 g, tal como en [Dongha, 2014]. En nuestra implementación A_t se consideró de 2 g como se mostrará más adelante.

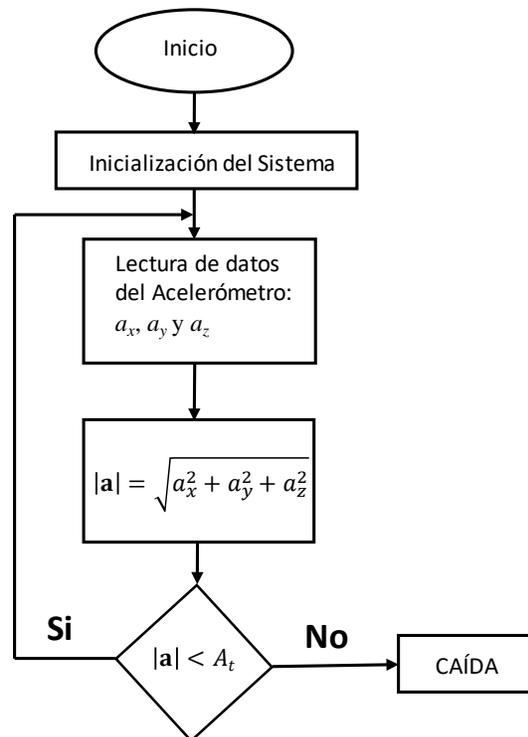


Figura 5 Diagrama de flujo del detector de caídas.

El algoritmo se implementó en Python y opera de la siguiente manera. El detector de caídas se coloca en el cinturón del paciente, como se muestra en la figura 6.

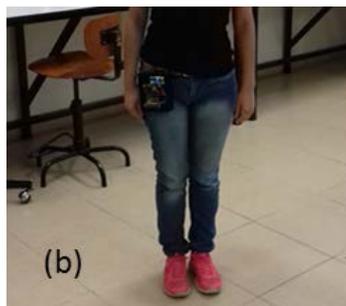


Figura 6 Uso del detector de caídas portátil.

Una vez iniciado el sistema se toman lecturas del acelerómetro cada segundo. El acelerómetro entrega los valores de las aceleraciones correspondientes a cada eje de coordenadas. Se utiliza la ecuación 1 para determinar la magnitud de la aceleración. Si la magnitud de la aceleración resulta menor que el umbral determinado entonces el sistema sigue tomando lecturas de las aceleraciones. Por

otro lado, si la magnitud de la aceleración sobrepasa el umbral especificado, se considera como una detección. En este instante el sistema de detección transmite una señal de alarma a la terminal de alarmas utilizando un enlace de radio frecuencia que en este caso es el estándar IEEE 802.11n (WiFi), que además permite establecer conexiones TCP/IP. Cabe mencionar que WiFi fue seleccionado como medio de comunicación para aprovechar la infraestructura del Raspberry, además, mediante la Raspberry se pueden montar servidores que estén almacenando constantemente las señales de alarma para obtener estadísticas o procesar las señales obtenidas del acelerómetro.

Sistema de Terminal de Alarmas

El sistema de terminal de alarmas también es implementado a través de una microcomputadora Raspberry Pi 3, con las mismas características que las del sistema de detección, ver figura 1. Para emular una alarma se utiliza un buzzer que zumbará al momento que se produzca una caída. Al igual que en la terminal de alarma, los algoritmos de control, para recibir las señales de alarma y activar las mismas, se programaron utilizando Python.

La figura 7 muestra el diagrama de interconexión del subsistema de alarmas. Las figuras 8 y 9 muestran las implementaciones físicas del detector de caídas y la terminal de alarmas, respectivamente.

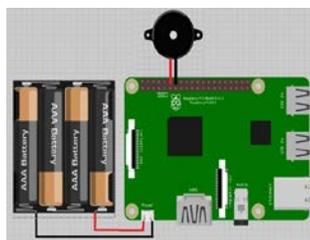


Figura 7 Diagrama de interconexión del sistema de alarmas.



Figura 8 Implementación del sistema detector.



Figura 9 Implementación del sistema de terminal de alarma.

3. Resultados

Para llevar a cabo los experimentos se eligió a un paciente de prueba. Las pruebas experimentales se llevaron a cabo de la siguiente manera:

- Acostarse y levantarse.
- Agacharse y levantarse.
- Caminar.
- Caídas simuladas.

Se realizaron 10 pruebas de cada actividad, sin embargo, en este trabajo sólo se presentan las curvas representativas de algunas pruebas para efecto de su análisis. La figura 10 muestra los resultados para la aceleración del paciente acostado para diferentes instantes de tiempo. Se puede observar que el comportamiento de la aceleración se mantiene en promedio sobre 1 g (9.8 m/s^2), que es la aceleración gravitacional a la que todo cuerpo en reposo permanece.

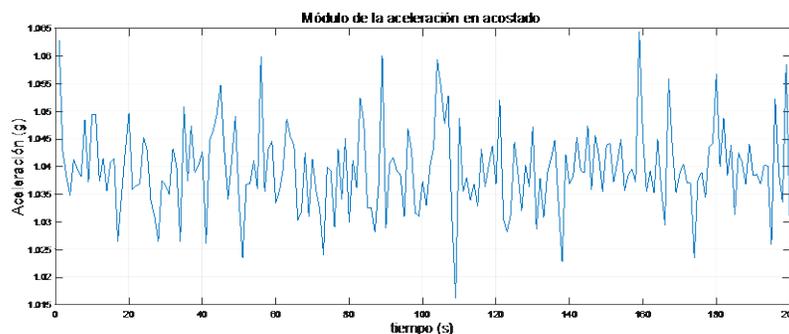


Figura 10 Módulo de la aceleración para pruebas del paciente acostado.

La figura 11 muestra los resultados para la magnitud de la aceleración del paciente agachándose. Se puede observar que la magnitud de la aceleración tiene

picos en los instantes en los cuales el paciente se agacha, lo que representa cambios en la magnitud de la aceleración. Sin embargo, las magnitudes de los picos no son significativas y su aceleración es de alrededor de 1.3g, para este caso.

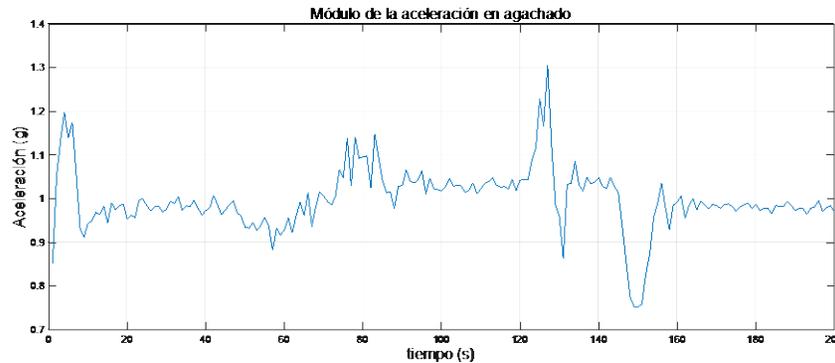


Figura 11 Módulo de la aceleración para pruebas del paciente agachado.

La figura 12 muestra los resultados de la magnitud de la aceleración en diferentes instantes donde el paciente está caminando. Como se puede observar los cambios de aceleración no son muy significativos, manteniéndose alrededor de 1g.

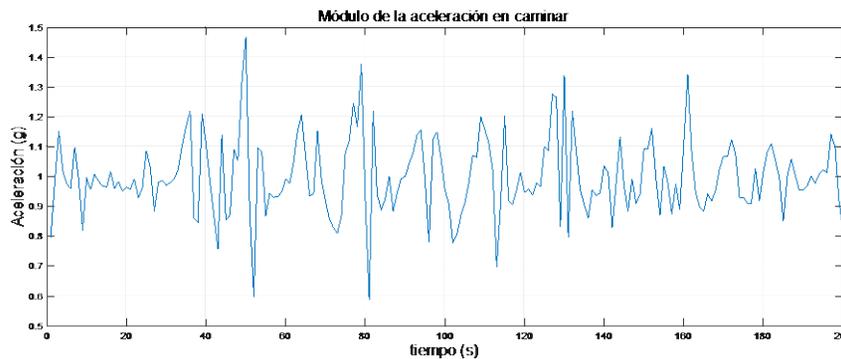


Figura 12 Módulo de la aceleración para pruebas del paciente caminando.

La figura 13 muestra los resultados de la magnitud de la aceleración para cuatro diferentes casos de caídas. Se puede observar que todos los casos presentan picos arriba de los 2 g, en el instante de la caída. De esta manera y a través de la comparación de los diferentes casos se pudo determinar que el nivel de decisión o

umbral para nuestro detector de caídas es de 2 g. También, se puede observar que antes de una caída la aceleración es de 1 g, cambiando drásticamente a valores mayores de 2 g en el instante de la caída y posteriormente regresando a su valor normal de 1 g, que corresponde al comportamiento del paciente yaciendo en el piso. La tabla 1 muestra un resumen de los valores de la aceleración máximos y mínimos para los diferentes escenarios. Se puede observar que los valores máximos de las caídas superan los 2 g.

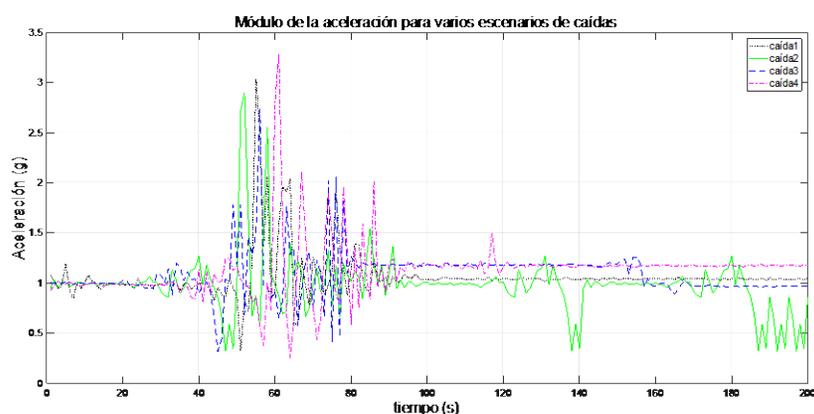


Figura 13 Mediciones de 4 escenarios de caídas diferentes.

Tabla 1 Valores Máximo y Mínimo de las aceleraciones.

Escenario experimental	Valor Máximo en g	Valor Mínimo en g
Caída1	2.8978	0.3237
Caída2	2.1990	0.5740
Acostado	1.0644	1.0163
Agachado	1.3066	0.7525
Caminar	1.4669	0.5880
Sentado	1.0533	1.0057

4. Discusión

Considerando que los cuerpos en reposo tienen una magnitud de aceleración de 1g, nuestros experimentos mostraron que usar un umbral de decisión de 2g es suficiente para tomar decisiones sobre los casos de caídas presentados. Las pruebas que se realizaron resultaron exitosas ya que utilizando nuestro algoritmo no se presentaron falsa alarmas.

5. Conclusiones

En este trabajo se presentó la implementación de un detector de caídas utilizando microcomputadoras Raspberry Pi 3 y una unidad de medición inercial MPU-6050 con capacidades de acelerómetro y giroscopio. Nuestra implementación considera un algoritmo de detección de caídas, donde el parámetro de decisión es la magnitud de la aceleración. Los resultados mostraron que un umbral de 2g es suficiente para detectar caídas en nuestra implementación.

Si bien el utilizar una implementación de este tipo puede resultar incómoda para los pacientes y que el consumo de potencia no sea el más adecuado, este tipo de sistemas puede ayudar en el monitoreo de pacientes hospitalizados y de la tercera edad. El sistema puede ser instalado en hospitales y casas haciendo uso de la red inalámbrica WiFi. El sistema puede monitorear a más de un paciente a la vez utilizando una sola terminal de alarma. Adicionalmente, el sistema de detección también puede adecuarse para procesar señales biomédicas como pulso cardíaco, presión sanguínea, entre otras, de tal forma que se pueda tener un monitoreo más completo de los pacientes. Finalmente, este tipo de dispositivos puede implementarse en diseños de menores requerimientos de área y menor consumo de potencia, de tal manera que sea más portable y menos invasivo.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Chankyu Park, Jaehong Kim and Ho-Jin Choi, A Watch-type Human Activity Detector for the Aged Care in ICACT, 2012.
- [2] Choon Kiat Lee¹, Vwen Yen Lee; Fall Detection System Based on Kinect Sensor Using Novel Detection and Posture Recognition Algorithm; 11th International Conference on Smart Homes and Health Telematics, ICOST 2013 Singapore, Proceedings, pp 235, 2013.
- [3] Dennis Sprute, Aljoscha Portner, Alexander Weinitschke, Matthias König, Smart fall: accelerometer-based fall detection in a Smart home environment. Inclusive Smart Cities and e-Health Volume 9102 of the series Lecture Notes in Computer Science pp 194-205, 2017.

- [4] Dongha Lim, Chulho Park, Nam Ho Kim, Sang-Hoon Kim, Yun Seop Yu, Fall-Detection Algorithm Using 3-Axis Acceleration: Combination with Simple Threshold and Hidden Markov Model; *Journal of Applied Mathematics* Volume, 2014.
- [5] Guillaume Pérolle, Igone Etxeberria Arritxabal, Detector automático de caídas y monitorización de actividad para personas mayores; *Revista Española de Geriátría y Gerontología*; Vol. 41, pp. 33, 2007.
- [6] Jay Chen, Karric Kwong, Dennis Chang, Jerry Luz Ruzena Bajcsy, Wearable Sensors for Reliable Fall Detection Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, 2005.
- [7] Nyan M. N., Francis E.H. Tay, E. Murugasu; A wearable system for pre-impact fall detection, *J Biomech*, 41(16), 2008.