

Prototipo funcional de un sistema de detección de caídas basado en la plataforma CIAA

Matías Dell'Oso¹, Laura Lanzarini¹, Pablo Ridolfi²

¹Instituto de Investigación en Informática LIDI (III-LIDI), Facultad de Informática,
Universidad Nacional de La Plata

²Laboratorio de Procesamiento Digital, Departamento de Ingeniería Electrónica, Facultad
Regional Buenos Aires, Universidad Tecnológica Nacional

Argentina

{mdelloso, laural}@lidi.info.unlp.edu.ar

{pridolfi}@frba.utn.edu.ar

Resumen. Las caídas son la principal causa de lesiones en personas mayores de 65 años. En este trabajo se describe el prototipo de un dispositivo capaz de detectar la caída de una persona y dar alerta a un centro de monitoreo y/o familiares. Si bien en la actualidad pueden encontrarse en el mercado soluciones similares, las mismas no son de fabricación nacional. El dispositivo descrito en este artículo permitirá contar con un detector de caídas de bajo costo de suma utilidad tanto para adultos mayores como para personas con movilidad reducida. Con él, se busca dar solución a las consecuencias adversas que se presentan al no detectar una caída rápidamente a través de un aparato totalmente desarrollado en Argentina.

Palabras clave: Detección de caídas, Teleasistencia, Proyecto CIAA, Tiempo Real, Sistemas Embebidos.

1. Introducción

El 30% de las personas mayores de 65 años sufre una caída cada año y dicho número aumenta de manera constante debido a que la población de adultos mayores crece anualmente [1-3]. Un informe de la OMS (Organización Mundial de la Salud) en 2012, señala que anualmente se producen 37,3 millones de caídas que requieren atención médica, de ellas 424 mil derivan en muerte, lo que convierte a las caídas en la segunda causa mundial de muerte por lesiones no intencionales, luego de los traumatismos causados por accidentes de tránsito [4].

Algunos estudios [5-8] demuestran que esta situación se presenta de forma similar en diversas partes del mundo. En España, por ejemplo, un estudio realizado por la Fundación MAPFRE mostró que el 14,7% de los adultos mayores de 65 años que viven solos, sufren por lo menos una caída anualmente [6]. El 63,4%, refieren haberse caído una única vez, un 11,3% dos veces, 6,7% tres veces, 0,8% cuatro veces y un 7,6% más de cuatro. En cuanto a los lugares donde se producen las caídas, el 45% se cayeron fuera de su domicilio mientras que el 39,9% lo hizo en su propio domicilio.

En Estados Unidos, se estima que 1 de cada 3 adultos mayores sufre algún tipo de caída cada año. Esto se traduce a una caída cada 13 segundos y en una muerte cada 20 minutos [7] [8].

En Argentina, un artículo publicado por el CoKiBA (Colegio de Kinesiólogos de la Provincia de Buenos Aires) en 2014 [5], advierte que 1 de cada 5 adultos mayores de 65 años sufre al menos una caída al año, y más del 80% de los episodios ocurren en el ámbito doméstico. Además, da cuenta de que, en hospitales públicos de la Provincia de Buenos Aires, 2 de cada 5 adultos de más de 80 años han sufrido al menos una caída al año. En función de estas estadísticas, resulta imprescindible el desarrollo de sistemas que ayuden a la rápida detección de una caída, enviando una alarma al personal médico o a familiares, minimizando así las posibles consecuencias adversas.

Teniendo en cuenta lo expuesto anteriormente, en este artículo se presenta el diseño e implementación del prototipo de un dispositivo capaz de identificar si una persona ha sufrido una caída enviando una alerta en caso de que corresponda.

Este artículo está organizado de la siguiente forma: la sección 2 brinda una general del sistema, la sección 3 contiene los detalles de diseño del dispositivo, la sección 4 explica las pruebas realizadas y la sección 5 explica las conclusiones y líneas de trabajo futuras.

2. Descripción general del sistema

El detector de caídas ha sido diseñado para que la persona pueda llevarlo sujeto a la altura de la cintura enganchado en su ropa o un cinturón y está capacitado para medir periódicamente la aceleración de sus desplazamientos. Cuenta con un botón de pánico, que el usuario puede presionar en caso de necesitar asistencia e indicadores de estado que informan si la alerta ha sido enviada o no. Dos módulos de comunicación, WiFi y GSM, generan la redundancia necesaria para asegurar el envío de la alerta ante posibles fallos (falta de señal, desconexión de Internet, entre otros). Posee además una memoria EEPROM para guardar información de contacto (números telefónicos de familiares, servidor de la central, etc.), una batería y un acelerómetro con el cual se detectará la ocurrencia de una caída (ver Figura 1).

En cuanto al modo de funcionamiento, el dispositivo medirá periódicamente la aceleración del paciente. Si se detecta una caída (o si el usuario presiona el botón de pánico), se iniciará la secuencia de envío de datos.

En lo que respecta al software de monitoreo, se diseñó una interfaz web, en la cual se puede monitorear el estado del dispositivo que carga cada paciente. A su vez, si se produce una caída, se enviará un mensaje de texto a todos los números telefónicos que el paciente tenga asociado.

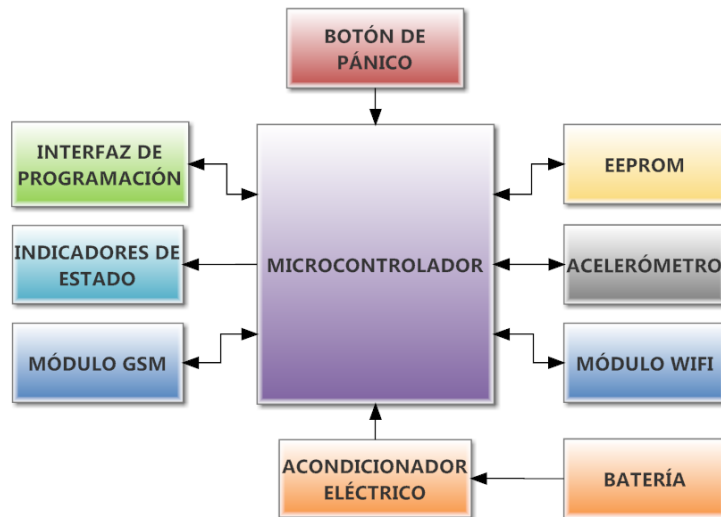


Figura 1: Esquema del dispositivo de detección de caídas

3. Diseño e Implementación

3.1. Diseño de hardware

Para poder detectar una caída es necesario que la persona cargue consigo un dispositivo que le permita enviar una señal de auxilio cuando sea necesario. A la hora de elegir cuál sería este dispositivo, se contemplaron dos opciones: utilizar un teléfono inteligente moderno, el cual cumpla con todas las características necesarias para detectar y alertar una caída (Procesador, conexión GSM y WiFi, y acelerómetro), o diseñar un sistema embebido. Finalmente, se decidió diseñar un sistema embebido por las siguientes razones:

- Los adultos mayores se resisten al uso de teléfonos celulares, por lo que no se podría garantizar que lo fueran a tener con ellos en todo momento.
- Los teléfonos celulares no poseen un sistema operativo de tiempo real, por lo que una tarea ajena a la detección de caídas podría retrasar la activación de una tarea crítica. Además, al contar con aplicaciones en segundo plano, el tiempo de vida de la batería se vería afectado significativamente.
- Un teléfono celular no podría cumplir con las normas y certificaciones necesarias para desarrollar un producto electrónico para el ámbito médico.

No obstante, no se descarta la posibilidad de desarrollar en un futuro una aplicación para dispositivos móviles, utilizando como base el algoritmo implementado en el sistema embebido, con el fin de realizar comparaciones de rendimiento o para ofrecerla como una aplicación complementaria.

A la hora de seleccionar el microcontrolador a utilizar, se buscó uno que perteneciera a la gama de bajo consumo, pero que al mismo tiempo tenga un poder de cómputo

adecuado para en un futuro procesar algoritmos complejos. Bajo dichas condiciones, se seleccionó el microcontrolador multinúcleo asimétrico LPC4337. La principal ventaja de utilizar un microcontrolador asimétrico es que, en principio, se puede ahorrar mucha energía utilizando el núcleo de baja potencia para las operaciones que no requieran una gran capacidad de cómputo, y activando el núcleo de alta potencia cuando el programa demande cálculos más complejos. Otra de las razones por la que se decidió a utilizar el LPC4337, es ubicar el trabajo en el marco del proyecto CIAA (Computadora Industrial Abierta Argentina) [9].

Cabe aclarar que, para el diseño de este prototipo, se utilizó la placa de desarrollo EDU-CIAA-NXP [10]. Además, tanto el acelerómetro como los módulos de comunicación utilizados son módulos independientes que contienen la electrónica básica necesaria para funcionar. Queda como trabajo futuro a la hora de desarrollar el producto final, integrar dichos módulos y el microcontrolador en un único circuito impreso.

Para conectar los módulos, los pulsadores e indicadores de estados y la memoria EEPROM, se diseñó una placa de expansión para la EDU-CIAA-NXP (ver Figura 2) la cual incluye: tres LEDs indicadores de estado, la memoria EEPROM, tres conectores para insertar los dos módulos de comunicación y el acelerómetro, una fuente de switching para alimentar la EDU-CIAA con voltajes superiores a 5 V, y un regulador lineal de 3,3V.

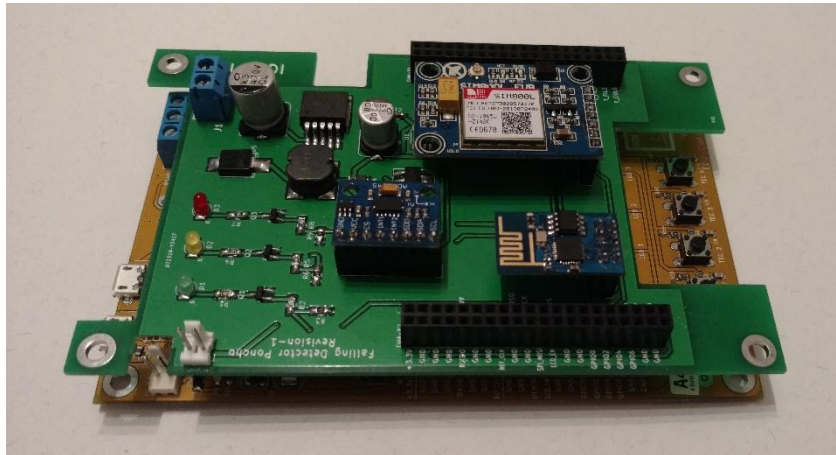


Figura 2: Placa de expansión conectada a la EDU-CIAA-NXP

3.2. Algoritmo de detección de caídas

Se desarrolló un algoritmo basado en umbrales el cual toma muestras del acelerómetro cada 8 ms (125 Hz), las procesa y, si se superan los valores de umbral, se iniciará el proceso de envío de alertas. A continuación, se detallará el algoritmo utilizado:

En primer lugar, se determinó qué umbrales se establecerán para la detección de una caída. Para ello, basándose en [11] [12], se definió el primer umbral de 6g para el vector de magnitud de las aceleraciones en los tres ejes (VMA) calculada según (1.1).

$$VMA = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (1.1)$$

Donde a_x , a_y y a_z son respectivamente las aceleraciones en los ejes X, Y y Z, tomados como se muestra en la Figura 3.

El segundo umbral es de 2g para la suma de las aceleraciones en el plano XZ (VMP) calculada según (1.2). El plano Y no fue incluido debido a que, según pruebas realizadas, se detectaron grandes valores de aceleración en este eje mientras la persona corría o se sentaba abruptamente, las cuales hubiesen dado una señal de falsa alarma.

$$VMP = \sqrt{a_x^2 + a_z^2} \quad (1.2)$$

El tercer umbral es de $1,5 \frac{m}{s}$ para la velocidad (V_0) de la persona en el instante que toca el suelo, calculada según (1.3).

$$V_0 = V_1 + \int_{t_1}^{t_0} VMA(t) dt \quad (1.3)$$

Para realizar esta integración, se integra hacia atrás la aceleración medida en todos los ejes (VMA) desde t_1 (1500 ms luego del contacto inicial) hasta t_0 (momento en el que la persona toca el suelo), teniendo así los tiempos de integración. El valor de 1500 ms fue obtenido empíricamente, debido a que, en todas las caídas realizadas intencionalmente, luego de un segundo y medio, no se observaron cambios significativos en los valores de aceleración en ninguno de los ejes de coordenadas.

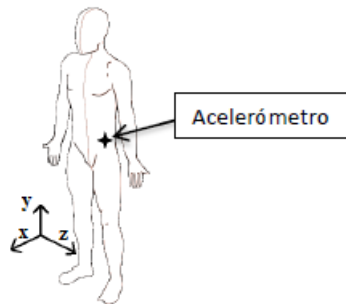


Figura 3: Localización del acelerómetro en el cuerpo de la persona

Para calcular el valor de la integral, se utilizó el método de integración numérica Simpson compuesto [13]. El valor de n (cantidad de sub-intervalos) fue establecido en 94, la mitad de la cantidad de muestras capturadas durante el período de integración (188 muestras). Con este valor se pretende alcanzar un punto medio entre la calidad

de la aproximación del cálculo y el cómputo que debe realizar el microcontrolador. Queda como trabajo futuro realizar pruebas variando el valor de n.

El sistema detectará una caída cuando se supere el primer umbral o cuando se superen el segundo y el tercero conjuntamente, tal como se puede observar en la Figura 3.

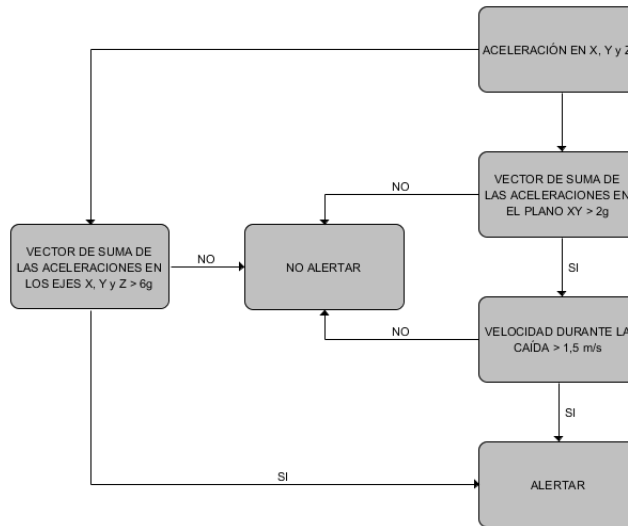


Figura 3: Diagrama de bloques del algoritmo utilizado para detectar una caída

4. Ensayos y Resultados

En las siguientes secciones se presentarán algunos de los ensayos realizados para verificar y validar el correcto funcionamiento de los módulos utilizados y del sistema en conjunto. Tanto las pruebas unitarias como las pruebas del sistema en conjunto, fueron realizadas utilizando la placa de expansión para la EDU-CIAA-NXP mencionada en la sección 3.1.

4.1 Pruebas unitarias sobre los módulos de comunicación y acelerómetro

Con el fin de comprobar que la resolución elegida para el acelerómetro ($\pm 8g$) es adecuada para captar los movimientos de una persona, se desarrolló una función en MATLAB que recibe por puerto serie los datos de la aceleración de los tres ejes y los grafica durante un período determinado. Para realizar esta prueba, se colocó el dispositivo en la cintura y se ejecutaron varias pruebas realizando movimientos bruscos (saltar, correr, sacudir el cuerpo, entre otras.) durante 8 segundos (1000 muestras). Como resultado, se observó que la aceleración de todos los ejes es, en todo momento, menor que 8g. La Figura 4 muestra el gráfico de la aceleración en los tres ejes mientras el sujeto de prueba realizaba saltos cortos y sacudía el cuerpo.

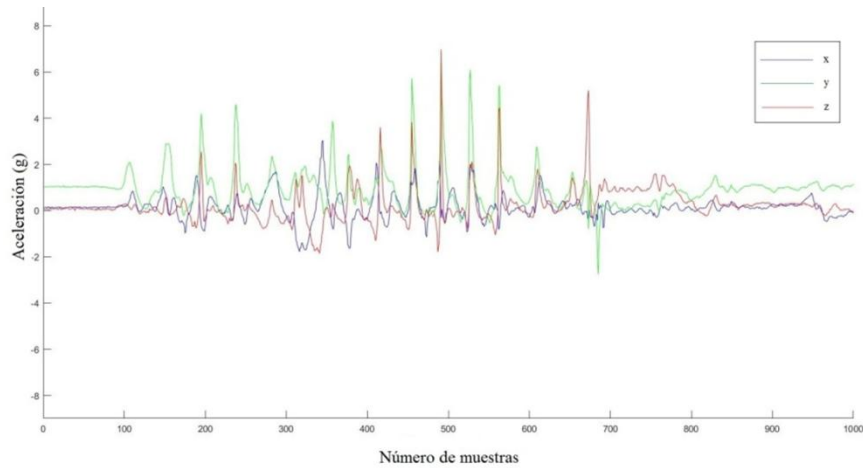


Figura 4: Monitoreo de la aceleración – Prueba de rango. Valores obtenidos por el acelerómetro al saltar y sacudir el cuerpo

Para comprobar que la comunicación mediante los módulos de comunicación se establece de manera correcta, se utilizó la UART para monitorear cada comando enviado a dichos módulos. En primer lugar, se desconectaron los módulos, se pulsó el botón de emergencia y, a continuación, se los volvió a conectar. La Figura 5 muestra los mensajes obtenidos para el módulo WiFi. Se puede observar que, aunque la comunicación falle, el dispositivo se recupera y, luego de un tiempo determinado, intenta establecer la comunicación nuevamente.

```

RealTerm: Serial Capture Program 2.0.0.70
Error - Module is not responding\r\n
Error - Module is not responding\r\n
Error - Module is not responding\r\n
Error - Module is not responding\r\n
Module is responding\r\n
Echo disabled\r\n
Operating mode was changed to: STATION\r\n
Module connected to AP = "Matt"\r\n
IP - Station = 192.168.1.101\r\n
MAC - Station = 18:fe:34:fe:5e:1d\r\n
Multiple connections enabled\r\n
Connection Started:\r\n
Send you message now:\r\n
Message was sende\r\n

```

Figura 5: Correcta inicialización del módulo WiFi y envío de alerta exitoso

4.2. Pruebas del sistema en conjunto

Para comprobar que el sistema funciona de manera correcta, se plantearon 4 escenarios de la vida cotidiana y se observó el comportamiento del dispositivo en cada uno de ellos. Para ello, se utilizó la función de MATLAB mencionada anteriormente para monitorear la aceleración medida por el dispositivo en cada

escenario y, en los casos que se detectó una caída, se corroboró que la alerta haya sido recibida tanto en la página web, como en el teléfono celular asociado. En todos los casos, el dispositivo detector de caídas fue colocado en la cintura del sujeto de pruebas. A continuación, se detallan los escenarios planteados:

- i. **Una persona tropieza, cae al piso y permanece tendida en el suelo.** Esta prueba consistió en dejarse caer sobre una colchoneta y observar la aceleración en el transcurso de la caída. En la Figura 6 se puede observar que, en el momento de la caída, el vector magnitud de la aceleración supera el umbral establecido (6g) detectándose así, una caída.

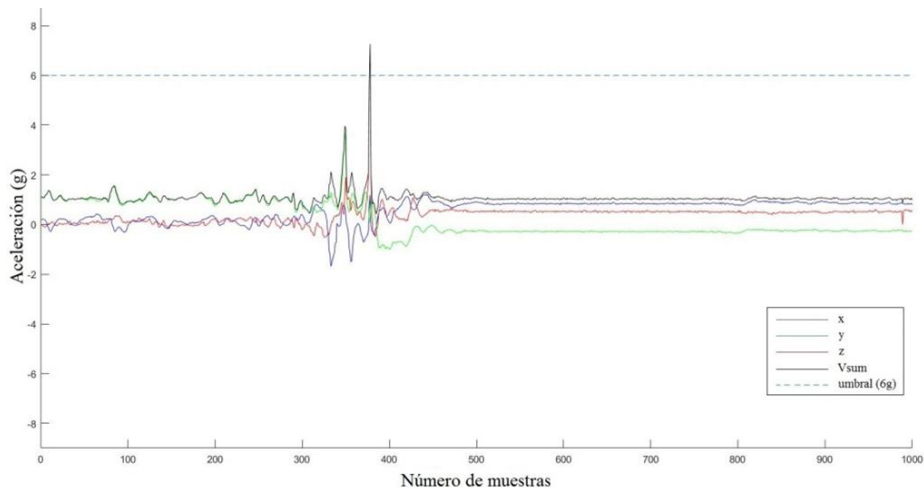


Figura 6: Monitoreo de la aceleración. Valores obtenidos por el acelerómetro al producirse una caída desde una gran altura

- ii. **Una persona sube y baja escalones de una escalera.** Para este escenario, ninguno de los umbrales fue superado, por lo que no se ha detectado ninguna caída.
- iii. **Una persona se descompensa y, mientras está cayendo, se agarra de un objeto para no golpear contra el piso.** En este caso el dispositivo no pudo detectar la caída. Debido a que el sujeto de pruebas se agarró de un objeto mientras caía, su aceleración disminuyó y el impacto contra el piso no fue lo suficientemente fuerte como para superar los umbrales establecidos. En este escenario, el algoritmo basado en umbrales falla. Es por ello que es de suma importancia implementar, en un futuro, un algoritmo inteligente que pueda detectar este tipo de caídas. De todas maneras, si el paciente sigue consciente luego de producirse la caída, será capaz de pulsar el botón de alerta y enviar la señal de auxilio.
- iv. **Una persona camina hacia una silla, se sienta abruptamente y luego cae al piso hacia su derecha.** Para este escenario el umbral de 6g no es alcanzado, pero el dispositivo detecta la caída debido a que supera el umbral de la velocidad con la cual la persona impacta contra el piso.

5. Conclusiones y trabajo futuro

Se ha presentado el diseño e implementación de un prototipo para la detección de caídas basado en la plataforma CIAA. Con base en las pruebas realizadas, se considera que su desempeño en lo referido a identificaciones y alertas ha sido satisfactorio.

Este es el primer paso en una dirección sumamente prometedora tanto en lo que respecta a la formación de recursos humanos como a la generación de mano de obra calificada argentina y a la asistencia social. No se incluyen comparaciones con otras soluciones existentes [14] [15] por considerar que el aporte de este trabajo es llegar a desarrollar el aparato propuesto con tecnología nacional y de bajo costo; aspectos que condicionan la capacidad del dispositivo.

Actualmente se está trabajando en la generación de una base de datos de caídas no sólo para dar mayor fortaleza a la selección de los umbrales utilizados por el reconocedor actual sino para construir un modelo no lineal adaptativo que permita mejorar la tasa de acierto del dispositivo a través del reconocimiento de ciertos patrones de movimiento propios del individuo.

En lo que respecta al hardware aún falta diseñar la carcasa la cual deberá ser resistente al agua para permitir el uso del dispositivo bajo la ducha. Finalmente se buscará separar los módulos de adquisición de datos y procesamiento de los módulos de comunicación GSM y WiFi con el fin de reducir el consumo y prolongar la vida útil de la batería.

Bibliografía

- [1] Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., Negri, E.: *Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis*. 2010; 658–668
- [2] Major Injury Hospitalizations Due to Unintentional Falls in Canada 2009–2010. Report.
- [3] Peeters GM, Pluijm SM, van Schoor NM, Elders PJ, Bouter LM, Lips P. *Validation of the LASA fall risk profile for recurrent falling in older recent fallers*. J Clin Epidemiol 2010;63-1242.
- [4] Organización Mundial de la Salud (2016, Apr 4). Centro de prensa [Online]. 2012. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/es/>
- [5] Colegio de Kinesiólogos de la Provincia de Buenos Aires (2016, Jun 14). Centro de prensa. [Online]. Disponible en: <http://www.cokiba.org.ar/web/?q=node/116>
- [6] Sáinz M. *Estudio de investigación sobre Seguridad en el domicilio de personas mayores* (2016, Jun 27). Fundación MAPFRE [Online]. 2008. Disponible en: <http://www.mapfre.com/documentacion/publico/i18n/consulta/registro.cmd?id=128697>
- [7] Stevens J. A., Mack K. A., Paulozzi L. J., Ballesteros M. F. *Self-Reported Falls and Fall-Related Injuries Among Persons Aged >65 Years*. Morbidity and Mortality Weekly Report. Vol. 57. No. 9. 2008.
- [8] Centers for Disease Control and Prevention (2016, Apr 2). *Important Facts About Falls* [Online]. Disponible en: <http://www.cdc.gov/homeandrecreationalsafety/falls/adultfalls.html>
- [9] Proyecto CIAA (2016, Jul 5). Computadora Industrial Abierta Argentina [Online]. Disponible en: <http://www.proyecto-ciaa.com.ar/devwiki/doku.php>

- [10] Proyecto CIAA (2016, Jul 7). EDU-CIAA-NXP [Online]. Disponible en: <http://www.proyecto-ciaa.com.ar/devwiki/doku.php?id=desarrollo:edu-ciaa:edu-ciaa-nxp>
- [11] Perry J.T., Kellog S., Vaidva S. M., Jong-Hoon Y., Hesham A. Sharif H. *Survey and evaluation of real-time fall detection approaches*. 6th International Symposium on High-Capacity Optical Networks and Enabling Technologies (HONET), 2009.
- [12] Lindemann U. *Evaluation of a fall detector based on accelerometers: a pilot study*. *Medical & Biological Engineering & Computing*. Vol. 43. No 5.2005.
- [13] Simpson's Rule (2016, Apr 7). Wolfram MathWorld [Online]. Disponible en: <http://mathworld.wolfram.com/SimpsonsRule.html>
- [14] Bagalà, F., Becker, C., Cappello, A., Chiari, L., Aminian, K. *Evaluation of Accelerometer-Based Fall Detection Algorithms on Real-World Falls*. 2012.
- [15] Rodriguez, J., Mercuri, M., Karsmakers, P., Soh, P.J., Leroux, P., Schreurs, D. *Automatic Fall Detector based on Sliding Window Principle*. WIC 2013.