# Elderly Monitoring System with Sleep and Fall Detector (Sistema de monitoreo para ancianos con detector de sueño y caídas)

## **Resumen**

El monitoreo de personas mayores ha llamado la atención de profesionales de la salud y médicos. Se han atribuido varios problemas de salud a la caída o la falta de sueño en el contexto de las personas mayores. Las caídas y los problemas de sueño a largo plazo eventualmente podrían conducir a un fuerte deterioro de la salud, un mal estado de salud y un alto costo para cubrir su atención médica. En este documento se presenta una nueva implementación precisa y conveniente a la vez que rentable de un sistema de monitoreo. El uso de un sistema basado en acelerómetro se utilizó en este trabajo. El dispositivo específico para esta implementación es un reloj inteligente. El algoritmo tanto del detector de caídas como del monitor de sueño presentado en este trabajo se ha implementado y probado en múltiples sujetos.

## **Palabras clave**

Detector de caídas Monitor de sueño Atención sanitaria Internet de las cosas

## **1 Introducción**

Las personas mayores son una parte importante de la sociedad, con el aumento de su población, muchas organizaciones están preocupadas por la gestión de la calidad de vida que vive esta gran población. Se estima que la población promedio de este grupo (de 60 años o más) será de 1.200 millones en 2025 y se espera que aumente a unos 2.000 millones en 2050 [ [10](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR10) ]. Una forma personalizada de monitorear la actividad de una sección de la población de personas mayores, que no pueden cuidarse adecuadamente en cada situación, es el empleo de cuidadores. Sin embargo, es poco probable que una mayor cantidad de cuidadores también pueda atender el monitoreo continuo y, si se proporciona, sobrecargar al cuidador y, a su vez, aumentar el costo [ [1]](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR1)] Existen diferentes soluciones existentes para ayudar a las personas mayores, como la asistencia remota de robots, los servicios de entretenimiento y los servicios de recordatorio, por mencionar algunos [ [1](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR1) , [2](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR2) ]. Desafortunadamente, es muy difícil estimar la cantidad de actividades que experimenta una persona mayor durante la noche o la velocidad a la que cae durante el día debido a la debilidad de su pierna o su estado de salud. La selección de las investigaciones, ya sea de un detector de caídas o de un monitoreo del sueño, es el resultado de encuestas en ancianos. Ejemplos de diagnósticos simples que pueden detectarse mediante el patrón de monitoreo del sueño en personas de edad avanzada, los períodos prolongados de falta de tiempo de sueño pueden conducir a problemas de salud extensos como la presión arterial alta [ [3](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR3)] Además de las condiciones críticas que pueden surgir debido a caídas, la detección de caídas es un proceso de monitoreo que debe tomarse en serio cuando la sección de nuestra población es la tercera edad.

En los documentos que han propuesto el monitoreo de personas mayores, los enfoques se han centrado con mayor frecuencia únicamente en el detector de caídas o el monitor de sueño. La arquitectura de nuestro enfoque de monitoreo consiste en combinar tanto el detector de caídas como el monitoreo del sueño. El detector de caídas propuesto en este trabajo ofrece una detección precisa aprovechando las soluciones existentes, ya que tiene tres métodos para determinar un evento de caída. Nuestro sistema de monitoreo del sueño también ofrece resultados precisos con poca o ninguna aportación del usuario. El sistema de monitoreo del sueño existente detecta el patrón de sueño conectando sensores al cuerpo, lo que podría causar molestias durante el sueño y afectar la precisión de los resultados y la calidad del sueño.

## **2 trabajos relacionados**

En [11](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR11) se presenta un sensor de visión de contraste temporal asíncrono (ATC) que es capaz de informar cambios de píxeles con latencia de milisegundos . Este sensor de imagen ATC se coloca en las paredes perimetrales del gabinete. Extrae los píxeles de cambio en los eventos de movimiento para el fondo e informa el contraste temporal en forma de milisegundos, que también es equivalente al cambio reflectante de la imagen cuando el efecto de iluminación es constante. Sin embargo, este enfoque requiere instalaciones complejas y es costoso.

El monitoreo del sueño basado en la implementación en tiempo real de la obtención del ritmo de respiración y la frecuencia del pulso de un sujeto usando un tubo de vinilo lleno de agua sin aire debajo de la almohada del sujeto durante el tiempo de sueño se presenta en [ [12](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR12) ]. Los datos obtenidos se comparan con un sistema de detección de picos ya predefinido en su algoritmo. Se coloca una unidad de sensor debajo de la almohada del sujeto para detectar los cambios de presión debajo del área de la cabeza. Los componentes de presión dentro de los tubos están acondicionados y conectados a catéteres embebidos. Una desventaja de este sistema es que, si la placa del sensor no se coloca correctamente debajo de la almohada del sujeto, la variación de presión no puede alcanzar la placa del sensor de manera adecuada para obtener lecturas y el sistema es complejo.

## **3 Implementación del sistema**

La implementación del sistema consiste en un monitor de sueño y un detector de caídas para personas mayores en el mismo dispositivo. Un dispositivo prefabricado era la opción preferida a la combinación de diferentes componentes del sensor para implementar este trabajo. Esto nos permite crear un enfoque rentable y flexible. Además, el usuario también puede utilizar el dispositivo para otros fines según las necesidades individuales. También se incluyó la consideración de tener un back-end que pudiera recibir datos procesados ​​como parte de este trabajo.

El componente esencial utilizado en este sistema es un acelerómetro. Los acelerómetros se utilizan en muchas aplicaciones, como extremidades protésicas, drones y la industria de los juegos. La aparición de acelerómetros basados ​​en sistemas microelectromecánicos (MEMS) ha revolucionado esta tecnología al cambiar la estructura de los componentes a escala micrométrica. La medición de este acelerómetro se basa en el movimiento de un componente de estructura pequeña debido a la tensión de vibración en él, la aceleración del componente se puede convertir en diferentes formas dependiendo de la función que se aplicará [ [5](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR5) , [6](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR6) ].

### **3.1 Detector de caídas**

La implementación del detector de caídas implica varios pasos. En primer lugar, los datos de los ejes del sensor acelerómetro se extraen y se representan en forma de onda sinusoidal. La parte menos significativa de las señales se separa y solo se utiliza la parte importante de los datos. La Transformación de longitud de onda discreta (DWT) se aplica a los datos, para obtener una representación de la señal de datos discreta, se selecciona una longitud de onda madre Ψ y de la longitud de onda madre, se determinarán los filtros h y g. Los coeficientes de longitud de onda para las señales discretas se calculan a primera escala, estas señales se pasan a través de un primer filtro para eliminar el ruido y se pasan a través de otro filtro. Estos filtros eliminan el ruido y el efecto del tirón gravitacional en la bola del acelerómetro ( [1](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ1) ) y ( [2](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ2) ).

unnorte= ∑∞k =-∞x [ k ] h [ n - k ] = ( x ∗ h ) [ n ].unnorte=∑k=-∞∞X[k]h[norte-k]=(X∗h)[norte]. (1)

renorte= ∑∞k =-∞x [ k ] g [ n - k ] = ( x ∗ g ) [ n ].renorte=∑k=-∞∞X[k]sol[norte-k]=(X∗sol)[norte]. (2)

De toda la frecuencia de la señal de los datos del acelerómetro, un coeficiente aproximado y un coeficiente detallado constituyen aproximadamente la mitad de la frecuencia de la señal. Para eliminar el efecto de error en las señales, cada lectura del acelerómetro se calcula para producir el coeficiente aproximado. Esto se realiza mediante el uso de los coeficientes anteriores para calcular los siguientes, este proceso se realiza repetidamente formando un banco de filtros para las señales de frecuencia. Los coeficientes posteriores se muestran a continuación en ( [3](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ3) ) y ( [4](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ4) );

uns + 1[ n ] = ∑∞k = - ∞un¯s[ k ] h [ n - k ] = ( a¯s∗ h )[n].uns+1[norte]=∑k=-∞∞un¯s[k]h[norte-k]=(un¯s∗h)[norte]. (3)

[[](https://static-content.springer.com/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-47063-4_51/432424_1_En_51_Equ4_HTML.gif)](https://static-content.springer.com/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-47063-4_51/432424_1_En_51_Equ4_HTML.gif) (4)

los un¯sun¯ses el coeficiente aproximado posterior, mientras que la [imagen Abrir en una nueva ventana[](https://static-content.springer.com/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-47063-4_51/MediaObjects/432424_1_En_51_Figa_HTML.gif)](https://static-content.springer.com/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-47063-4_51/MediaObjects/432424_1_En_51_Figa_HTML.gif) es el coeficiente de detalle posterior. Estos se realizan en los tres ejes del acelerómetro, y posteriormente se utilizan para calcular la aceleración del acelerómetro y finalmente se utilizarán para la detección de caídas. A continuación se muestran las ecuaciones para validar los tres ejes del acelerómetro en ( [3](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ3) ), ( [4](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ4) ) y ( [5](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ5) );

α = ( X- Xo l d) .α=(X-Xolre). (5)

β= ( Y- Yo l d) .β=(Y-Yolre). (6)

γ= ( Z- Zo l d) .γ=(Z-Zolre). (7)

Al calcular la aceleración, los nuevos datos adquiridos del acelerómetro se utilizan para favorecer los datos anteriores. Esto eliminaría el error en el cálculo debido a una selección de datos incorrecta. En la ecuaciónαα representa el eje X, ββ representa el eje Y, γγ representa el eje Z, XantiguoXantiguo representa los datos anteriores del eje X, YantiguoYantiguo representa los datos anteriores del eje Y y Zantiguo Zantiguo representa los datos anteriores del eje Z. La aceleración se muestra en ( [8](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ8) ) yδδ, representa la aceleración del acelerómetro.

A c c e ( δ) = α2+ β2+ γ2----------√. UNCCmi(δ)=α2+β2+γ2. (8)

Para determinar la caída, el sistema se somete a cuatro etapas. En primer lugar, el cálculo del umbral, que implica el cálculo de un umbral t . El umbral debe compararse con la aceleración que se calcula constantemente. Después de la comparación, el sistema determina si hay una actividad de caída o no. La expresión que explica la comparación se muestra en ( [10](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ10)) El umbral se calcula simulando aleatoriamente las actividades de caída mientras se recogen sus aceleraciones, los valores máximos mínimos se redondean y se calcula el promedio. En segundo lugar, la adquisición de datos y la calibración del sistema, que implica la recopilación de datos del sistema. En tercer lugar, la extracción de características que implica: (i) extracción de las posiciones de los ejes del acelerómetro antes y después de una fase de caída, (ii) registro de aceleración dinámica y estática y (iii) orientación actual del cuerpo físico. Para que el sistema detecte un evento de caída, se deben cumplir las cuatro etapas [ [7](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR7) , [8](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR8) ].

### **3.2 Monitor de sueño**

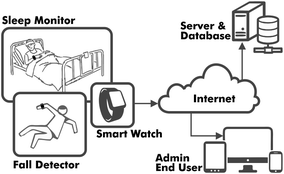
El método utilizado en el monitor de sueño para recopilar los datos del acelerómetro es el mismo que se analiza en el detector de caídas, indicado en las ecuaciones. ( [4](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ4) ), ( [5](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ5) ) y ( [9](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ9)) El principio empleado en el monitoreo del sueño es tal que la actividad del cerebro es equivalente al movimiento producido por el cuerpo durante el sueño. Con el acelerómetro conectado al cuerpo durante el sueño, estos movimientos se pueden detectar fácilmente. Hay tres estados distintos que deben diferenciarse aquí; el estado de vigilia, cuando el sujeto está en constante movimiento y despierto, el estado de sueño ligero, cuando hay un movimiento reducido del cuerpo que está dormido en comparación con el estado de vigilia. El tercero es el estado de sueño profundo, hay una cantidad mínima de movimiento corporal. Durante el período de sueño, la aceleración está limitada entre0 m / s20 0metro/ /s2 a 1,5 m / s21,5metro/ /s2según la vibración en una cama y los estados de sueño están representados en diferentes valores de aceleración entre los límites [ [9](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR9) ]. La duración de cada estado de sueño y los movimientos corporales se recopilan y utilizan para derivar el índice de calidad del sueño. El índice de calidad del sueño tiene en cuenta también el momento de acostarse para despertarse.

Sl e e pmiFFi c i e n c y= A . T+ L . STunsi∗ 100 % .SlmimipagsmiFFyoCyominorteCy=UN.T+L.STsiun∗100%. (9)

Una . TUN.T, representa los tiempos del estado despierto, L . SL.S, representa el coeficiente de estado despierto y TunsiTsiun, representa el tiempo total que el sujeto está dormido desde el punto de inicio a, para detener el tiempo b.

## **4 Arquitectura del sistema**

El sistema permite la opción de elegir el detector de caídas o el monitor de sueño. Como se mencionó, los datos recopilados se pasan a través del banco de filtros. Los datos del banco de filtros se usan para calcular la aceleración y se pueden usar en cualquiera de los procesos de monitoreo. En el ejemplo de implementación se utiliza el reloj inteligente Simvalley Mobile AW-414. La arquitectura del sistema se muestra en la Fig.  [1](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Fig1) .

[[](https://media.springernature.com/original/springer-static/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-47063-4_51/MediaObjects/432424_1_En_51_Fig1_HTML.gif)](https://media.springernature.com/original/springer-static/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-47063-4_51/MediaObjects/432424_1_En_51_Fig1_HTML.gif)

**Figura 1.**

La arquitectura del sistema.

El sistema viene con un sistema de base de datos back-end complementario basado en eventos. En cada cambio de evento en el sistema de monitoreo, la información del sistema se recopila con la marca de tiempo del evento y la etiqueta del usuario. Esta información se envía a la base de datos para su posterior análisis. En el lado del usuario del sistema, un protocolo TCP de Internet asegura que el teléfono esté conectado. En cada cambio de evento, se realizará una conexión a Internet a la base de datos. En el lado administrativo del sistema, el terminal está habilitado con WebSocket y un navegador habilitado para HTML que puede usarse para acceder a la información de la base de datos de los usuarios en tiempo real.

## **5 Resultado**

El detector de caídas fue evaluado en un ambiente de sala controlada con caída simulada por tres sujetos, un voluntario masculino de 26 años y 1,73 metros de altura, un voluntario masculino de 30 años y 1,80 metros de altura y una voluntaria de 23 años y 1,62 metros de altura durante diez veces en cinco ocasiones diferentes. Para el resultado de las pruebas, la sensibilidad y la especificidad ( [9](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ9) ) y ( [10](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ10)) del detector de caídas se calculó utilizando los siguientes parámetros; Verdadero positivo (TP), lo que significa que durante la prueba, se produjo una caída y el algoritmo puede detectarla con éxito. Falso positivo (FP), es cuando no se detecta actividad de caída y el algoritmo lo registra como una caída detectada. Verdadero negativo (TN), son las actividades diarias del algoritmo que no se detectan y Falso negativo (FN), es cuando ocurre una caída y el algoritmo no puede detectar que realmente ocurrió una caída.

Se recogieron los parámetros de caída y en los primeros tres conjuntos de caídas, no se detectaron pocas caídas (es decir, FN), ver Tabla  [1](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Tab1) . En el cuarto conjunto de simulación de caída, se nota que la precisión de la detección de caída ha aumentado linealmente, mientras que en el quinto conjunto de, todas las caídas se detectaron (es decir, TP) al 100%, mientras que NF es cero. Se calculó la tasa de éxito y fracaso de las pruebas y se evaluó la sensibilidad y la especificidad de las pruebas utilizando las Ecs. ( [10](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ10) ) y ( [11](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ11) ). La precisión de las pruebas también se calculó utilizando la tasa de éxito y fracaso para ser el 95% de la caída simulada por los sujetos de prueba.

**Tabla 1.**

Resultados de la prueba de actividades de otoño.

| **Caídas** | **Tema** | | | | | | | | | |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Actividad simulada de otoño** | | | | | | | | | |
| **1** | | **2** | | **3** | | **4 4** | | **5 5** | |
| **TP** | **FN** | **TP** | **FN** | **TP** | **FN** | **TP** | **FN** | **TP** | **FN** |
| 1 | 10 | 0 0 | 10 | 0 0 | 9 9 | 1 | 91 91 | 1 | 10 | 10 |
| 2 | 9 9 | 1 | 9 9 | 1 | 9 9 | 1 | 9 9 | 1 | 10 | 0 0 |
| 3 | 8 | 2 | 9 9 | 1 | 10 | 0 0 | 10 | 0 0 | 10 | 0 0 |
| Total | 27 | 3 | 28 | 2 | 28 | 2 | 29 | 1 | 30 | 0 0 |
| Tasa de éxito = 142, Falla = 8; Sensibilidad = 95%, Especificidad = 100%; Precisión = 94.7% | | | | | | | | | |

Se n s i t i v i t y= TPAGSTPAGS+ Fnorte.Sminortesyotyovyoty=TPAGSTPAGS+Fnorte. (10)

Sp e   i fi c i t y= TnorteTnorte+ FPAGS.SpagsmiCyoFyoCyoty=TnorteTnorte+FPAGS. (11)

Nuestro resultado se comparó con un detector de caídas basado en un acelerómetro triaxial descrito en [ [13](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR13) ]. El detector en [ [13](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR13) ] también se basa en un acelerómetro 3D que utiliza FPGA para el cálculo y el módulo ZigBee para transmitir datos. El detector de caídas con base triaxial ofrece mayor sensibilidad que nuestro detector de caídas propuesto, pero tiene menor especificidad. La tasa de especificidad muestra que hay errores en la tasa de recolección de datos del acelerómetro que en nuestro sistema demuestran una mejor especificidad como se muestra en la Tabla  [2](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Tab2) .

**Tabla 2.**

Comparación de resultados de detección de caídas.

|  | **Sensibilidad (%)** | **Especificidad (%)** |
| --- | --- | --- |
| Propuesto detector de caídas | 95,0 | 100 |
| Detector de caídas triaxial [ [13](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#CR13) ] | 97,7 | 94,8 |

La evaluación del monitor de sueño se llevó a cabo colocando el dispositivo al lado de la almohada del sujeto, de esta manera el movimiento del sujeto se puede seguir fácilmente a medida que la cama y la almohada se mueven. Esta evaluación también se realizó con los mismos tres sujetos de prueba al monitorear su sueño durante la noche. El movimiento de la bola del acelerómetro, como resultado del movimiento del cuerpo, se traduce en una representación gráfica y se traza en tiempo real contra el tiempo del sueño. Al final del monitoreo se calcula la calidad del sueño ( [9](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-47063-4_51#Equ9)) y enviado a la base de datos para su posterior análisis. El resultado del monitor de sueño puede variar de persona a persona, y los datos también se pueden recuperar de la base de datos y se pueden ver en tiempo real. La información se puede analizar más a fondo y las posibles causas de problemas de salud se pueden identificar y atender a tiempo.

## **6 Conclusión**

Se presentó el diseño y la implementación de la arquitectura del sistema de monitoreo para monitorear la actividad de las personas mayores tanto de día como de noche. Se exploró la combinación de dos implementaciones, es decir, detector de caídas y monitor de sueño, y resultó ser exitosa. La mayor parte de la implementación existente tiene dispositivos personalizados que resultaron ser costosos para construir un prototipo, pero el objetivo de este trabajo es tener un dispositivo con un precio razonable que esté fácilmente disponible. La elección de usar un reloj inteligente fue perfecta para el objetivo del trabajo, ya que está disponible en el mercado.

## **Referencias**

1. Hossain, M.A., Ahmed, D.T.: Virtual caregiver: an ambient-aware elderly monitoring system. IEEE Trans. Biomed. Eng. **16**(6), 102–103 (2012)[MathSciNet](http://www.ams.org/mathscinet-getitem?mr=2891480" \t "_blank)[Google Scholar](http://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Virtual%20caregiver%3A%20an%20ambient-aware%20elderly%20monitoring%20system&author=MA.%20Hossain&author=DT.%20Ahmed&journal=IEEE%20Trans.%20Biomed.%20Eng.&volume=16&issue=6&pages=102-103&publication_year=2012)
2. Peng, Y.-T., Lin, C.-Y., et al.: Multimodality sensor system for long-term sleep quality. IEEE Trans. Biomed. Circ. Syst. **3**, 217–227 (2007)[CrossRef](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2007.914481" \t "_blank)[Google Scholar](http://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Multimodality%20sensor%20system%20for%20long-term%20sleep%20quality&author=Y-T.%20Peng&author=C-Y.%20Lin&journal=IEEE%20Trans.%20Biomed.%20Circ.%20Syst.&volume=3&pages=217-227&publication_year=2007)
3. Sposaro, F., Tyson, G.: iFall: an Android application for fall monitoring and response. In: IEEE Conference Publications, pp. 6119–6122, 3–6 September 2009[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Sposaro%2C%20F.%2C%20Tyson%2C%20G.%3A%20iFall%3A%20an%20Android%20application%20for%20fall%20monitoring%20and%20response.%20In%3A%20IEEE%20Conference%20Publications%2C%20pp.%206119%E2%80%936122%2C%203%E2%80%936%20September%202009)
4. Prado-Velasco, M., Rio-Cidoncha, D., et al.: The inescapable smart impact detection system (ISIS): an ubiquitous and personalized fall detector based on a distributed “divide and conquer strategy”. In: 30th Annual International Conference of the IEEE, pp. 3332–3335, 20–25 August 2008[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Prado-Velasco%2C%20M.%2C%20Rio-Cidoncha%2C%20D.%2C%20et%20al.%3A%20The%20inescapable%20smart%20impact%20detection%20system%20%28ISIS%29%3A%20an%20ubiquitous%20and%20personalized%20fall%20detector%20based%20on%20a%20distributed%20%E2%80%9Cdivide%20and%20conquer%20strategy%E2%80%9D.%20In%3A%2030th%20Annual%20International%20Conference%20of%20the%20IEEE%2C%20pp.%203332%E2%80%933335%2C%2020%E2%80%9325%20August%202008)
5. Cao, R., Chen, Y., et al.: Failure mechanism analysis of quartz accelerometer under vibration condition. In: IEEE Conference Publications, pp. 1–5 (2011)[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Cao%2C%20R.%2C%20Chen%2C%20Y.%2C%20et%20al.%3A%20Failure%20mechanism%20analysis%20of%20quartz%20accelerometer%20under%20vibration%20condition.%20In%3A%20IEEE%20Conference%20Publications%2C%20pp.%201%E2%80%935%20%282011%29)
6. Alwan, M., Rajendran, P.J., et al.: A Smart and passive floor-vibration based fall detector for elderly. In: IEEE Conference Publications, pp. 1003–1007 (2006)[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Alwan%2C%20M.%2C%20Rajendran%2C%20P.J.%2C%20et%20al.%3A%20A%20Smart%20and%20passive%20floor-vibration%20based%20fall%20detector%20for%20elderly.%20In%3A%20IEEE%20Conference%20Publications%2C%20pp.%201003%E2%80%931007%20%282006%29)
7. Soaz, C., Lederer, C., et al.: A new method to estimate the real upper limit of the false alarm rate in a 3 accelerometry-based fall detector for the elderly. In: IEEE Conference Engineering in Medicine, pp. 244–247, 28 August 2012–1 September 2012[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Soaz%2C%20C.%2C%20Lederer%2C%20C.%2C%20et%20al.%3A%20A%20new%20method%20to%20estimate%20the%20real%20upper%20limit%20of%20the%20false%20alarm%20rate%20in%20a%203%20accelerometry-based%20fall%20detector%20for%20the%20elderly.%20In%3A%20IEEE%20Conference%20Engineering%20in%20Medicine%2C%20pp.%20244%E2%80%93247%2C%2028%20August%202012%E2%80%931%20September%202012)
8. Rescio, G., Leone, A., et al.: Support vector machine for tri-axial accelerometer-based fall detector. In: IEEE Conference Publications, pp. 25–30 (2012)[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Rescio%2C%20G.%2C%20Leone%2C%20A.%2C%20et%20al.%3A%20Support%20vector%20machine%20for%20tri-axial%20accelerometer-based%20fall%20detector.%20In%3A%20IEEE%20Conference%20Publications%2C%20pp.%2025%E2%80%9330%20%282012%29)
9. Scholz, U., Bianchi, A.M., Cerutti, S., Kubicki, S.: Vegetative background of sleep: spectral analysis of the heart rate variability. Physiol. Behav. **62**, 1037–1043 (1997)[CrossRef](https://doi.org/10.1016/S0031-9384(97)00234-5" \t "_blank)[Google Scholar](http://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Vegetative%20background%20of%20sleep%3A%20spectral%20analysis%20of%20the%20heart%20rate%20variability&author=U.%20Scholz&author=AM.%20Bianchi&author=S.%20Cerutti&author=S.%20Kubicki&journal=Physiol.%20Behav.&volume=62&pages=1037-1043&publication_year=1997)
10. Hossain, M.A., Ahmed, D.T.: Human caregiver support system in elderly monitoring facility. In: IEEE Trans. Biomed. Eng. **16** (2012)[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Hossain%2C%20M.A.%2C%20Ahmed%2C%20D.T.%3A%20Human%20caregiver%20support%20system%20in%20elderly%20monitoring%20facility.%20In%3A%20IEEE%20Trans.%20Biomed.%20Eng.%2016%20%282012%29)
11. Fu, Z., Delbruck, T., et al.: An address-event fall detector for assisted living applications. IEEE Trans. Biomed. Circ. **2**, 88–96 (2008)[CrossRef](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2008.924448" \t "_blank)[Google Scholar](http://scholar.google.com/scholar_lookup?title=An%20address-event%20fall%20detector%20for%20assisted%20living%20applications&author=Z.%20Fu&author=T.%20Delbruck&journal=IEEE%20Trans.%20Biomed.%20Circ.&volume=2&pages=88-96&publication_year=2008)
12. Zhu, X., Chen, W., et al.: Real-time monitoring of respiration rhythm and pulse rate during sleep. In: IEEE International Conference on Circuits and Systems, December 2006[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Zhu%2C%20X.%2C%20Chen%2C%20W.%2C%20et%20al.%3A%20Real-time%20monitoring%20of%20respiration%20rhythm%20and%20pulse%20rate%20during%20sleep.%20In%3A%20IEEE%20International%20Conference%20on%20Circuits%20and%20Systems%2C%20December%202006)
13. Rescio, G., Leone, A., et al.: Support vector machine for tri-axial accelerometer-based fall detector. In: 5th IEEE International Workshop for Sensors, pp. 25–30 (2013)[Google Scholar](https://scholar.google.com/scholar?q=Rescio%2C%20G.%2C%20Leone%2C%20A.%2C%20et%20al.%3A%20Support%20vector%20machine%20for%20tri-axial%20accelerometer-based%20fall%20detector.%20In%3A%205th%20IEEE%20International%20Workshop%20for%20Sensors%2C%20pp.%2025%E2%80%9330%20%282013%29)