

Detección de caídas durante la marcha en adultos mayores

Detección de caídas durante la marcha en adultos mayores

Luz Helena Camargo Casallas
Hugo Libardo Aya Baquero
Esperanza Camargo Casallas



A mi hijo, Jhon Sebastián

Luz Helena

A mi esposa, María Lucía, y a mis hijos, Sebastián y Santiago

Hugo L. Aya

A mis hijos, Luciana y Esteban, y a mi esposo, Yamid

Esperanza

Agradecimientos

Los autores agradecen al Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico (CIDC) de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas por brindarle su apoyo y dedicación al trabajo resumido en este libro.

De igual manera, agradecen los aportes realizados por los ingenieros Cindy Jhoana Murcia Castro, Javier Antonio Acosta Corredor, Yenifer Dayan Montaña, Diego Alejandro Monroy, Diego Andrés Mancilla y James Ochoa.



UNIVERSIDAD DISTRITAL
FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

© Universidad Distrital Francisco José de Caldas
© Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico (CIDC)
© Luz Helena Camargo Casallas, Hugo Libardo Aya Baquero,
Esperanza Camargo Casallas
Primera edición, septiembre de 2017
ISBN: 978-958-5434-61-5

UD
Editorial

E2
ESPACIOS

Dirección Sección de Publicaciones
Rubén Eliécer Carvajalino C.
Coordinación editorial
Nathalie De la Cudra N.
Corrección de estilo
Julián Andrés Pacheco Martínez
Diagramación
Lena Pardo González

Editorial UD
Universidad Distrital Francisco José de Caldas
Carrera 24 No. 34-37
Teléfono: 3239300 ext. 6202
Correo electrónico: publicaciones@udistrital.edu.co

Detección de caídas durante la marcha en adultos mayores /
Luz Helena Camargo Casallas y otros. -- Bogotá: Universidad
Distrital Francisco José de Caldas, 2017.
80 páginas; 24 cm.
ISBN 978-958-5434-61-5
1. ZigBee (Protocolo de comunicación) 2. Sistemas de
comunicación inalámbrica 3. Sistemas móviles
de comunicación 4. Prevención de accidentes de adultos
mayores I. Camargo Casallas, Luz Helena, autora.
621.382 cd 21 ed.
A1580435

CEP-Banco de la República-Biblioteca Luis Ángel Arango

Todos los derechos reservados.
Esta obra no puede ser reproducida sin el permiso previo escrito de la
Sección de Publicaciones de la Universidad Distrital.
Hecho en Colombia

Contenido

El adulto mayor	13
Demografía gerontológica	13
Caídas en el adulto mayor	15
Sistemas de monitoreo del movimiento humano	16
La marcha	17
Ciclo de la marcha	18
Variables a considerar en la Marcha	19
Subclasificaciones del ciclo de la marcha	19
Marcha en el adulto mayor	21
Sistemas de detección de caídas para adultos mayores	22
Acelerómetros	25
Antecedentes de microacelerómetros	25
Aspectos teóricos del acelerómetro	26
Principios de transducción	37
Adquisición de la señal	41
Marco legal	43
Dispositivo médico activo	43
Dispositivo médico destinado a investigaciones clínicas	43
Dispositivo médico para uso humano	43
Equipo biomédico	44
Equipo biomédico prototípico	44
Estudio clínico	44
Finalidad prevista	44

Adquisición de datos y comunicación	
Zigbee para detección de caídas	47
Población de estudio	47
Adquisición de datos	49
Módulo de comunicación inalámbrica Zigbee	52
Marcha	55
Resultados de la detección de caídas	57
La edad	57
Cadencia	59
Tiempo de zancada	61
Longitud del paso	63
Análisis cinemático de la marcha del adulto mayor en el plano sagital	65
Detección de caídas	67
Conclusiones	71
Referencias	73

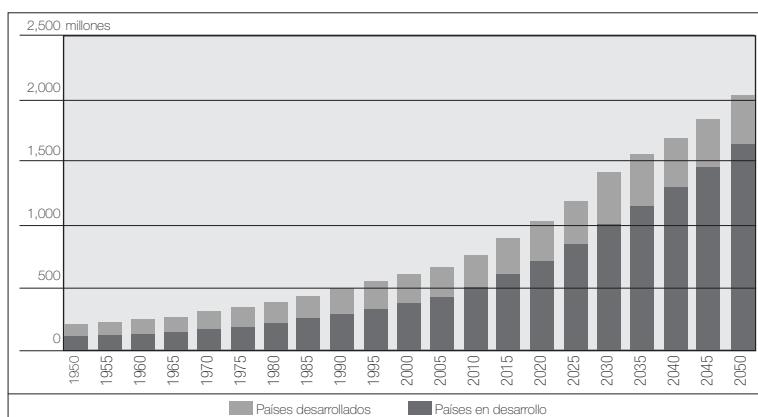
El adulto mayor

Demografía gerontológica

El envejecimiento demográfico es un proceso que caracteriza a la dinámica poblacional, dada la disminución del nivel de fecundidad y el aumento de la sobrevivencia. Esto involucra un cambio en la estructura por edad y generalmente se expresa en un aumento en el porcentaje de las personas de avanzada edad.

Los adultos mayores constituyen un porcentaje importante y creciente de la población mundial (figura 1). Dicha población presenta mayor riesgo de sufrir episodios de caída dada la degradación normal o anormal del organismo, plasmada en la reducción de la fuerza muscular, el flujo cerebral, la capacidad visual y auditiva (Hazzard, 1999).

Figura 1. Población de 60 años o más de edad, 1950-2050



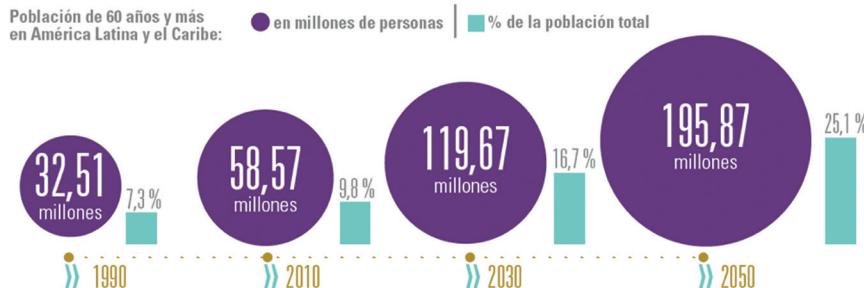
Fuente: Fondo de Población de Naciones Unidas (UNFPA) y HelpAge International (2012).

En América Latina el crecimiento proyectado para la población adulto mayor cobra cada día más importancia, como se aprecia en la figura 2.

Figura 2. Población de 60 años de edad o más en América Latina y el Caribe

Las personas mayores en América Latina y el Caribe

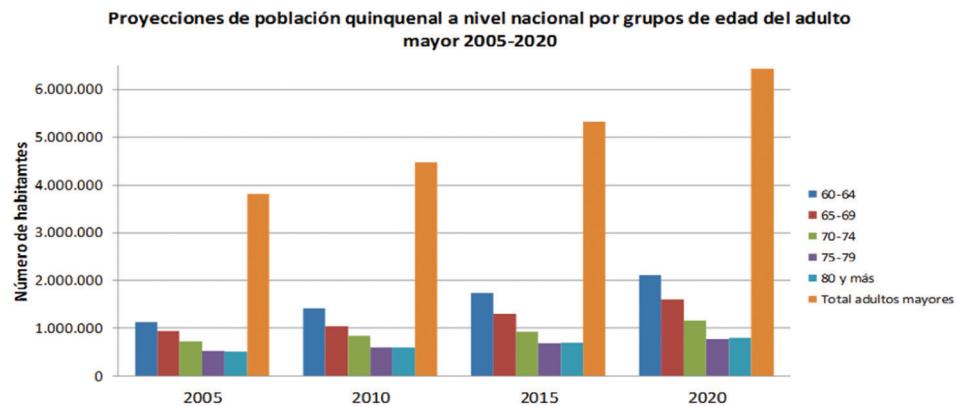
Se calcula que la cantidad de personas mayores en América Latina y el Caribe se duplicará en 2030, cuando este grupo representará 16,7% de la población. La CEPAL plantea que los países hagan frente al fenómeno del envejecimiento con políticas públicas basadas en un enfoque de derechos.



Fuente: Cepal (2014).

En Colombia, según el último censo realizado por el Departamento Administrativo de Estadísticas (DANE), el 6.31 % de la población en el 2005 tiene 65 años o más, un porcentaje mayor a años anteriores y menor a las proyecciones de años posteriores, lo cual evidencia que el proceso de envejecimiento demográfico también es característico de nuestro país (figura 3).

Figura 3. Población nacional de 60 años o más por grupos de edad, según censo 2005 del DANE



Fuente: DANE (2009).

Como se pudo apreciar en la figura anterior, los adultos mayores representan un porcentaje importante y creciente de la población, los cuales se localizan en sus viviendas o en hogares geriátricos. En el primer caso, se reporta que el 30 % de los mayores

de 60 años y el 50% de los mayores de 80 años sufren al menos una caída al año, a este porcentaje se suma un 50% de adultos mayores que viven en hogares geriátricos (Todd y Skelton, 2004).

Examinando la ocurrencia de las caídas en adultos mayores y la muerte como su principal consecuencia, se evidencia la problemática social implícita que predispone al deterioro físico (Kron, Loy, Sturm, Nikolaus y Becker, 2002; Lord y Sherrington, 2001) y psicológico (Bloem y Steijns, 2003) de la población mayor; además del efecto económico para las administraciones públicas, pues se incrementan los precios en la atención sanitaria y en el apoyo social para el cuidado del paciente (Polinder, Meerdink, van Baar, Toet, Mulder y van Beeck, 2005; Roudsari, Ebel, Corso, Molinari y Koepsell, 2005).

En ocasiones se presta mayor atención a la lesión y no se tienen en cuenta los factores causantes de la caída, los cuales se deben identificar para generar mecanismos o estrategias que permitan controlarlos (Montoya, 2007). Uno de los agentes que incide en la caída es la modificación de la marcha como consecuencia de alteraciones sensoriales, cognitivas, neuromusculares, neurológicas e iatrogénicas, además de miopatías y patologías auriculares (Vázquez, 2002).

En diferentes estudios se ha enfatizado en la detección de caídas, como se puede observar en dispositivos comerciales como Speedy (Degen, Jaeckel, Rufer y Wyss, 2003), Tusnstaff (Doughty, Lewis y McIntosh, 2000), detector de caídas FALL (Estudillo-Valderrama, Roa, Reina-Tosina y Naranjo-Hernández, 2009), y en diversos estudios (Bourke, O'Brien y Lyons, 2007; Prado, Roa y Reina-Tosina, 2006; Kelly, Brownsell y Hawley, 2003), los cuales presentan un desempeño sobresaliente considerando que realizan una detección eficiente de los episodios de caída, y envían una señal de alarma a un centro de asistencia o a alguna entidad o individuo que pueda auxiliar al paciente; sin embargo, sus precios son poco accesibles, por lo que se requieren dispositivos a menor costo, que no solo detecten la caída sino que también ayuden a identificar la variación de la marcha, asociada a un futuro riesgo de caída.

No se han encontrado registros que permitan inferir la determinación de los parámetros en la evaluación de la marcha, que muestren mayor influencia en la pérdida de estabilidad. Por lo que se requiere de la creación de un prototipo que, mediante el monitoreo continuo de la marcha, permita generar una base de datos que plasme esta relación.

Caídas en el adulto mayor

Las caídas en adultos mayores han llegado a ocupar la quinta causa de muerte, después de enfermedades cardiovasculares, el cáncer, los eventos cerebro-vasculares y los problemas pulmonares (Rubenstein, 2006).

Así, por ejemplo, cuando un adulto mayor tiene una caída, y esta no desencadena en el deceso del sujeto, alrededor de la mitad de la población presentará otra caída en el año siguiente, por tanto, las caídas recurrentes representan alrededor del 50% del total de caídas (Gibson, M.; Andres, R.; Kennedy, T.; Coppard, L.; Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly, 1987).

Los eventos de caídas presentan consecuencias subyacentes, tales como enfermedades crónicas o limitaciones funcionales, que empeoran la calidad de vida del sujeto y también elevan el riesgo de sufrir otro tipo de afección contra la salud (Tinetti, Williams, Mayewski, 1986). Los adultos mayores con caídas recurrentes se consideran como un grupo de alto riesgo, por lo que tienen mayor probabilidad de tener estancias hospitalarias más prolongadas y de ser enviados a hogares de geriátricos (Tinetti, Speechley y Ginter, 1988).

Teniendo en cuenta que la mayoría de accidentes son potencialmente prevenibles (Gumiel, 1961), es necesario desarrollar un mecanismo que permita identificar una caída con anterioridad a su suceso y así detener las múltiples consecuencias que llevan para la vida de un adulto mayor.

Sistemas de monitoreo del movimiento humano

Antes de abordar las diferentes modalidades de sistemas para la detección de caídas se hace conveniente revisar algunos sistemas de monitoreo del movimiento humano, con el fin de esclarecer la diferencia entre un sistema detector de caídas y un sistema encargado de la medición de parámetros referentes a actividades de la vida diaria, tales como caminar, trotar, sentarse, entre otras.

En el campo de los detectores automáticos que emplean acelerómetros para el monitoreo del movimiento humano, se han desarrollado diferentes dispositivos que realizan la adquisición y el procesamiento de las señales (Doebelin, 1998), cuando son ubicados en diferentes partes del cuerpo, tales como las extremidades superiores, el tobillo, el muslo, el pecho y la cintura.

Ciertos dispositivos permiten medir la temperatura y el flujo de calor sobre la superficie de contacto del dispositivo, además son capaces de realizar reportes de mediciones de características propias de la marcha: longitud de la zancada, velocidad y distancia recorrida al caminar o correr, gasto de energía del sujeto, tareas metabólicas equivalentes, número total de pasos, e incluso el tiempo que la persona tarda durmiendo; además de diferenciar entre tareas como sentarse, ponerse de pie y caminar. Para la obtención de dichos reportes algunos dispositivos poseen una interfaz que permite al usuario el acceso a ellos descargándolos al PC. Cuando se realiza una apropiada calibración, la precisión de estos dispositivos alcanza hasta el 98% entre los datos reportados y los reales.

Ninguno de estos dispositivos es capaz de identificar un cambio en la marcha del portador, incluso algunos se encargan solamente de encontrar información correspondiente a características propias de la marcha, pero de ninguna manera se determina si el portador ha cambiado su manera de caminar con respecto a un tiempo anterior. Al cambiar el estilo de la marcha por diferentes enfermedades o situaciones, y crear un prototipo que permita identificar este acontecimiento, sería probable prevenir posibles caídas, disminuyendo así el riesgo de caída del sujeto y siendo este el foco central del proyecto a desarrollar.

En pruebas realizadas para medir el desempeño de estos dispositivos se encontró que algunos muestran una alta precisión cuando la velocidad de la marcha es lenta o normal, pero pierden fidelidad, en su mayoría, a medida que la velocidad

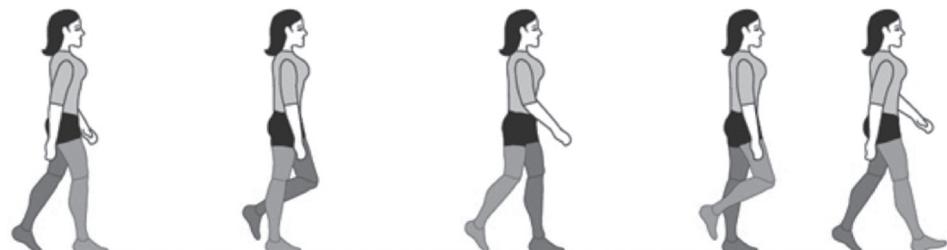
se incrementa (Arvidsson, Slinde y Larsson, 2009). Para determinar la precisión de estos dispositivos se realizaron marchas atípicas, tales como subir y bajar escaleras (Kuo, Culhane, Thomason, Tirosh y Baker, 2009), luego de lo cual se encontró que existe una diferencia despreciable entre el conteo registrado por el dispositivo y el mostrado en tiempo real al variar la velocidad de la marcha (Padgett, 2005). Ciertos dispositivos mostraron mejores resultados cuando la velocidad de la marcha era lenta (Storti, Pettee, Brach, Talkowsk, Richardson y Kriska, 2008), pero se encontraron datos sobre-estimados durante 24 horas de monitoreo (Karabulut, Crouter y Bassett, 2005). Lo anterior demostró que los sistemas de captura son una herramienta válida y segura en la medición del conteo y la cadencia de los pasos en sujetos sanos durante la marcha (Ryan, Grant y Tigbe, 2006). En adultos mayores se exhibe un preciso conteo de pasos variando el ritmo de la marcha, comparado con otros dos dispositivos del mismo tipo (Grant, Dall, Mitchell y Granat, 2008). Este tipo de dispositivos han sido empleados en el estudio de la actividad física para gente obesa en un ambiente real y cotidiano (Benedetti, Di Giola, Conti, Berti, Esposti, Tarrini, Melchionda y Giannini, 2009), además se ha validado en la supervisión de medidas ambulatorias para el análisis de la marcha (Huddleston, Alaiti, Goldvasser, Scarborough, Freiberg, Rubash, Malchau, Harris y Krebs, 2006).

La marcha

Es importante entender la diferencia entre marcha y ciclo de marcha. La marcha se define como el resultado de una sucesión de pasos (Viladot, 1989), siendo un paso el movimiento que transcurre desde el contacto de un talón contra el suelo hasta el mismo contacto pero del talón contrario; mientras que un ciclo de marcha se debe comprender como el conjunto de acciones realizadas cuando entra en contacto un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo (San Gil, 1991).

La marcha humana es un proceso de locomoción en el que el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el siguiente apoyo (figura 4), (San Gil, 1991).

Figura 4. La marcha humana



Fuente: Podoactiva.

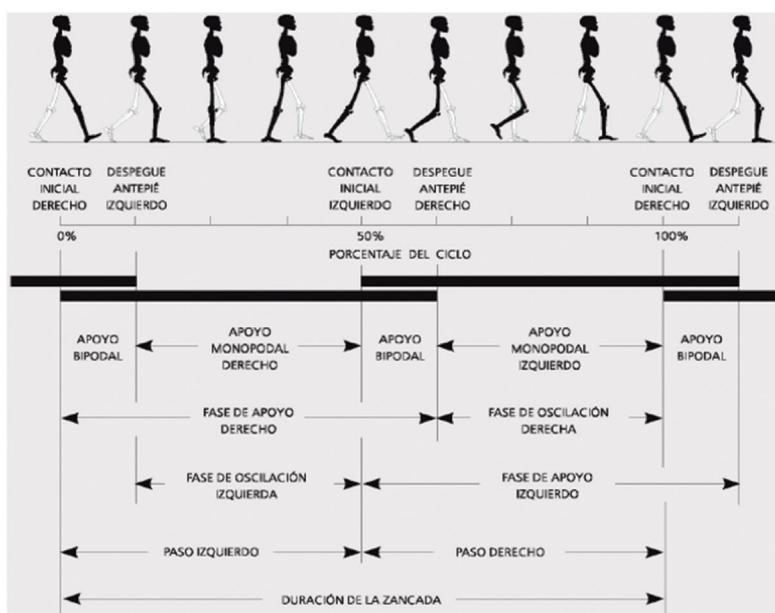
Ciclo de la marcha

El estudio de la marcha se divide en fases. En un ciclo de la marcha cada una de las extremidades inferiores pasa por una fase de apoyo y luego por una fase de oscilación (figura 5), (San Gil, 1991; Sánchez-Lacuesta, 1993; Ducroquet R., Ducroquet J., 1972; Viladot, 1989).

La fase de apoyo inicia cuando el talón hace contacto con la superficie del suelo y termina en el momento en que el antepié se despega de él. A su vez, la fase de oscilación empieza cuando el antepié se despega del suelo y finaliza en el instante en que el talón toca nuevamente el suelo (Viladot, 1989; San Gil, 1991; Sánchez-Lacuesta, 1993; Ducroquet R., Ducroquet J., 1972; Núñez-Samper y Lanos-Alcázar 1997).

Existen dos momentos en el ciclo de la marcha en los que los dos pies se encuentran haciendo contacto con el suelo, los cuales se determinan como doble apoyo posterior y doble apoyo anterior. El primero de ellos, también llamado de empuje, es ese momento en que el pie tomado como referencia se encuentra en situación posterior y empieza a realizar un movimiento de despegue del suelo acelerando el cuerpo hacia adelante. El segundo es llamado de frenado, en ese momento el pie tomado como referencia se encuentra en situación anterior y, debido al choque del talón y del inicio del descenso del pie hasta que casi la totalidad de la planta se encuentra en contacto con el suelo, se produce un proceso de frenado de la aceleración del cuerpo (San Gil, 1991; Sánchez-Lacuesta, 1993; Núñez-Samper y Lanos-Alcázar, 1997; Lelièvre, 1993; Camargo, L. y Camargo, E., 2015; Viladot, 1989).

Figura 5. Ciclo de la marcha humana



Fuente: Conectivomasaje.

Variables a considerar en la Marcha

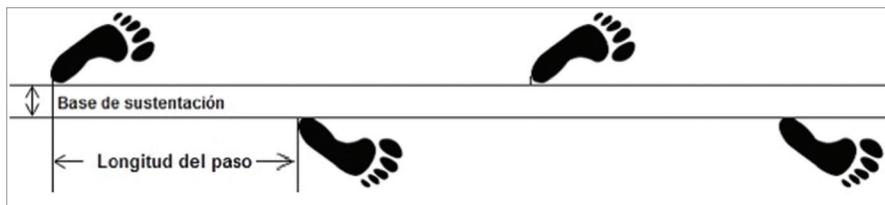
Longitud del paso completo

Es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Aproximadamente 156 cm por paso completo.

Longitud del paso

Es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro (figura 6).

Figura 6. Longitud del paso

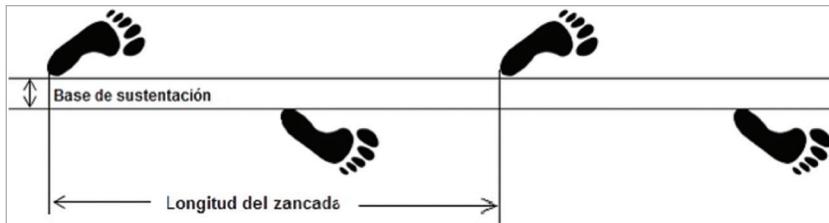


Fuente: elaboración propia.

Longitud de zancada

Es la distancia entre dos apoyos consecutivos del mismo pie (figura 7).

Figura 7. Longitud de zancada



Fuente: elaboración propia.

Cadencia o ritmo del paso

Corresponde al número de pasos por unidad de tiempo (pasos por minuto). Aproximadamente 117, o no menos de 60 por minutos. Los individuos altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más bajos dan pasos más rápido.

Subclasificaciones del ciclo de la marcha

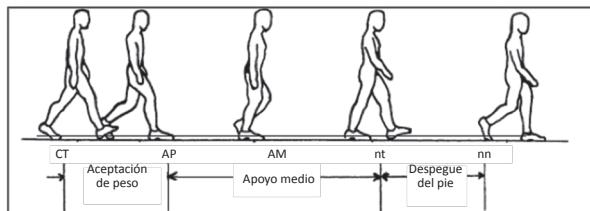
Las fases de apoyo y de oscilación pueden a su vez subdividirse en otras más específicas, las cuales en condiciones de marcha normal serían las siguientes:

Fases de apoyo

Incluye contacto del talón, apoyo plantar seguido por apoyo medio, elevación del talón y finalmente despegue del pie, como se aprecia en la figura 8.

- Contacto del talón: se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo
- Apoyo plantar: se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo
- Apoyo medio: es cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital
- Elevación del talón: se presenta cuando el talón se eleva del suelo
- Despegue del pie: ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

Figura 8. Fase de apoyo



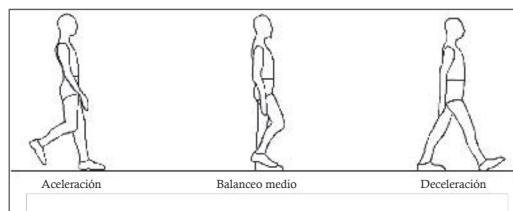
Fuente: Ministerio de Artes Comerstone Puebla (2014).

Fase de oscilación

Incluye aceleración, balanceo medio y desaceleración (figura 9).

- Aceleración: se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo
- Balanceo medio: la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo
- Desaceleración: está caracterizado por la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo

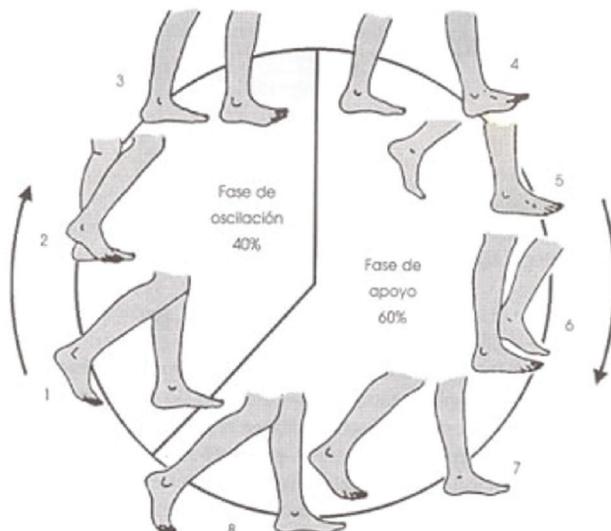
Figura 9. Fase de oscilación



Fuente: Grupo Médico Ángeles – Consalud.

En condiciones de una marcha normal, la fase de apoyo comprende aproximadamente un 60% del ciclo, mientras que el 40% restante corresponde a la fase de oscilación (Seimbel, 1994). A medida que la velocidad de la marcha se aumenta, estos porcentajes se acercan uno al otro (Sánchez-Lacuesta, 1993; Núñez-Samper y Lanos-Alcázar, 1997; Viladot, 1989), incluso en la carrera se llegarán a observar únicamente fases de apoyo unilateral y, en algunas ocasiones, las fases de apoyo doble se van a ver remplazadas por fases de vuelo en las que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo (figura 10) (Núñez-Samper y Lanos-Alcázar, 1997; Viladot, 1989).

Figura 10. Fase apoyo y oscilación



Fuente: Fisiofundamental.

Marcha en el adulto mayor

Las características de la marcha en el adulto mayor son: disminución de la longitud del paso, mayor anchura relativa del apoyo, reducción del rango de flexoextensión de cadera, escasa flexión de rodilla en la fase de oscilación y reducción de la flexión plantar del tobillo durante el despegue (Hicks, Schwartz y Delp, 2009). Un 15% de los individuos presentan alteraciones en la marcha a los 60 años, 35% a los 70 años y cerca del 50% a los 85 años (Sudarsky, 2001; Fraden, 2010). A partir de los 60 años, la velocidad de marcha disminuye al 1% por año (Hageman, 1995). Los adultos mayores reducen su fase de balanceo. El doble apoyo aumenta con la edad desde un 15-20% del ciclo de marcha hasta el 25-30% (Maki, 1997).

La evaluación de la marcha requiere de un laboratorio para su análisis. Esto implica adquirir equipos sofisticados de alto costo y difícil acceso; en consecuencia, y dadas las condiciones de nuestro país, es importante diseñar equipos que permitan fácil acceso a evaluaciones de la marcha en la población adulto mayor.

Sistemas de detección de caídas para adultos mayores

Los sistemas descritos a continuación permiten detectar acontecimientos de caída, entre ellos se encuentran:

Detector de caídas Tunstall

Aplicación para la detección de caídas que usa un algoritmo patentado de detección de caídas con 2 etapas: detección del impacto y orientación del usuario. Si la orientación del usuario antes del impacto es diferente a la orientación después del mismo, se acciona una alarma. La caída se detecta en 20 segundos y activa una señal de radio de un sistema de alarmas comunitario. Este sistema no permite prevenir caídas. El diseño final permitió la detección fiable de 180 diferentes situaciones de caída, mostrando fidelidad en la detección (Doughty, Lewis y McIntosh, 2000).

Detector de caídas en un reloj de muñeca: Speedy

Speedy es un dispositivo que combina un complejo análisis de datos con un sistema de comunicaciones inalámbricas. Emplea un algoritmo multi-etapa que detecta una gran velocidad hacia el suelo, seguida de un impacto, espera 60 segundos y evalúa un periodo de inactividad mayor a 40 segundos que, de cumplirse, enviará una señal de alarma a una central de asistencia telefónica.

En las pruebas realizadas para estimar el correcto funcionamiento del dispositivo, se encontró que no todas las situaciones de caída fueron detectadas, por lo que se propone mejorar el algoritmo mediante la optimización de umbrales basados en pruebas de larga duración. El dispositivo no producía falsas alarmas pero solo detectaba caídas de frente, y no otras como laterales o marcha atrás. En cuanto a sus características físicas, es portable, de tamaño reducido y ligero (Degen, Jaeckel, Rufer y Wyss, 2003). En síntesis, este sistema es incapaz de prevenir futuros eventos de caída, se limita exclusivamente a la detección del suceso.

Sistema distribuido de detección de caídas, servidor personal

Es un sistema de detección de caídas compuesto por cuatro bloques: el sensor acelerométrico inteligente (ACSS), un servidor personal (PSE), una unidad de acceso remoto (RAU) y el centro de teleasistencia (THCC). El servidor personal fue desarrollado para el control y procesamiento de datos provenientes de los sensores biomédicos inteligentes. Este servidor es diseñado en un contexto de sistema de teleasistencia para adultos mayores y es un dispositivo electrónico portable capaz de manejar las comunicaciones entre un monitor portable y la unidad de acceso remoto.

El ACSS es el principal sensor encargado de monitorear los movimientos del paciente y una eventual detección de caída, está compuesto por un acelerómetro triaxial con un rango dinámico de 2g/6g y una frecuencia de muestreo de 40Hz hasta los 2560Hz, por un microcontrolador con un algoritmo embebido capaz de detectar impactos, y un transceptor Zigbee para comunicarlo con el PSE (Estudillo-Valderrama, Roa, Reina-Tosina y Naranjo-Hernández, 2009). Este sistema se enfoca

en desarrollar una arquitectura de un sistema “inteligente” con el fin de mejorar varias características, entre ellas: el mínimo consumo de energía, cálculo multinivel de eventos relacionados, fácil rediseño y actualización, adaptabilidad al contexto y personalización al usuario final, funcionamiento en interiores y exteriores. Una de las desventajas de este sistema es que no posee ningún algoritmo capaz de prevenir futuros eventos de caídas. Un estudio muestra los altos porcentajes de precisión de este dispositivo al desarrollar un experimento en personas con alrededor de 28 años (Vázquez, 2002).

Acelerómetros

Para la detección de la caída del adulto mayor y estudio de la marcha, se utilizó el sistema portátil para análisis cinemático de la marcha (DIGITI-Motion 2.0), (Camargo y Garzón, 2013). Este es un sistema MoCap inalámbrico, que no limita la movilidad del individuo, como sí lo haría un laboratorio de marcha (Sanz, 2011; Simon, 2004; Vlasic, et al, 2007). Este consta de una red de sensores acelerómetros de tres grados de libertad y un sistema de comunicación Zig Bee. A continuación se describe el principio de funcionamiento de los acelerómetros.

Antecedentes de microacelerómetros

Los microacelerómetros de silicio datan de la década de 1970. Las primeras actividades de investigación y desarrollo centradas en tecnologías de grabado anisotrópico con piezoresistencias fueron la base para los sensores de presión fabricados con diafragmas de silicio. Los sensores capacitivos con desplazamiento de la masa de prueba comenzaron a ser implementados, puesto que evitaban la dependencia de la temperatura. Varios prototipos fueron reportados, la mayor parte de estos trataban de lograr un mejor rendimiento gracias a la implementación de una interfaz electrónica de alta sensibilidad y a la optimización de las suspensiones, con un mayor costo de fabricación en los mecanismos y en la interfaz electrónica.

La principal motivación para el desarrollo de acelerómetros de silicio microfabricados ha sido su bajo costo, debido a la introducción de nuevos procesos de fabricación por lotes que revolucionaron la microelectrónica.

El micromaqinado de superficie tiene claras ventajas a la hora de integrar componentes electrónicos de sensado mecánico con el elemento de detección en el mismo chip. Poco a poco se ha logrado mayor funcionalidad; así, por ejemplo, la salida digital directa y la compensación de temperatura se pueden lograr con poco aumento en el costo de fabricación.

Los acelerómetros de silicio micromáquinados han demostrado ser competitivos para muchas aplicaciones por varias razones importantes, entre las que se encuentra el punto de vista comercial. En primer lugar, se basan en la tecnología de fabricación por lotes de circuitos integrados (IC), y por lo tanto se pueden fabricar en grandes cantidades y a un costo muy bajo. En segundo lugar, son mucho más pequeños y ligeros que los acelerómetros convencionales. Por último, pueden ser “afinados” para un óptimo rendimiento de las aplicaciones.

A continuación, se estudiarán varias técnicas de detección utilizadas en los microacelerómetros.

Aspectos teóricos del acelerómetro

El principio de operación de los acelerómetros está basado en la segunda ley de Newton. Bajo aceleración, la masa de prueba (masa sísmica) que se ancla en una trama de suspensiones mecánicas experimenta una fuerza inercial.

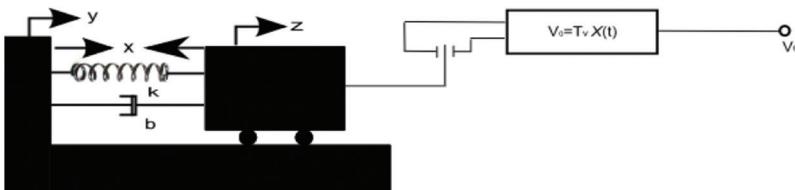
$$F = -ma, \quad (1)$$

Esto causa una deflexión de la masa de prueba, donde a es la aceleración de la estructura. Bajo ciertas condiciones, el desplazamiento es proporcional a la aceleración de m/ka , donde k es la constante elástica de la suspensión. El desplazamiento puede ser detectado y se convierte en una señal eléctrica mediante técnicas de sensado.

Desde el punto de vista del sistema, hay dos clases principales de microacelerómetros de silicio: acelerómetros de lazo abierto y acelerómetros de compensación de fuerzas. En el diseño del acelerómetro lazo abierto, la masa de prueba suspendida se desplaza de su posición de punto muerto y el desplazamiento se mide por piezoresistencias o por acoplamiento capacitivo. En el diseño del acelerómetro de compensación de fuerzas, una fuerza de realimentación, por lo general una fuerza electrostática, se aplica a la masa de prueba para contrarrestar el desplazamiento causado por la fuerza inercial. Por lo tanto, la masa de prueba se mantiene prácticamente inmóvil con respecto a la estructura total. La señal de salida es proporcional a la señal de realimentación.

Acelerómetro de lazo abierto

Figura 11. Acelerómetro de lazo abierto. La señal de salida V_o del transductor del acelerómetro de lazo abierto en función del desplazamiento relativo de la masa de prueba $x(t)$



Fuente: elaboración propia.

Un acelerómetro de lazo abierto se puede modelar como una masa de prueba suspendida elásticamente de un marco, como se muestra en la figura 11. El marco se une al objeto cuya aceleración se va a medir. La masa de prueba se mueve de su posición neutral con respecto al marco cuando el marco se empieza a acelerar. Para una determinada aceleración, los desplazamientos de una masa de prueba calibrada se pueden determinar a través del uso adecuado de una suspensión mecánica y un sistema de amortiguación con ayuda de sensores capacitivos, por ejemplo. Como se muestra en la figura 11, y y z son los desplazamientos absolutos (relativos a la tierra) para el marco y la masa de prueba, respectivamente. La aceleración y es la de interés de la medición. Si x es el desplazamiento relativo de la masa de prueba con respecto al marco, el desplazamiento relativo es la diferencia entre los desplazamientos absolutos del marco y de la masa de prueba, o

$$x = z - y \quad (2)$$

En adelante, el término desplazamiento se refiere al desplazamiento relativo de la masa de prueba con respecto al marco, a menos que se especifique lo contrario. Aquí x , y y z denotan los desplazamientos en el dominio de tiempo y x , y y z son sus transformaciones de Laplace en el dominio s , respectivamente.

Cuando la fuerza de inercia desplaza la masa prueba, esta también experimenta la fuerza de recuperación del resorte mecánico y la amortiguación. La ecuación del movimiento de masas de la prueba se puede escribir como:

$$m \frac{d^2z}{dt^2} - kx - b \frac{dx}{dt}, \quad (3)$$

Donde k es la constante elástica de la suspensión, y b es el coeficiente de amortiguamiento del aire y el amortiguamiento estructural. Si la masa de prueba este sellada herméticamente dentro del marco, la amortiguación es proporcional a la velocidad relativa al marco, en lugar de la velocidad absoluta. Combinando (2) y (3), la ecuación de movimiento para la masa de prueba se obtiene:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{b}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x = -\frac{d^2y}{dt^2} = -a(t), \quad (4)$$

El signo negativo indica que los desplazamientos de la masa de prueba van dirigidos siempre en la dirección opuesta a la aceleración. La ecuación (4) también se puede escribir como:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\xi\omega_n \frac{dx}{dt} + \omega_n^2 x = -\frac{d^2y}{dt^2} = -a(t) \quad (5)$$

Donde $\omega_n = \sqrt{k/m}$ es la frecuencia natural y $\xi = b/2m\omega_n$ es el factor de amortiguamiento.

Esta es la ecuación que rige el comportamiento del acelerómetro de lazo abierto relativo al desplazamiento de la masa de prueba y la aceleración de entrada. El rendimiento de un bucle abierto acelerómetro puede ser caracterizado por la frecuencia de resonancia natural ω_n y el factor de amortiguamiento ξ . El amortiguamiento es determinado por la viscosidad del fluido o la presión de la cámara dentro del marco. Para microacelerómetros de silicio se utilizan gases de amortiguación, y el factor de amortiguamiento es controlado por la presión de la cámara y por las propiedades del gas. En muchos diseños se desea lograr un amortiguamiento crítico para alcanzar un ancho de banda máximo y un sobreceso mínimo.

La frecuencia de resonancia natural es otro parámetro importante en el diseño del acelerómetro de lazo abierto. Debe ser diseñado para satisfacer las necesidades de sensibilidad y ancho de banda. La frecuencia de resonancia natural se puede medir de forma dinámica resonando el acelerómetro o estáticamente mediante la medición del desplazamiento para una determinada aceleración. Por definición, la frecuencia de resonancia natural se puede reescribir como:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} = \sqrt{\frac{a}{x}} \quad (6)$$

Donde a y x son la aceleración y el desplazamiento, respectivamente. Por lo tanto, la frecuencia de resonancia natural se puede determinar mediante la medición de su desplazamiento en el campo gravitacional. Para una aceleración constante, la masa de prueba está fija en relación con el marco, de tal manera que $y = z = 0$. Así, la ecuación (5) se transforma en (7)

$$\omega_n^2 x = -\frac{d^2 y}{dt^2} = -a \quad (7)$$

De aquí se obtiene para el estado estacionario, que

$$x = -\frac{m}{k} a \quad (8)$$

La sensibilidad está determinada por la relación m/k , la relación inversa del cuadrado de la frecuencia de la resonancia natural. Por lo tanto, es conveniente tener una masa de prueba grande y una suspensión de alta sensibilidad.

Respuesta en frecuencia

La respuesta en frecuencia es la respuesta del acelerómetro a una excitación sinusoidal; entonces, la aceleración de entrada es:

$$a(t) = \ddot{y}(t) = -Y\omega^2 \sin\omega t \quad (9)$$

La magnitud de la aceleración es $Y\omega^2$. En consecuencia, la ecuación (5) se reescribe de la siguiente forma:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\xi\omega_n \frac{dx}{dt} + \omega_n^2 x = Y\omega^2 \sin\omega t \quad (10)$$

La respuesta en frecuencia se puede obtener usando la transformada de Laplace del problema. Suponiendo que la velocidad y el desplazamiento iniciales sean iguales a cero, podemos transformar la ecuación (10) en el dominio s .

$$x(s) = \frac{Y\omega^2}{(s^2 + \omega^2)(s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2)} \quad (11)$$

La respuesta en el dominio del tiempo se puede obtener mediante la aplicación de la transformada inversa de Laplace de la ecuación (11) y con $t \rightarrow \infty$, se obtiene:

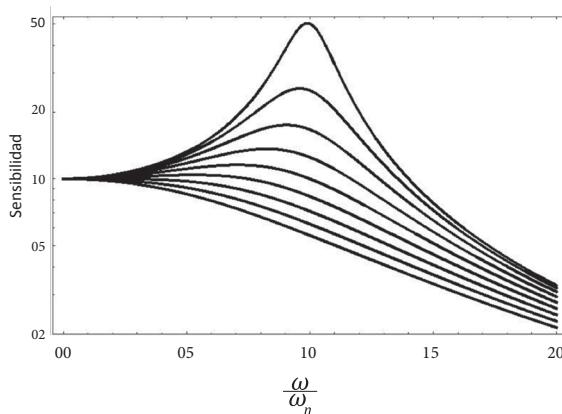
$$x(t) = -\frac{Y\omega^2}{\omega_n^2} \frac{\sin(\omega t - \varphi)}{\sqrt{\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}\right)^2 + (2\xi\frac{\omega}{\omega_n})^2}} \quad (12)$$

Donde φ es la fase inicial, dada por

$$\tan \varphi = \frac{2\xi\frac{\omega}{\omega_n}}{1 - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}} \quad (13)$$

La sensibilidad de un acelerómetro puede definirse como $S(j\omega) = \frac{X(j\omega)}{a(j\omega)}$.

Figura 12. Sensibilidad normalizada del acelerómetro en función de la frecuencia con diversos factores de amortiguamientos



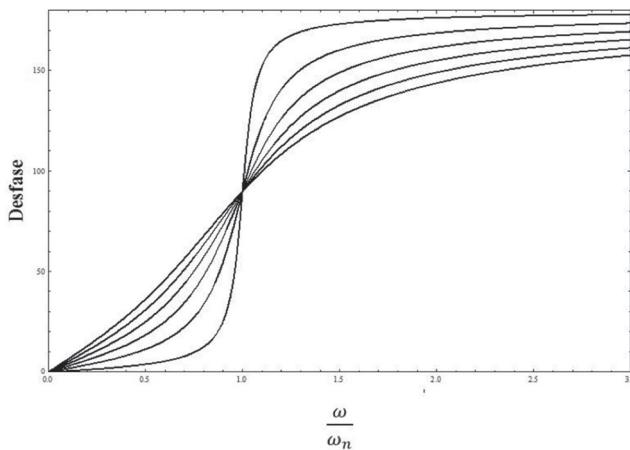
Fuente: elaboración propia.

En la figura anterior la curva superior a inferior: $\xi=0.1, 0.2, 0.3, \dots$ Sustituyendo s por $j\omega$ en la ecuación (11), se obtiene la sensibilidad $S(j\omega)$ del acelerómetro en función de la frecuencia; la figura 12 muestra la sensibilidad del acelerómetro con varios factores de amortiguamiento. Esto demuestra que hay grandes sobrepasos en el caso del acelerómetro subamortiguado, y la frecuencia de corte de acelerómetros sobreamortiguados es inferior a la frecuencia de corte de acelerómetros críticamente amortiguados.

El retraso de fase se puede representar con diversos factores de amortiguamiento, tal como se muestra en la figura 13.

Figura 13. Cambio de fase con diversos factores de amortiguamiento

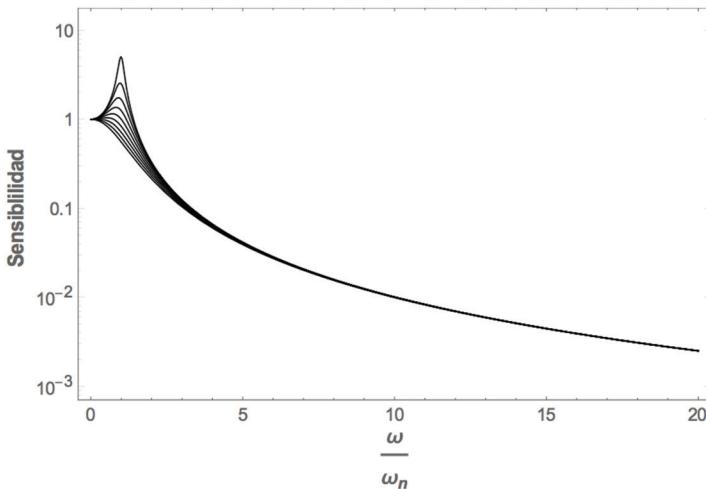
Para $\frac{\omega}{\omega_n} < 1$ y de izquierda a derecha: $\xi=0.1, 0.3, 0.5, \dots$



Fuente: elaboración propia.

A baja frecuencia ($\omega \ll \omega_n$), se obtiene $S_0 = -|\omega_n^2| = -m/k$ de la ecuación (12), que coincide con la respuesta estacionaria en la ecuación (8). A altas frecuencias ($\omega \gg \omega_n$), el resorte mecánico no puede responder a las vibraciones de alta frecuencia y relaja su energía elástica. Por lo tanto, para una determinada aceleración, el desplazamiento de la masa de prueba disminuye. De la ecuación (12), podemos ver obtener que $S(j\omega) = -1/(\omega^2 / \omega_n^2)$ (figura 14).

Figura 14. Sensibilidad normalizada del acelerómetro para altas frecuencias con diversos factores de amortiguamiento. Curva superior a inferior: $\xi = 0.1, 0.2, 0.3, \dots$



Fuente: elaboración propia.

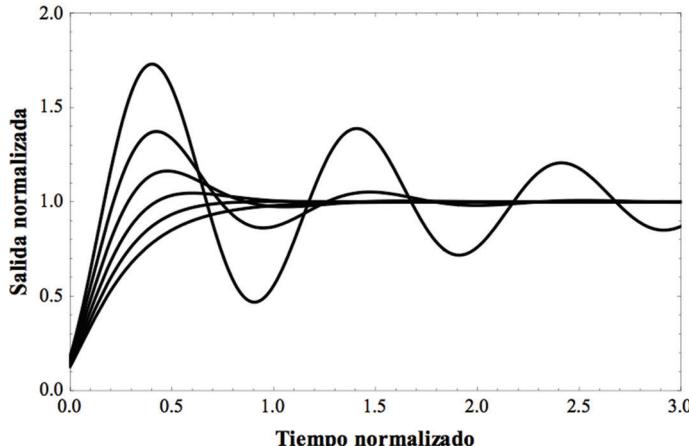
Además de la aceleración, el acelerómetro también puede utilizarse para medir la velocidad y el desplazamiento, aunque en casos muy limitados. Como ya se observó, el desplazamiento es proporcional a la aceleración, cuando la frecuencia es inferior a la frecuencia de resonancia (figura 12).

Para frecuencias muy por encima de la frecuencia de resonancia, el acelerómetro se puede utilizar como sensor de desplazamiento. De la ecuación (12), se concluye que

$$\frac{x(t)}{Y} = \frac{m}{k} \frac{\omega^2 \operatorname{sen}(\omega t - \varphi)}{\sqrt{\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}\right)^2 + \left(2\xi \frac{\omega}{\omega_n}\right)^2}} \quad (14)$$

En otras palabras, la respuesta del dispositivo, como sensor de desplazamiento, es la relación entre la amplitud de la vibración de la masa de prueba y la amplitud de la vibración aplicada. A alta frecuencia ($\omega \gg 0$), esta última relación es constante y proporcional a m/k . La figura 15 muestra la relación entre el desplazamiento de la masa de prueba $x(t)$ y la vibración del marco Y en función del tiempo normalizado.

Figura 15. Acelerómetro como sensor de desplazamiento. Respuesta transitoria con diversos factores de amortiguamiento. De izquierda a derecha: $\xi=0.1, 0.3, 0.5, \dots$



Fuente: elaboración propia.

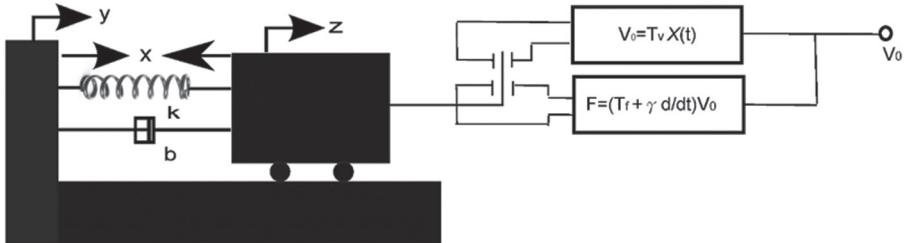
La ecuación (14) se puede resolver usando la transformada inversa de Laplace para obtener la respuesta transitoria en el dominio de tiempo, así:

$$\frac{x(t)}{Y} = \frac{m}{k} \left(1 - \frac{e^{-\xi\omega t}}{\sqrt{1-\xi^2}} \operatorname{sen}(\sqrt{1-\xi^2}\omega t + \varphi) \right) \quad (15)$$

Como se muestra en la figura 15, la respuesta transitoria tiene grandes sobrepasos si el acelerómetro está subamortiguado. Desde otro punto de vista, en este caso la respuesta del acelerómetro es análoga a la respuesta de un sistema de segundo orden a la entrada de un escalón.

Acelerómetro con compensación de fuerzas

Los acelerómetros con compensación de fuerzas, también conocidos como acelerómetros de lazo cerrado o servo acelerómetros, tienen algunas ventajas sobre los diseños de lazo abierto. El funcionamiento de un acelerómetro de compensación de fuerzas es ilustrado en la figura 16. El camino de adelanto (incluyendo detección y detección de la señal y amplificación) es idéntico al de diseño de lazo abierto. De ahí que la mayoría de las técnicas de detección utilizadas en los acelerómetros de lazo abierto también son aplicables en acelerómetros con compensación de fuerzas. En diseños con compensación de fuerzas, la señal de salida se utiliza para generar una fuerza de realimentación sobre la masa de prueba para contrarrestar el desplazamiento debido a la aceleración, por lo cual la masa de prueba queda prácticamente detenida y su desplazamiento es insignificante. La salida es ahora proporcional a la señal de realimentación, en lugar del desplazamiento de la masa de prueba, como en el lazo abierto.

Figura 16. Acelerómetro con compensación de fuerzas

Fuente: elaboración propia.

En muchos acelerómetros grandes con compensación de fuerzas, se utiliza una realimentación magnética. El paso de la corriente de salida, a través de una bobina de restauración con una fuerza magnética linealmente proporcional a la corriente de realimentación, genera la fuerza de compensación. Sensores capacitivos con realimentación magnética se usan con frecuencia para evitar cualquier tipo de efecto en el nodo de detección de la señal de realimentación, esta es conocida como señal de acoplamiento directo. Debido a la incompatibilidad de los materiales magnéticos y de las bobinas con los procesos de fabricación de circuitos integrados, los sistemas de realimentación magnética rara vez son utilizados en acelerómetros de silicio. Sin embargo, a diferencia del caso magnético donde la fuerza es linealmente proporcional a la corriente de realimentación, la fuerza electrostática está dado por:

$$F = \frac{\partial U_e}{\partial x} = \frac{IC}{2d} V^2 \quad (16)$$

Donde d es la distancia entre los dos electrodos, C es una capacitancia de realimentación, y V es el voltaje de realimentación. La fuerza de compensación es linealmente proporcional al cuadrado del voltaje de realimentación. Por lo tanto, esta falta de linealidad se debe corregir para tener un sistema de realimentación lineal. Vale la pena señalar que la dificultad surge, debido a que las fuerzas electrostáticas son siempre contractivas, independientemente de la polaridad de la tensión aplicada.

Hay varias técnicas para superar estas desventajas (no linealidad y unidireccionalidad de la fuerza electrostática). El enfoque más común es la construcción de dos electrodos de realimentación simétricos en ambos lados de la masa, por lo que el empuje y halado de la masa de prueba puede ser controlado cambiando la magnitud de la tensión aplicada a los dos electrodos. Mediante la aplicación de una tensión diferencial a los electrodos, la realimentación no lineal se puede corregir (a primer orden) y se puede obtener un sistema lineal. Por ejemplo, supongamos que V es la tensión de polarización directa y v es el voltaje de realimentación diferencial aplicado a los dos electrodos, podemos tener la fuerza de compensación:

$$F = \frac{1}{2} C_1 d_1 (V + v)^2 - \frac{1}{2} C_2 d_2 (V + v)^2 = 2C_0 d_0 Vv, \quad (17)$$

Donde, $C_1 = C_2 = C_0$ y $d_1 = d_2 = d_0$. Por lo tanto, con esta técnica la fuerza de compensación es linealmente proporcional a la tensión constante de entrada y a la tensión diferencial de realimentación. La fuerza de empuje y halado puede ser generada cambiando la polaridad de la tensión de realimentación. Otros enfoques, como modulación por ancho de pulso (PWM) y modulación por densidad de impulsos (PDM), se emplean cuando la magnitud de la tensión de realimentación es constante y la fuerza de compensación es proporcional al ancho del pulso o a la densidad de pulsos de voltaje de realimentación.

Respuesta en estado estacionario

La salida del acelerómetro es proporcional a la aceleración de entrada:

$$ma = kx + T_f V_0 \quad (18)$$

Donde T_f es la ganancia de realimentación, como se muestra en la figura 16. La fuerza de realimentación eléctrica es normalmente mucho más grande que la fuerza mecánica de compensación; por lo tanto, el resorte mecánico se puede despreciar en el análisis. Reorganizando la ecuación (18), obtenemos:

$$V_0 = \frac{m}{T_f} a \quad (19)$$

En el diseño de un acelerómetro con compensación de fuerzas, el desplazamiento de la masa de prueba es ahora la señal de error del sistema y se determina con el lazo de control eléctrico. Para una determinada aceleración, el desplazamiento disminuye a medida que el lazo de realimentación aumenta de ganancia, mientras que la salida en estado estacionario sigue siendo la misma. Como se muestra en la ecuación (18), la tensión de salida es independiente de la ganancia del amplificador en el lazo directo y es inversamente proporcional a la ganancia en la ruta de realimentación. Por lo tanto, la respuesta en estado estacionario es independiente del desplazamiento de la masa de prueba.

Respuesta dinámica

Los acelerómetros de compensación de fuerzas pueden ser analizados de forma similar al de los acelerómetros de lazo abierto. Se puede escribir la ecuación del movimiento como:

$$m \frac{d^2 z}{dt^2} = (-kx - b \frac{dx}{dt}) + (-\alpha x - \beta \frac{dx}{dt}) \quad (20)$$

Donde:

$\alpha = T_v T_f$ es la fuerza de realimentación eléctrica por unidad de desplazamiento (N/m);

$\beta = T_v \gamma$ es la fuerza eléctrica de amortiguación por unidad de velocidad ($N/(m/s)$).

Los dos primeros términos del lado derecho de la ecuación (20) son las fuerzas de restauración elástica y de amortiguación. Los dos últimos términos corresponden a las fuerzas eléctricas de realimentación, que a menudo se les llama “resorte eléctrico” y “amortiguador eléctrico”. Reorganizando la ecuación (20), se obtiene:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{b + \beta}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k + \alpha}{m} x = -\frac{d^2y}{dt^2} \quad (21)$$

El resorte y amortiguador mecánicos están generalmente dominados por sus homólogos eléctricos y pueden pasarse por alto en el análisis. La ecuación (21) se puede reescribir, así:

$$\ddot{x} + 2\xi' \omega_0 \dot{x} + \omega_0^2 x = -\ddot{y} \quad (22)$$

Donde $\omega_0 = \sqrt{(k + \alpha)/m} \approx \sqrt{\alpha/m}$ es la frecuencia de resonancia para el sistema y $\xi' = (b + \beta)/2m\omega_0 \approx \beta/2m\omega_0$ es el factor de amortiguamiento eléctrico.

En las ecuaciones (18) y (22) se puede observar que los acelerómetros de lazo abierto y con compensación de fuerzas tienen una respuesta dinámica muy similar cuando los polos y ceros introducidos con la realimentación eléctrica están en frecuencias mucho más altas que las frecuencias de trabajo. En este caso, el análisis de los acelerómetros de lazo abierto, como el análisis de frecuencia y respuesta transitoria, se aplica también a los acelerómetros con compensación de fuerzas, excepto cuando la frecuencia de resonancia y la amortiguación están controladas por el lazo de control electrónico. Sin embargo, hay algunas diferencias sutiles entre las dos clases de acelerómetros, las cuales se analizan en la sección siguiente.

Comparación

Los acelerómetros de lazo abierto y de compensación de fuerza tienen respuestas similares a las de aceleración de entrada. Se puede observar fácilmente en las ecuaciones (5) y (22) que ambos son sistemas de segundo orden. Por lo tanto, el análisis del acelerómetro de lazo abierto puede ser aplicable para el de compensación de fuerzas. La diferencia está en que el resorte elástico y el amortiguador están determinados en el diseño mecánico en el lazo abierto, en tanto que el resorte “eléctrico” y el amortiguador “eléctrico” están determinados por el sistema de realimentación, en el

caso de compensación de fuerzas. Los acelerómetros de lazo abierto tienden a ser de bajo costo y más robustos por su sencillez. En los acelerómetros de compensación de fuerzas, el desplazamiento de la masa de prueba es detectado y amplificado. La señal de salida se utiliza para generar una fuerza de realimentación sobre la masa de prueba para contrarrestar el desplazamiento debido a la aceleración. La masa de prueba permanece casi quieta y su desplazamiento es insignificante. Por lo tanto, la suspensión mecánica puede ser seleccionada para obtener una alta sensibilidad. El rango dinámico es normalmente determinado por la linealidad del control de realimentación electrónico.

En el diseño de lazo abierto, en presencia de una aceleración constante, la masa de prueba se aleja de su posición de equilibrio, entonces la aceleración se mide indirectamente a partir del desplazamiento. El desempeño del acelerómetro se determina por el diseño mecánico de la suspensión y la amortiguación. La amortiguación es controlada por la presión del aire en la cámara, además se busca que el amortiguamiento sea crítico para lograr un ancho de banda máximo. Para alcanzar una alta sensibilidad y un gran desplazamiento, se recomienda una suspensión apropiada. El rango dinámico está limitado por la linealidad mecánica del resorte, una suspensión más rígida mejora la linealidad pero limita el desplazamiento y reduce la sensibilidad. En consecuencia, para acelerómetros de lazo abierto hay que realizar ciertas concesiones entre sensibilidad, rango dinámico y ancho de banda.

La etapa electrónica generalmente no es el principal factor limitante de la sensibilidad en el diseño de lazo abierto. La precisión es limitada en su mayor parte por las imperfecciones de la suspensión mecánica, como la histéresis y la dependencia de la constante de elasticidad a la temperatura. Por lo tanto, la suspensión mecánica es el principal factor en el diseño del acelerómetro de lazo abierto. En los acelerómetros con compensación de fuerzas, la suspensión mecánica es controlada por la realimentación eléctrica.

El desempeño de los acelerómetros con compensación de fuerzas está determinado principalmente por el diseño de la interfaz electrónica y el lazo de realimentación, lo que da lugar a un mejor control que en los sistemas mecánicos. La amortiguación de los acelerómetros de silicio se logra generalmente mediante amortiguadores de capas comprimidas (*squeeze-film dampers*), que dependen de la presión del gas dentro de la cápsula. El coeficiente de amortiguamiento es sensible a las variaciones de temperatura y a la compresibilidad del gas. En diseños con compensación de fuerzas, el factor de amortiguamiento lo determina el sistema electrónico.

Los acelerómetros con compensación de fuerzas proporcionan un alto nivel de sensibilidad y gran rango dinámico. Debido a que el desplazamiento de la masa de prueba es insignificante, la linealidad del acelerómetro es determinada por el lazo de realimentación electrónica. La mínima señal detectable es limitada por factores como el nivel de ruido en la entrada, el ruido termo-electrónico, la relación $1/f_{\text{ruido}}$, el ruido Browniano, etc. El rango dinámico es determinado por la interfaz electrónica y el lazo de realimentación. Se pueden lograr varios rangos de trabajo mediante el uso de diferentes ganancias de realimentación. La linealidad del rango dinámico puede alcanzar hasta 120 dB.

El ancho de banda de un acelerómetro de lazo abierto se establece por la relación de la constante de elasticidad y la masa de prueba, lo cual menoscaba la sensibilidad. La respuesta dinámica de un acelerómetro con compensación de fuerzas se logra mediante ajustes en el diseño electrónico, sin modificar los elementos mecánicos. Por ejemplo, el ancho de banda puede ser duplicado al aumentar la ganancia del circuito por un factor de cuatro. Para desestimar las propiedades mecánicas, es deseable tener una buena ganancia en el lazo de realimentación, que a su vez aumenta el ancho de banda con el acelerómetro.

Los acelerómetros con compensación de fuerzas no son apropiados para aplicaciones en entornos ruidosos ya que las altas frecuencias no deseadas pueden introducir errores y distorsiones de baja frecuencia y la señal de interés está en el espectro de baja frecuencia. Por tanto, para aplicaciones de baja frecuencia de corte los acelerómetros de lazo abierto son una opción atractiva. Las altas frecuencias vibracionales y el ruido están eficazmente limitados y solo la señal de baja frecuencia es sensada.

En el diseño de los acelerómetros con compensación de fuerzas, la estabilidad es un factor muy crítico, mientras que no es un problema en los de lazo abierto. Un lazo de realimentación a menudo introduce nuevos polos y ceros que causan distorsiones de fase, desfases y problemas de estabilidad en el sistema.

Principios de transducción

Piezorresistivo

El método piezorresistivo es una de las técnicas de detección más populares en el diseño de acelerómetros y sensores de presión. En acelerómetros, los desplazamientos de la masa de prueba causan tensión de compresión y estiramiento en diferentes regiones a lo largo de la suspensión, lo que conduce a la deformación de la estructura, es decir, la resistencia de las piezoresistencias en la suspensión cambia. La aceleración puede ser medida por el cambio de la resistencia.

El comportamiento de las piezoresistencias ha sido ampliamente estudiado y puede ser modelado con precisión. La variación de la piezoresistencia está relacionado con la tensión longitudinal y transversal de la película piezorresistiva. El cambio de resistencia fraccional de primer orden está dado por,

$$\Delta R / R_0 = C_l \sigma_l + C_t \sigma_t \quad (23)$$

Donde C_l y C_t son los coeficientes piezorresistivos longitudinal y transversal de primer orden; σ_l y σ_t son las tensiones longitudinal y transversal; y R_0 es el valor de la piezoresistencia inicial. Los coeficientes piezorresistivos son sensibles a la orientación cristalográfica, la temperatura, el tipo y concentración del dopaje del material.

En el diseño de acelerómetros, por lo general se colocan resistencias eléctricas en la suspensión. Cuando se ubican piezoresistencias en la suspensión, la tensión longitudinal suele ser mucho más grande que la tensión transversal. El desplazamiento de la masa de prueba es proporcional a la tensión mecánica en las resistencias. Se

producen variaciones de las resistencias del orden del 2 % para la máxima deflexión de la masa de prueba. La sencillez en la detección de la señal es uno de los atractivos de este método de detección. Para detectar la variación en las resistencias se utiliza un puente de Wheatstone. La salida del puente de Wheatstone tiene baja impedancia, y el voltaje de salida puede ser medido con instrumentos electrónicos estándar.

Este método no se puede emplear en aplicaciones que operan con un alto rango de temperatura, pues presenta alta sensibilidad a la misma. Las piezoresistencias tienen una sensibilidad a la temperatura de $-1\text{ }^{\circ}\text{C}$. A pesar de que el puente de Wheatstone anula la sensibilidad a la temperatura en primer orden, se requieren sistemas de compensación electrónica más exactos y sofisticados antes de que puedan ser utilizados para aplicaciones de alto rendimiento.

Principio resonante

Los acelerómetros resonantes son usados por su alta sensibilidad y su adecuada respuesta en frecuencia. La mayoría de los acelerómetros convencionales de alta precisión son de este tipo. La estructura de los acelerómetros resonantes es bastante diferente de otros sensores. La masa de prueba es fijada a una suspensión relativamente rígida para evitar un gran desplazamiento debido a la aceleración, y uno o varios resonadores son conectados a la masa de prueba. En presencia de aceleración, la masa de prueba cambia la tensión en los resonadores, lo que provoca un cambio en la frecuencia resonante. El cambio de frecuencia se detecta por la electrónica y el resultado se puede medir fácilmente por medios digitales.

Los principios básicos de funcionamiento de los acelerómetros resonantes han sido ampliamente estudiados, pero aún presentan grandes desafíos. Por ejemplo, el sensor operando en uno de los modos de vibración debe tener una alta sensibilidad a la compresión o tracción para cargas axiales. Además, el resonador debe poseer un factor de calidad grande, lo que supone que debe estar dentro de una cámara de baja presión o vacío. En condiciones reales, el factor de calidad está limitado por el amortiguamiento; no obstante, la masa de prueba y las suspensiones deben ser amortiguadas para evitar resonancias y ruidos no deseados. Los acelerómetros resonantes se encuentran en sus primeras etapas de investigación y desarrollo, pero prometen ser muy competitivos y precisos.

Capacitivo

Esta técnica tiene claras ventajas en términos de sensibilidad a la temperatura, en comparación con el sensor piezoresistivo. El coeficiente de temperatura de la capacitancia es del orden 50 $\text{ppm}/\text{ }^{\circ}\text{C}$, que es considerablemente inferior a 10000 $\text{ppm}/\text{ }^{\circ}\text{C}$ en el sensor piezoresistivo. La baja sensibilidad a la temperatura de los acelerómetros capacitivos les permite ser utilizados ampliamente en muchas aplicaciones de alta precisión.

En los acelerómetros capacitivos, uno de los dos electrodos es la masa de prueba que se separa del electrodo fijo cuando se acelera y el cambio de posición ocasiona un cambio de la capacitancia. La medición de la variación de la capacitancia se usa

a menudo en configuración de puente de Wheatstone capacitivo para transducir el desplazamiento en un voltaje. Los nodos de salida del puente capacitivos tienen alta impedancia, de tal forma que circuitos posteriores deben reducir la alta impedancia. Por otra parte, la capacidad de detección es normalmente de unos cientos femtofaradios a picofaradios, mientras que la capacitancia parásita puede ser de mayor orden. Por lo tanto, los circuitos de detección deben ser mucho más complejos que en el caso de detección piezorresistiva.

El puente de Wheatstone es alimentado por una portadora de alta frecuencia y la señal agregada de aceleración es modulada en frecuencia de la portadora, por lo que el ancho de banda de los acelerómetros capacitivos puede caer casi hasta la corriente continua. Normalmente la señal se demodula tras ser amplificada para minimizar el ruido añadido por el amplificador.

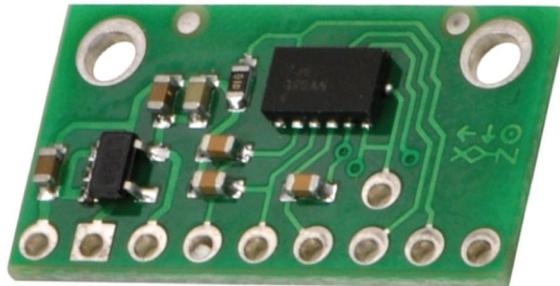
En los acelerómetros de lazo abierto, la no linealidad es una de las preocupaciones en sensores capacitivos ya que la capacitancia es inversamente proporcional a la distancia de separación entre los dos electrodos; aunque la capacitancia es linealmente proporcional al área de superposición de los dos electrodos, que tiende a ser muy pequeña. La mayoría de los acelerómetros miden la variación de la capacitancia en términos de la distancia que hay entre los dos electrodos. Para eliminar el problema de la falta de linealidad comúnmente se usa una técnica que consiste en colocar dos electrodos simétricamente a cada lado de la masa de prueba formando un par de condensadores diferenciales. Estos dos condensadores diferenciales forman un divisor de capacitancias. La salida de primer orden de este divisor de capacitancias es lineal con respecto a la deflexión de la masa de prueba. En los acelerómetros con compensación de fuerza, la falta de linealidad está generalmente condicionada por el lazo de control de realimentación electrónico debido a la pequeña desviación de la masa de prueba.

La fabricación de acelerómetros capacitivos es similar a la de acelerómetros piezorresistivos. Una oblea de silicio es grabada desde la parte de atrás (o en ambos lados) para formar la suspensión y la masa de prueba. A continuación, esta oblea es adosada a dos láminas capacitivas en ambos lados. En lugar de colocar piezoresistencias en las suspensiones, se colocan dos placas capacitivas a ambos lados de la masa de prueba alineadas formando dos condensadores diferenciales. Luego se crean los contactos eléctricos necesarios en los electrodos.

Las ventajas de los acelerómetros capacitivos diferenciales se evidencian en su bajo consumo de energía, amplio nivel de salida y una rápida respuesta a los movimientos. Así mismo, el nivel de sensibilidad de detección aumenta debido al bajo nivel de ruido que posee.

Para la adquisición de la señal se eligió el acelerómetro con tres grados de libertad MMA7361L (figura 17), fabricado por Freescale Semiconductor® y ensamblado por Pololu® en una tarjeta lista para usar. Este sensor posee un rango de funcionamiento que va desde 2 V hasta 3.6 V, operado típicamente a 3.3 V con diversos niveles de sensibilidad $\pm 1.5g$, $\pm 3g$, $\pm 6g$, $\pm 11g$, lo que permite detectar inclinaciones del orden de 1°, con un margen de error mínimo, además es pequeño y tiene un bajo consumo de energía.

Figura 17. Acelerómetro

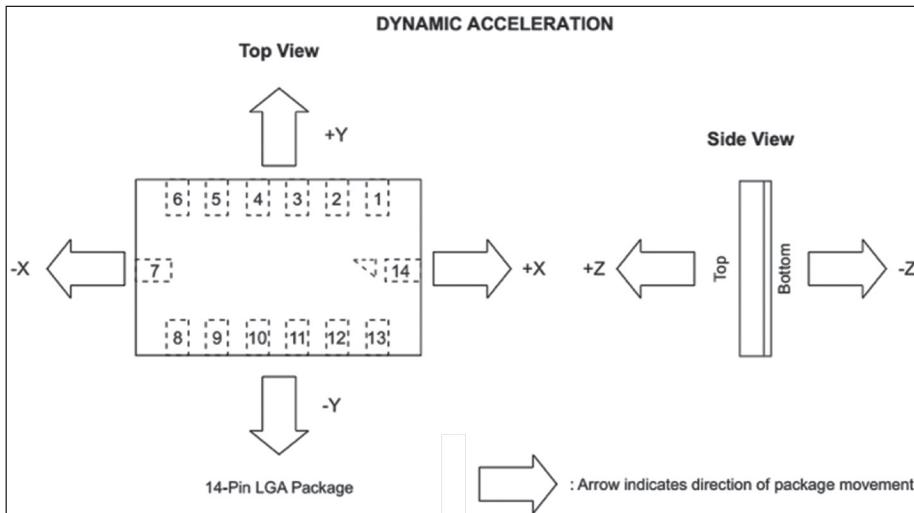


Fuente: elaboración propia.

El offset del sensor se obtiene sujetándolo a la estructura que se desea usar y orientándolo sobre una superficie plana paralela para poder medir los voltajes de salida en los ejes X y Y; para fijar el offset del eje Z se procede a ubicar toda la estructura en $z=0\text{ g}$.

El acelerómetro registra dos tipos de aceleración: aceleración dinámica y aceleración estática. La primera consiste en la medida de la traslación en la salida del sensor a partir de un movimiento acelerado de toda la estructura, como se muestra en la figura 18.

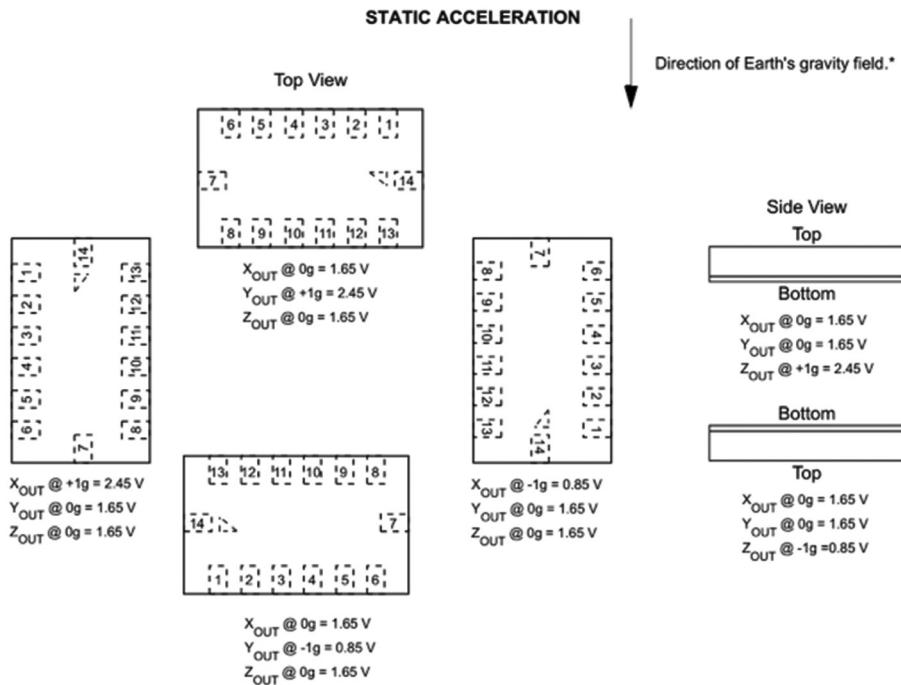
Figura 18. Acelerómetro con aceleración dinámica



Fuente: Camargo, Garzón y Camacho (2012).

La segunda, es decir la aceleración estática, es la acción de la fuerza gravitacional sobre el acelerómetro en sus respectivos ejes de orientación, donde el sensor origina unos voltajes equivalentes a la desviación del mismo (figura 19).

Figura 19. Respuesta de salida con respecto a la orientación de la gravedad



Fuente: Camargo, Garzón y Camacho (2012).

Adquisición de la señal

Para adquirir cada una de las señales del sensor se usa el conversor análogo digital del microcontrolador. El convertidor analógico digital ADC es un dispositivo que convierte una cantidad analógica en valores digitales discretos. El comando `read_adc` se utiliza para leer el valor analógico de los pines de entrada del microcontrolador y convertirlo en un valor digital.

$$X = \text{read_adc} \quad (24)$$

$$Y = \text{read_adc} \quad (25)$$

$$Z = \text{read_adc} \quad (26)$$

Después es necesario convertir la señal a voltios, de acuerdo con:

$$V_x = (\text{float})X * V_{ref} / 1023 \quad (27)$$

$$V_y = (\text{float})Y * V_{ref} / 1023 \quad (28)$$

$$V_z = (\text{float})Z * V_{ref} / 1023 \quad (29)$$

Se calibra el sensor en cada eje:

$$D_x = V_x - V_{ZERO} \quad (30)$$

$$D_y = V_y - V_{ZERO} \quad (31)$$

$$D_z = V_z - V_{ZERO} \quad (32)$$

Para hallar las componentes de fuerza en cada uno de los ejes se usan las siguientes relaciones:

$$G_x = D_x / \text{Sensibilidad6G} \quad (33)$$

$$G_y = D_y / \text{Sensibilidad6G} \quad (34)$$

$$G_z = D_z / \text{Sensibilidad6G} \quad (35)$$

Marco legal

En Colombia, la reglamentación existente para el diseño de equipos médicos se relaciona con el decreto número 4725 del 26 de diciembre de 2005, mediante el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano.

En este decreto se definen los siguientes dispositivos: médico activo, médico para uso humano, equipo biomédico prototipo, estudio clínico, finalidad prevista, entre otros. Dichos dispositivos se relacionan a continuación.

Dispositivo médico activo

Se refiere a cualquier dispositivo médico cuyo funcionamiento dependa de una fuente de energía eléctrica o de cualquier fuente de energía distinta de la generada directamente por el cuerpo humano o por la gravedad, y que actúa mediante la conversión de dicha energía. No se considerarán dispositivos médicos activos, los productos sanitarios destinados a transmitir, sin ninguna modificación significativa, energía, sustancias u otros elementos de un dispositivo médico activo al paciente.

Dispositivo médico destinado a investigaciones clínicas

Es cualquier dispositivo médico utilizado por un facultativo especialista en investigaciones efectuadas en un entorno clínico humano adecuado.

Dispositivo médico para uso humano

Se entiende por dispositivo médico para uso humano cualquier instrumento, aparato, máquina, software, equipo biomédico u otro artículo similar o relacionado, utilizado solo o en combinación, incluyendo sus componentes, partes, accesorios y programas informáticos que intervengan en su correcta aplicación, propuesta por el fabricante para su uso en: a) diagnóstico, prevención, supervisión, tratamiento o alivio de una enfermedad; b) diagnóstico, prevención, supervisión, tratamiento, alivio o compensación de una lesión o de una deficiencia; c) investigación, sustitución, modificación

o soporte de la estructura anatómica o de un proceso fisiológico; d) diagnóstico del embarazo y control de la concepción; e) cuidado durante el embarazo, el nacimiento o después del mismo, incluyendo el cuidado del recién nacido y f) productos para desinfección o esterilización de dispositivos médicos.

Los dispositivos médicos para uso humano no deberán ejercer la acción principal que se desea por medios farmacológicos, inmunológicos o metabólicos.

Equipo biomédico

Dispositivo médico operacional y funcional que reúne sistemas y subsistemas eléctricos, electrónicos o hidráulicos, incluidos los programas informáticos que intervengan en su buen funcionamiento, destinado por el fabricante a ser usado en seres humanos con fines de prevención, diagnóstico, tratamiento o rehabilitación. No incluye equipo biomédico, dispositivos médicos implantados en el ser humano o aquellos destinados para un solo uso.

En los equipos biomédicos se incluyen: equipo biomédico de tecnología controlada, equipo biomédico nuevo, equipo biomédico en demostración, equipo biomédico usado, equipo biomédico repotenciado y finalmente equipo biomédico prototipo.

Equipo biomédico prototipo

Incluye todos aquellos que se encuentran en fase de experimentación, es decir que aún no se han empleado en la prestación de servicios o en demostraciones y que no cuentan con el certificado de venta libre expedido por el organismo nacional competente o su homólogo en el país de origen.

El dispositivo médico y equipo biomédico de tecnología controlada prototipo nacional o importado solo podrá ser autorizado para fines de investigación y experimentación, y en ningún caso podrán ser empleados en atención en salud.

Estudio clínico

Hace referencia a cualquier investigación que se realice en seres humanos con intención de descubrir o verificar los efectos clínicos o cualquier otro efecto de los dispositivos médicos; por ejemplo, identificar cualquier reacción adversa con el objeto de comprobar su seguridad o eficacia.

Finalidad prevista

La utilización a la que se destina el dispositivo médico, según las indicaciones proporcionadas por el fabricante en el etiquetado, las instrucciones de utilización o el material publicitario, las cuales deben ser acordes con las autorizadas en el respectivo registro sanitario o en el permiso de comercialización.

En este mismo decreto el Ministerio de la Protección Social relaciona en el capítulo VII, artículo 36, las disposiciones referentes a los dispositivos médicos y equipo

biomédico de tecnología controlada prototipo. El dispositivo médico y equipo biomédico de tecnología controlada prototipo (nacional o importado) solo podrán ser autorizados para fines de investigación y experimentación, y en ningún caso podrán ser empleados en la atención de salud.

Para la importación de prototipos de dispositivos médicos y equipos biomédico de tecnología controlada, se requerirá de concepto técnico otorgado por el Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos (Invima), de acuerdo con lo contemplado en las disposiciones vigentes sobre investigación en salud. El Ministerio de la Protección Social definirá los requisitos mínimos para el desarrollo y utilización de prototipos de dispositivos médicos y equipos biomédicos de tecnología controlada de producción nacional.

En este trabajo se empleó un equipo biomédico prototipo que se encuentra en fase de experimentación solo con fines de investigación y experimentación.

Adquisición de datos y comunicación Zigbee para detección de caídas

Para la realización del proyecto se consideró la investigación cuasi experimental, que pretende determinar, con la mayor confiabilidad posible, relaciones de causa-efecto, exponiendo a un grupo de adultos mayores a estímulos experimentales, cuyos comportamientos resultantes se comparan con los comportamientos de grupos de control que no recibieron el estímulo experimental.

Población de estudio

La realización del proyecto tiene dos enfoques: el primero, la evaluación de parámetros para el análisis de marcha, y, el segundo, el análisis de detección de posibles caídas. Para la detección de caídas se seleccionaron ocho adultos, dos con edades comprendidas entre los 45 y 53 años y seis adultos mayores con edades entre los 72 y 86 años. Con estos individuos se obtuvieron variables espaciotemporales de la marcha como la velocidad, cadencia, tiempo de zancada y longitud del paso.

Para el análisis de detección de caída se consideró la densidad espectral de potencia, la frecuencia fundamental e integral de la aceleración, y se monitoreó la señal de aceleración.

Los participantes cumplían con los siguientes criterios:

Criterios de inclusión:

- Edad entre 45 y 86 años. En este trabajo se consideran adultos entre los 45 y 53 años y adultos mayores quienes estén entre los 72 y los 86 años
- Los participantes en el estudio presentan capacidad de desplazamiento autónoma
- Quienes participaron en el estudio no presentan síntomas de dolor o patologías que evidencien modificaciones en la marcha.

Criterios de exclusión:

- Estar bajo los efectos de alcohol o de sustancias alucinógenas
- Uso de prótesis u órtesis en las extremidades inferiores

- Dependencia para caminar
- No tener pleno uso de sus facultades mentales.

En el estudio se definieron variables para establecer las relaciones espaciotemporales de la marcha y los parámetros presentes en caídas (tabla 1).

Tabla 1. Variables establecidas para realizar el estudio de posibles caídas en adulto mayor

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Operatividad	Tipo de variable
Número de identificación	Número que identifica a un individuo en una nación	Número de identificación personal en la historia clínica	Número de identificación	Ordinal
Edad	Tiempo cronológico medido en años de una persona	Edad en años cumplidos al momento del procedimiento	Edad en años	Discreta
Talla	Estatura medida en metros de una persona	Estatura en metros al momento del procedimiento	Estatura en metros	Discreta
Peso	Valor de peso medido en kilogramos de una persona	Peso en kilogramos al momento del procedimiento	Peso en kilogramos	Discreta
Flexión y extensión de cadera	Posición angular de la cadera	Grados de la posición de la cadera	Grados de la cadera, plano sagital	Continua
Flexión y extensión de rodilla	Posición angular de la rodilla de la pierna	Grados de la posición de la rodilla	Grados de la rodilla, plano sagital	Continua
Flexión y extensión de tobillo	Posición angular del tobillo de la pierna	Grados de la posición del tobillo de la longitud	Grados del tobillo, plano sagital	Continua
Longitud del paso	Distancia entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie	La mitad de la longitud del paso completo	Longitud en cm del paso	Discreta

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Operatividad	Tipo de variable
Longitud de zancada	Distancia entre dos apoyos consecutivos del mismo pie	Longitud entre dos apoyos consecutivos del mismo pie	Longitud en cm de zancada	Discreta
Cadencia	Pasos por unidad de tiempo	Número de pasos por unidad de tiempo	Número de pasos por minuto	Discreta

Fuente: elaboración propia.

Adquisición de datos

El sistema (DIGITI-Motion 2.0) fue utilizado para el análisis cinemático de la marcha en adulto mayor. Con dicho sistema se caracterizó la flexión y extensión en cadera, rodilla y tobillo (Camargo y Garzón, 2013); este consta de una red de sensores acelerómetros de tres grados de libertad MMA7361, cuyo principio de funcionamiento se explicó en el capítulo 2; a su vez, la posición de los sensores se muestra en la figura 20. El sensor ubicado en la ingle obedece al sensor de referencia, mientras que los demás obedecen a la medición angular de cadera, rodilla y tobillo.

Figura 20. Disposición de los sensores



Fuente: elaboración propia.

La disposición de los sensores permite obtener la inclinación, traslación y rotación de los sensores. Esto provee aceleración en X, Y y Z para un total de 21 señales. El

prototipo calcula la orientación y variación de la aceleración del individuo, la cual reporta variaciones que se producen tanto estáticas como dinámicas; precisamente estas variaciones son empleadas para diferenciar el evento de caída de movimientos de la vida cotidiana como caminar, correr, saltar, sentarse y levantarse, ya que cuando una persona sufre una caída desde su propia altura existe en un primer momento una aceleración fuerte hacia el suelo, luego una desaceleración debida al golpe seco contra una superficie y al no poder levantarse o quedar inconsciente queda la aceleración debida a la gravedad. La energía puede cuantificarse como el área bajo la curva de la señal de aceleración en cada uno de los ejes mostrada en la ecuación (Ducroquet, R. y Ducroquet, J., 1972).

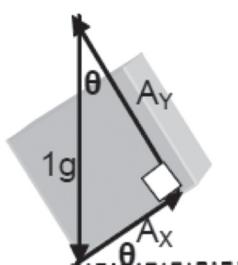
$$E x(t)_{t_1 \rightarrow t_2} = \int_{t_1}^{t_2} |x(t)|^2 dt \quad (36)$$

Partiendo de ese principio se analizaron los resultados de la energía medida en cada acción, realizando una parametrización en términos de umbrales de la variación de energía y aceleración estática.

Para la detección de caídas se tuvo en cuenta que, conociendo la altura existente desde el sensor hasta la superficie y extrayendo el grado de inclinación del sujeto, mediante cálculo trigonométrico se puede obtener la trayectoria en las direcciones anteroposterior y medio-lateral proyectadas sobre un plano, mientras el portador permanece en posición erguida. La ventaja de esta técnica es que el acelerómetro es más sensible a las condiciones y variaciones de la prueba y, al ser un sistema portátil, evita el uso de plataformas de fuerza (Arvidsson, Slinde y Larsson, 2009).

Para obtener el ángulo referente al movimiento de flexión y extensión en cadera, rodilla y tobillo, así como de los parámetros espaciotemporales a partir de los acelerómetros, fue necesario obtener la rotación que se realiza sobre el eje Z, ya que al girar el acelerómetro en sentido contrario al de las manecillas del reloj se obtiene un ángulo θ , el cual por geometría se ve reflejado en el extremo superior del acelerómetro con respecto a la gravedad (figura 21), por lo tanto es posible describir matemáticamente cada aceleración como aceleración en x (ecuación 37), aceleración en y (ecuación 38), (Camargo, Garzón y Camacho, 2012).

Figura 21. Relación aceleración ejes x y y, con alguno de rotación



Fuente: Camargo, Garzón y Camacho (2016).

$$A_x = \text{Sin}(\theta) \quad (37)$$

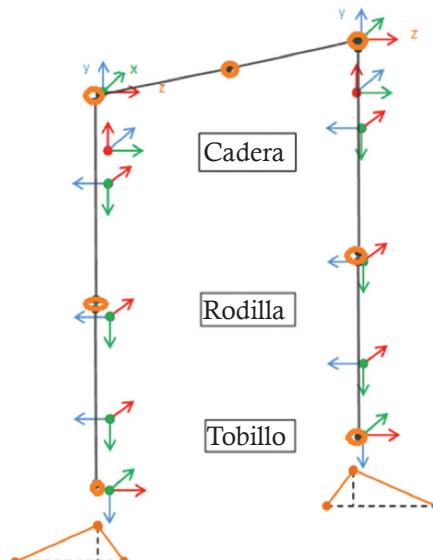
$$A_y = \text{Cos}(\theta) \quad (38)$$

Si se expresa estas dos aceleraciones como una relación se obtiene la ecuación (39).

$$\frac{A_x}{A_y} = \text{Tan}(\theta) \quad (39)$$

Teniendo en cuenta que la rotación de las articulaciones de las piernas se realiza en un solo eje, es posible utilizar cualquiera de las tres, esto depende de la posición que se asuma para el acelerómetro; sin embargo se asume la disposición de forma tal que se obtiene la rotación con respecto al eje z , para cuyos efectos se implementa una función en el software de análisis que se encarga de realizar dicho proceso y entregar el ángulo para su respectiva representación (Camargo, Garzón y Camacho, 2012), (figura 22).

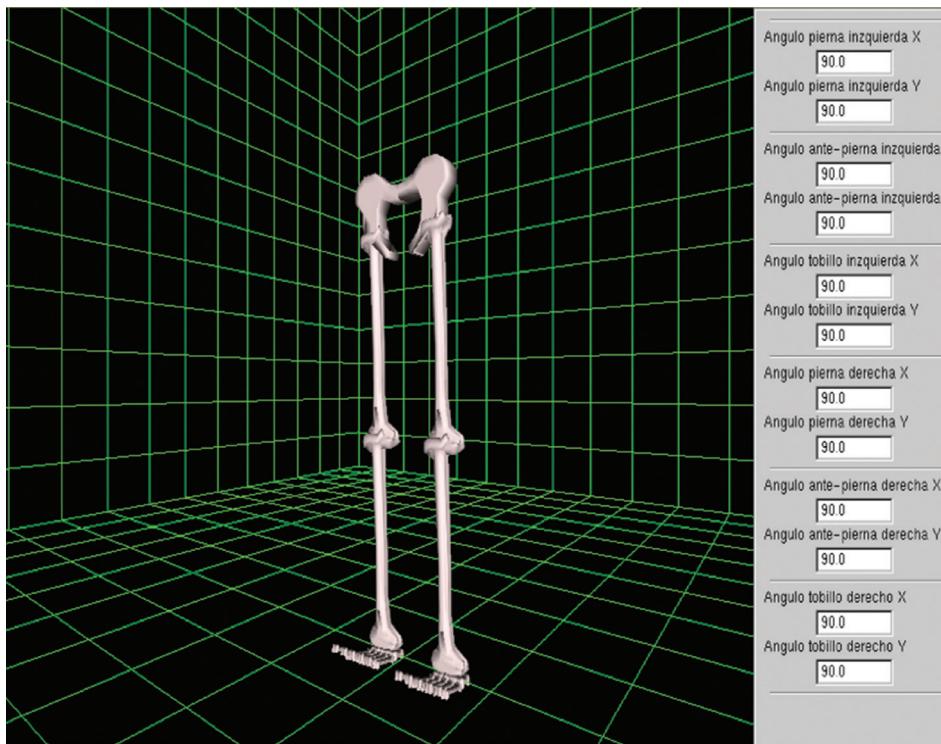
Figura 22. Ejes en extremidad inferior



Fuente: elaboración propia.

Con la información de rotación de la articulación es posible generar una representación gráfica de los ángulos generados en el eje x , y y z (figura 23).

Figura 23. Módulo de comunicación inalámbrica XBee



Fuente: Camargo, Garzón y Camargo (2016).

Una vez identificado el sistema de medición, se diligenciaron los respectivos consentimientos informados a cada uno de los individuos que participaron en el estudio, para así dar inicio al procedimiento.

Luego de ubicar el dispositivo prototipo en la cintura de cada uno de los participantes, se les solicitó caminar sobre una superficie lisa de 10 metros de longitud para adquirir las señales de aceleración en cada uno de los ejes x , y , z , y se adquirieron datos de variables espaciotemporales como la velocidad, la cadencia, longitud de paso, tiempo de zancada y tiempo de doble apoyo.

Para la detección de caídas se monitorearon diferentes movimientos: caminar, saltar, correr, sentarse y caerse, con el fin de establecer los umbrales de energía típicos de cada uno de estos y determinar la posición del usuario de acuerdo con su aceleración estática, utilizando los umbrales de energía y la posición como parámetros en el desarrollo del algoritmo de detección.

Módulo de comunicación inalámbrica Zigbee

Zigbee es un estándar de comunicaciones inalámbricas, diseñado por Zigbee Alliance, basado en el estándar IEEE 802.15.4 de redes inalámbricas de área personal. Este

módulo está pensado para soluciones que requieren comunicaciones seguras, con una tasa de transmisión baja y maximización de la vida útil de las baterías. La figura 4.5 presenta el módulo implementado (Huidobro, 2006).

Figura 24. Módulo de comunicación inalámbrica Xbee.



Fuente: Sigma Electrónica.

Características:

- Opera en las bandas libres ISM (Industrial, Scientific & Medical) de 2.4GHz, 868 MHz (Europa) y 915 MHz (Estados Unidos)
- Tiene una velocidad de transmisión de 250 Kbps y un rango de cobertura de 10 a 75 metros
- Capacidad de operar en redes de gran densidad
- Identificador de cada red ZigBee único, que permite que coexistan varias redes en un mismo canal de comunicación sin problema
- Permite establecer comunicación entre dos nodos, aun cuando estos se encuentren fuera del rango de transmisión, siempre y cuando existan otros nodos intermedios que los interconecten, de esta manera incrementa el área de cobertura de la red.

A continuación se presenta una tabla comparativa entre diferentes tecnologías para la comunicación inalámbrica (tabla 2).

Tabla 2. Comparación de tecnologías inalámbricas

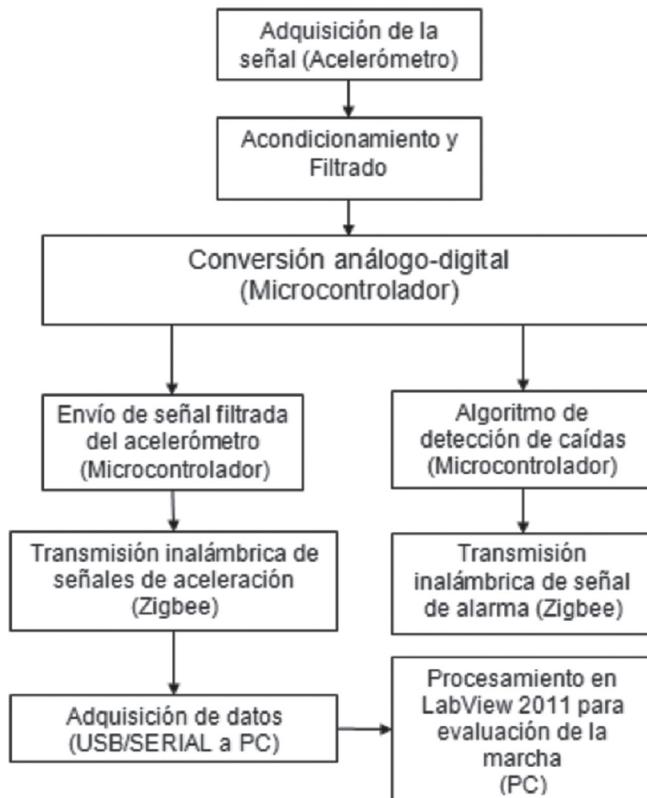
	Wi fi	Bluetooth	ZigBee
Bandas de frecuencia	2.4 GHz	2.4 GHZ	2.4 GHz 868/915 MHz
Tamaño de pila	~ 1Mb	~ 1Mb	~ 20 kb
Tasa de transferencia	11 Mbps	1Mbps	250 kbps (2.4 GHz) 40 kbps (915 MHz) 20 kbps (868 MHz)
Número de canales	11 - 14	79	16 (2.4 GHz) 10 (915 MHz) 1 (868 MHz)
Tipos de datos	Digital	Digital, audio	Digital (texto)
Ángulo de rodilla	Posición angular de la rodilla de la pierna	Grados de la posición de la rodilla	Grados de la rodilla
Ángulo de tobillo	Posición angular del tobillo de la pierna	Grados de la posición del tobillo de la longitud	Grados del tobillo
Rango de nodos internos	100 m	10 m - 100 m	10 m - 100 m
Número de dispositivos	32	8	255/65535
Requisitos de alimentación	Media – horas de batería	Media – días de batería	Muy baja – años de batería
Introducción al mercado	Alta	Media	Baja
Arquitecturas	Estrella	Estrella	Estrella, árbol, punto a punto y malla
Mejoras de aplicaciones	Edificio con Internet en su interior	Computadoras y teléfonos	Control de bajo costo y monitoreo
Consumo de potencia	400 mW trasmitiendo, 20 mW en reposo	40 mW trasmitiendo, 20 mW en reposo	400 mW trasmitiendo, 20 mW en reposo
Precio	Costoso	Accesible	Bajo
Complejidad	Complejo	Complejo	Simple

Fuente: Universidad del Valle de México.

Se seleccionó el estándar Zigbee dado su bajo precio, bajo consumo de energía, nivel de complejidad y flexibilidad, en términos de arquitectura de red.

El dispositivo con el cual se adquirieron los datos realiza cada una de las etapas mencionadas en la figura 25.

Figura 25. Diagrama de bloques para el diseño del prototipo



Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

Marcha

Para hallar un patrón que permita sugerir riesgo de caída, adquirido mediante el procesamiento de la señal de aceleración, se midieron las variables espaciotemporales de la marcha que se modifican por el envejecimiento, inestabilidad o dolor, que son factores intrínsecos en el riesgo de caída, y se relacionaron con las variables determinadas mediante el análisis temporal y frecuencial de la señal de aceleración.

Para la medición de la densidad espectral de potencia, frecuencia fundamental e integral de la señal de aceleración, así como para la visualización de los datos obtenidos se utilizó el software LabView 2011.

Resultados de la detección de caídas

La cuantificación de los parámetros medidos se obtuvo tras la adquisición de las señales de aceleración en el adulto mayor, que al ser enviadas inalámbricamente a un PC, fueron almacenadas y procesadas en una aplicación desarrollada en software LabView 2011. Allí se tomaron 400 muestras de las señales de aceleración para ser procesadas a través de la aplicación y con la ayuda de los paneles de herramientas que LabView 2011 posee. Los parámetros medidos con la aplicación fueron:

- La frecuencia fundamental de la señal de aceleración medida sobre el eje vertical del individuo
- La densidad espectral de potencia (DEP) correspondiente a la frecuencia fundamental detectada
- La integral de las señales de aceleración en el tiempo
- Gasto energético.

Estos parámetros fueron comparados con algunas de las variables típicas de la marcha como lo son la cadencia, el tiempo de zancada, el tiempo de doble apoyo y la longitud del paso. Luego se evaluó la correlación existente entre una de las variables típicas de la marcha contra cada uno de los parámetros adquiridos.

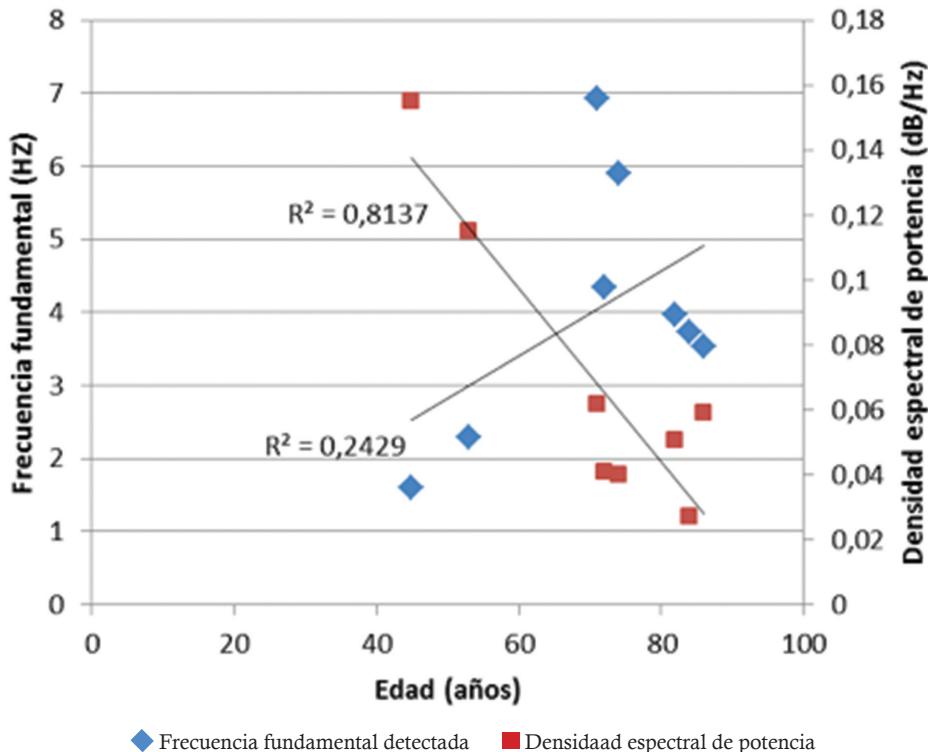
A continuación se exponen aquellos parámetros que presentaron una mayor correlación con respecto a la variable medida.

La edad

La edad es una variable que al cambiar presenta diferentes modificaciones en los parámetros propios de la marcha, lo cual lleva a indagar qué repercusión trae con respecto a las variables medidas mediante el prototipo desarrollado.

La figura 5.1 sugiere que, a medida que aumenta la edad de un individuo, la frecuencia fundamental de la señal de marcha tiende a crecer, mientras que la densidad espectral de potencia decrece.

Figura 26. Frecuencia fundamental y densidad espectral de potencia vs edad

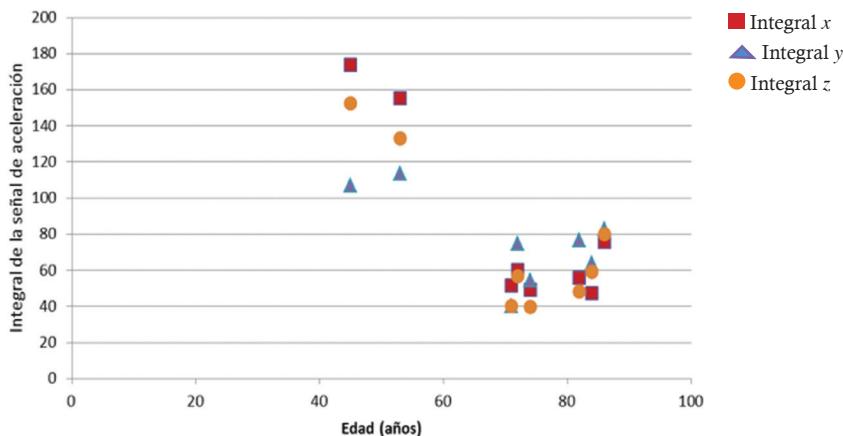


Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

En la literatura se referencia que mientras mayor sea la frecuencia fundamental y la magnitud de esa frecuencia en la marcha, se aumenta el factor de riesgo de sufrir una caída. Por lo que esta información se podría considerar como indicador base de riesgo de caída en cuanto se presente el aumento de la frecuencia fundamental y de la DEP.

Al evaluar el gasto de energía que ocurre en la marcha se propuso cuantificar la integral de la señal del acelerómetro en cada uno de sus ejes, a través de tres períodos de medición de la señal (1200 muestras). La aplicación es capaz de discriminar entre períodos de aceleraciones correspondientes a la marcha y diferenciarla de las demás. Por lo que las integrales evaluadas corresponden netamente a la acción de marcha y no de otra actividad física.

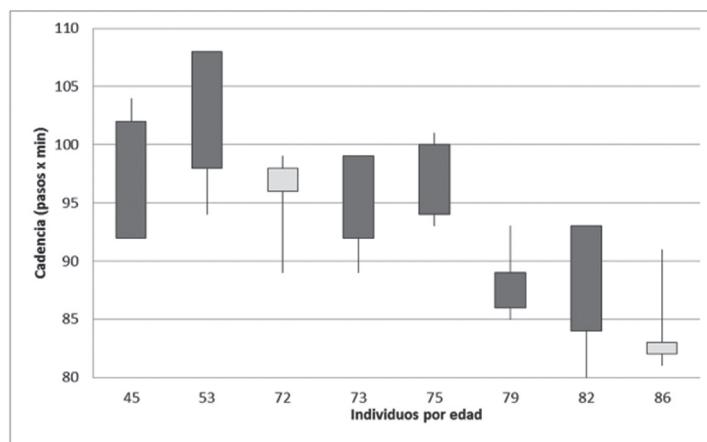
En la figura 27 se observa que las integrales en los tres ejes de las personas adultas fueron mayores que los de los adultos mayores, lo cual tiene correspondencia con el gasto de energía que un adulto consume al marchar en comparación con un adulto mayor cuyos movimientos se hacen a baja velocidad.

Figura 27. Integral de la aceleración en tres ejes respecto a la edad

Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

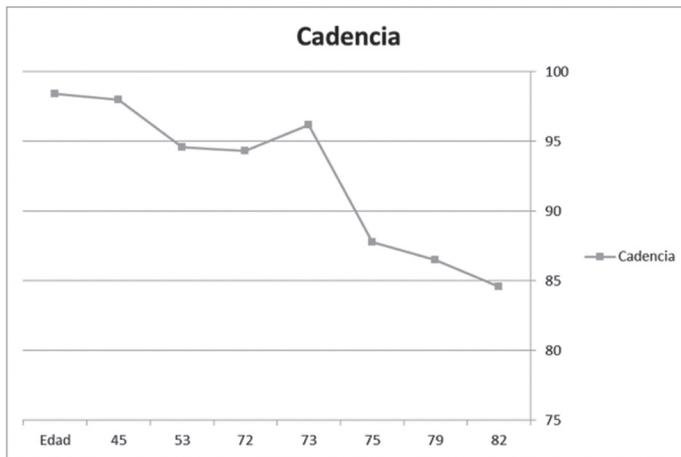
Cadencia

Se evalúa la cadencia de cada adulto y se relaciona con cada uno de los parámetros medidos. Para esto el paciente repitió el protocolo diez veces, es decir caminó diez metros en 10 episodios distintos; entre medición y medición el paciente descansó tres minutos. En la figura 5.3 se relaciona la cadencia versus edad de los individuos medidos, allí se muestra una tendencia a disminuir con la edad, bajando casi 13 pasos por minuto para las edades entre 45 y 86 años, también se evidencia que por factores asociados a la fatiga las últimas medidas presentan menor cadencia que las primeras muestras por paciente (figura 28).

Figura 28. Cadencia vs edad

Fuente: elaboración propia.

Figura 29. Cadencia promedio vs edad

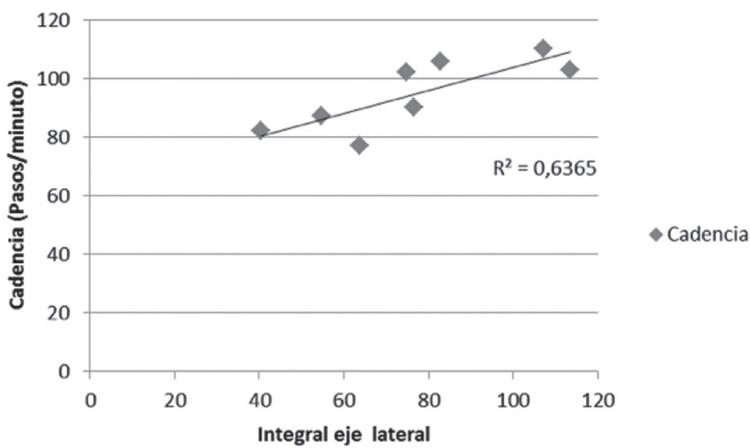


Fuente: elaboración propia.

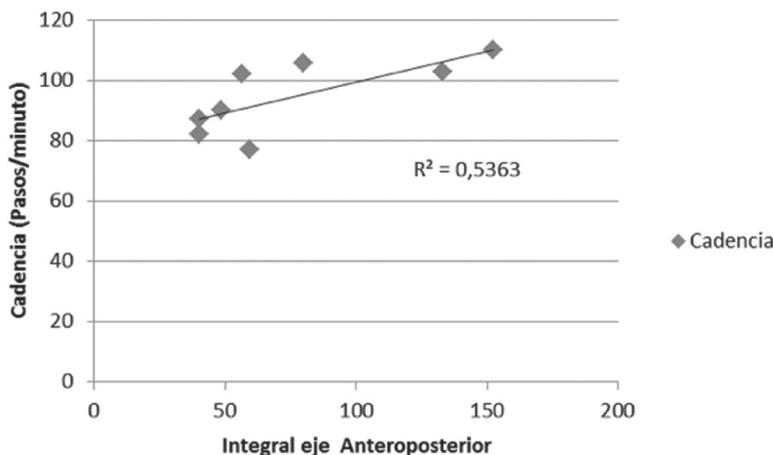
Se encontró una correlación considerable ($R^2=0,6365$ y $R^2=0,5363$) entre la cadencia y las integrales de la señal de aceleración en los ejes lateral y anteroposterior, respectivamente. Las figuras 30 y 31 muestran este comportamiento.

Al evaluar la correlación entre la señal de cadencia y los demás parámetros se obtuvo que la que presenta la correlación más significativa es la integral en el eje lateral de la persona. Esto se puede relacionar con respecto al balanceo que produce la persona al marchar. Esto indica que a medida que se dan más pasos en el mismo tiempo, el nivel de balanceo en el eje lateral de la persona se incrementara, lo que genera un aumento en la integral de este eje.

Figura 30. Cadencia contra integral del eje lateral



Fuente: Wilson (2005).

Figura 31. Cadencia contra integral del eje anteroposterior

Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

Tiempo de zancada

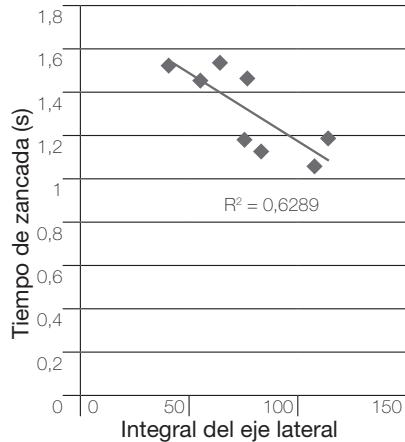
Las mediciones del tiempo de zancada tuvieron un considerable índice de correlación con $R^2=0.6289$, $R^2=0.5858$, $R^2=0.5988$ cuando fueron comparadas contra las integrales de las señales del sujeto correspondientes a los ejes lateral, anteroposterior y la suma de los tres ejes, respectivamente.

La figura 32 sugiere que el tiempo de zancada tiende a disminuir a medida que la integral en los ejes propuestos es mayor. Dado que las variables que indican incremento en el riesgo de sufrir una caída debido a la modificación en la marcha son velocidad, cadencia y tiempo de doble apoyo, el tiempo de zancada no pudo ser considerado como un indicador de riesgo de caída, aunque fuese relacionado con las integrales mencionadas.

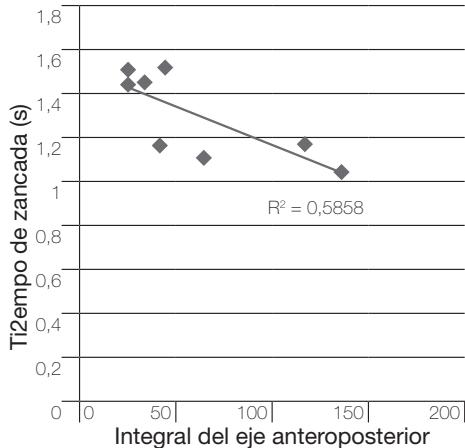
La variación del tiempo de zancada es considerada como un indicador del riesgo de caída de una persona. Por este motivo se procedió a evaluar la variación del tiempo de zancada comparándolo contra el gasto de energía relativo durante la marcha.

Figura 32. Tiempo de zancada contra: a) integral eje lateral, b) integral eje anteroposterior y c) gasto de energía relativa

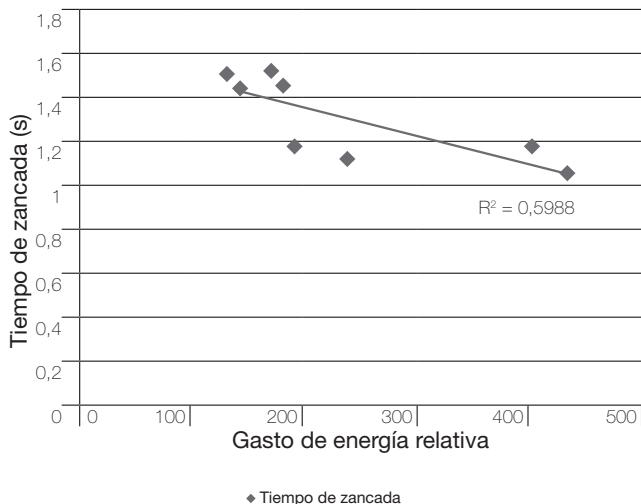
a.



b.



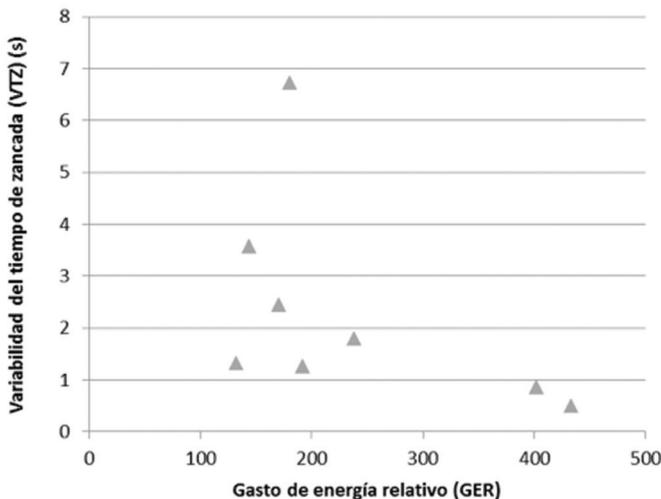
c.



◆ Tiempo de zancada

Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

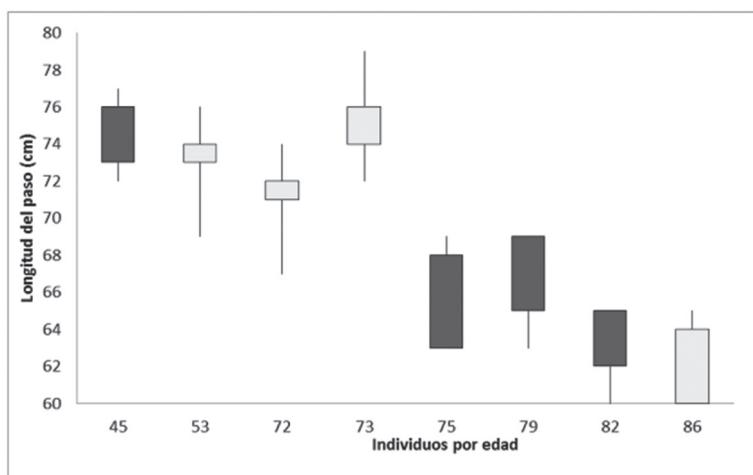
En la figura 33 se observa que la variabilidad en el tiempo de zancada es más susceptible a variaciones cuando el gasto de energía relativa en la marcha es menor. Por ende, se sugiere que de ser empleado como indicador de riesgo de caída se deben tener en cuenta principalmente los gastos de energía más bajos y estudiar si la variabilidad en el tiempo de zancada es considerable (mayor a cuatro segundos en una caminata de diez metros en línea recta).

Figura 33. Gasto de energía relativo contra la variabilidad en el tiempo de zancada

Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

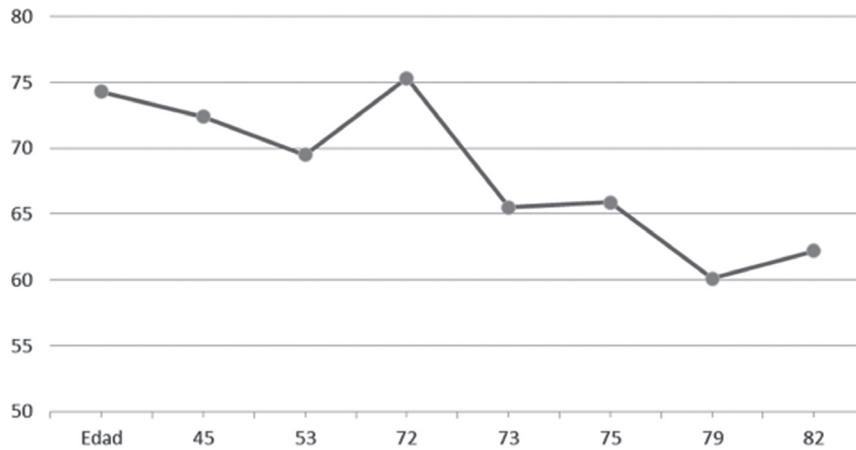
Longitud del paso

La longitud del paso tiende a disminuir con la edad pero también se encuentra relacionada con la altura del individuo; por ejemplo, el individuo de 72 años es más alto que el individuo de 53 años y aunque la velocidad de ese último es mayor, la longitud del paso es mayor en el de más edad (figura 34 y 35).

Figura 34. Longitud del paso vs edad

Fuente: elaboración propia.

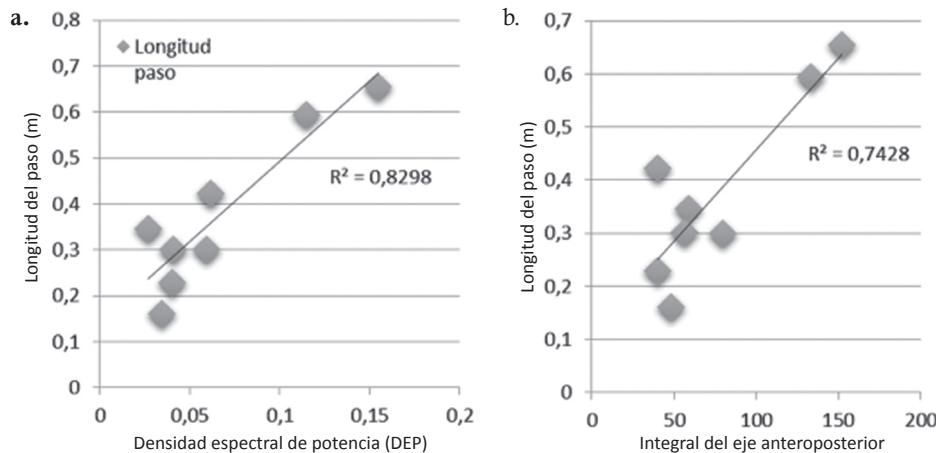
Figura 35. Longitud del paso promedio vs edad



Fuente: elaboración propia.

Un aumento o disminución en la longitud del paso, afecta proporcionalmente la densidad espectral de potencia que desarrolla la señal de marcha. Por tanto, cambios en la densidad espectral permiten determinar modificaciones en la marcha típica de una persona. Esta misma situación se evidencia en el eje anteroposterior (figura 36).

Figura 36. Longitud de paso contra: a) densidad espectral de potencia y
b) integral del eje anteroposterior



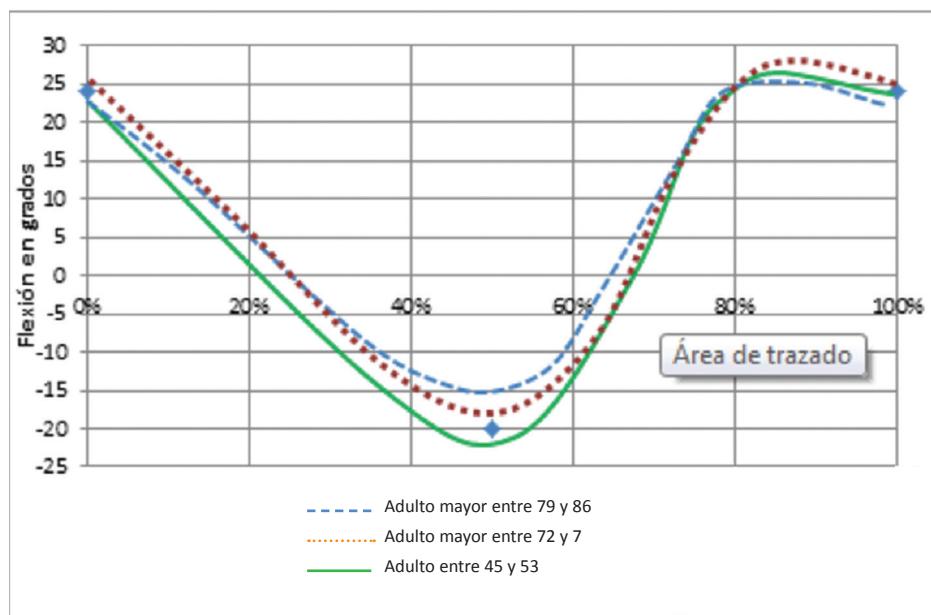
Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

Análisis cinemático de la marcha del adulto mayor en el plano sagital

Cadera

Se observó que la flexión y extensión de cadera, en el adulto mayor, disminuye en relación con la del adulto. Los adultos entre 72 y 75 años presentaron una reducción de casi 3° de flexión, mientras que en apoyo doble la reducción de movimiento de extensión fue de 5° ; en los adultos de 79 y 86 la diferencia es más notoria, con una reducción de 5° de flexión, mientras que en apoyo doble la reducción de movimiento de extensión fue de 8° (figura 37).

Figura 37. Flexión de la cadera del adulto mayor en un ciclo de marcha

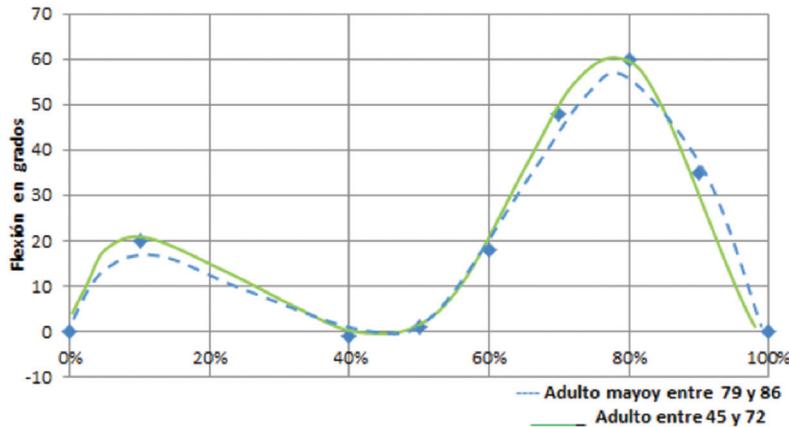


Fuente: elaboración propia.

Rodilla

La movilidad de la rodilla presenta una disminución leve en la flexión en la subfase de contacto de talón y apoyo plantar de 4° y en balanceo medio de 5° (figura 38). También se evidencia una mayor base de sustentación en el adulto mayor.

Figura 38. Flexión de la rodilla del adulto mayor en un ciclo de marcha



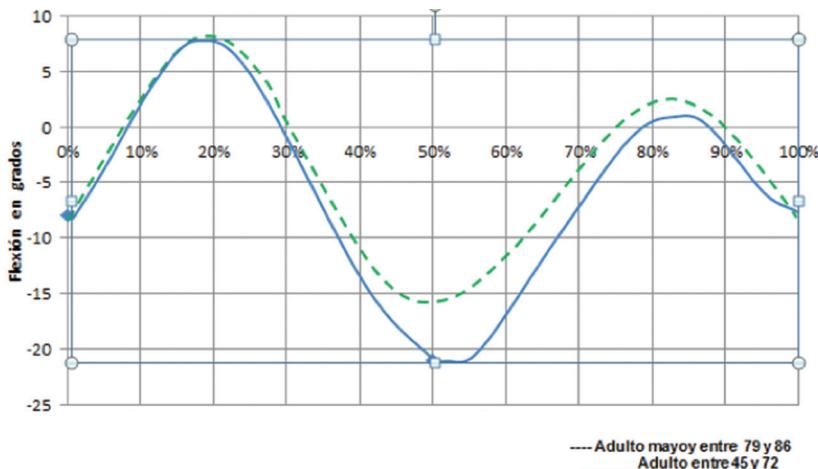
Fuente: elaboración propia.

Tobillo

La flexión del tobillo es menor en el despegue de dedos en casi 8° , esto sucede justo en el apoyo doble, lo que requiere mayor dorsiflexión en la fase de balanceo, esta aumenta con la edad; sin embargo en adultos mayores con debilidad muscular hace la marcha no solo más lenta sino que disminuye la longitud del paso (figura 39).

La disminución de la plantiflexión en la fase de apoyo puede causar mayores caídas al no lograr el impulso necesario para la fase de balanceo, causando que el pie no se despegue lo necesario del piso, lo que puede ocasionar una caída.

Figura 39. Flexión del tobillo del adulto mayor en un ciclo de marcha

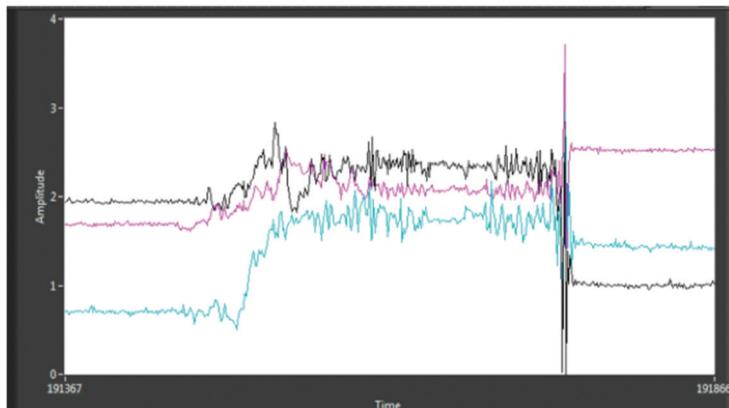


Fuente: elaboración propia.

Detección de caídas

La señal del acelerómetro evaluada cuando ocurre un acontecimiento de caída tiene la forma mostrada en la figura 40. Esto se extrae de la herramienta LabVIEWTM 2011, allí, la señal en negro corresponde al eje X, el azul al eje Y y el purpura al eje Z.

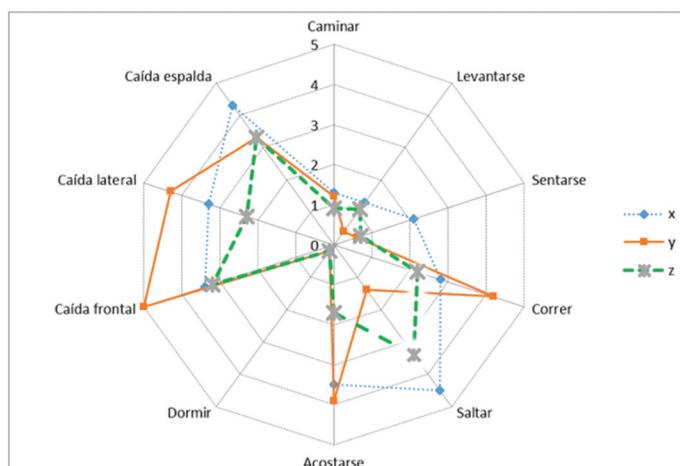
Figura 40. Señal de aceleración en un evento de caída



Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

La variación de la energía se calcula a partir de la señal de aceleración con el fin de parametrizar las actividades cotidianas y poder diferenciarlas de una caída. La figura 41 muestra la variación de energía de un evento de caída al tomar diez muestras en cada uno de los ejes.

Figura 41. Variación de la energía de un evento de caída frontal



Fuente: elaboración propia.

Se obtuvo el pico máximo de la variación de energía para cada uno de los sujetos. Luego se promediaron los resultados de diez personas en función de cada eje, añadiendo su respectiva desviación estándar. Esto y el cambio de orientación se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Parámetros considerados en el algoritmo de detección de caídas
(delta de energía y cambio de orientación)

Actividad	Promedio del pico de voltaje de la variación de energía (1/V)						Cambio de orientación
	X	$\sigma(x)$	Y	$\sigma(y)$	Z	$\sigma(z)$	
Caminar en línea recta	1,3	0,3	1,2	0,3	0,9	0,2	No presenta
Levantarse	1,3	0,9	0,4	0,1	1,1	0,4	No presenta
Sentarse	2,1	0,6	0,6	0,3	0,7	0,4	No presenta
Correr en línea recta	2,8	1,2	4,2	1,1	2,2	0,6	No presenta
Saltar	4,5	1,2	1,4	0,6	3,4	1	No presenta
Acostarse	3,5	0,6	3,9	0,9	1,7	0,3	Dependiente
Dormir	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	Presenta
Caída Frontal	3,4	1,2	5	1,4	3,2	1,3	Presenta
Caída Lateral	3,3	1,4	4,3	1,6	2,3	0,6	Presenta
Caída de espalda	4,3	1,9	3,3	1,2	3,3	1,5	Presenta

Fuente: Corredor, Castro y Camargo (2013).

Tras seguir el protocolo planteado para detección de caídas, se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 4.

Tabla 4. Resultados obtenidos en detección de caídas.

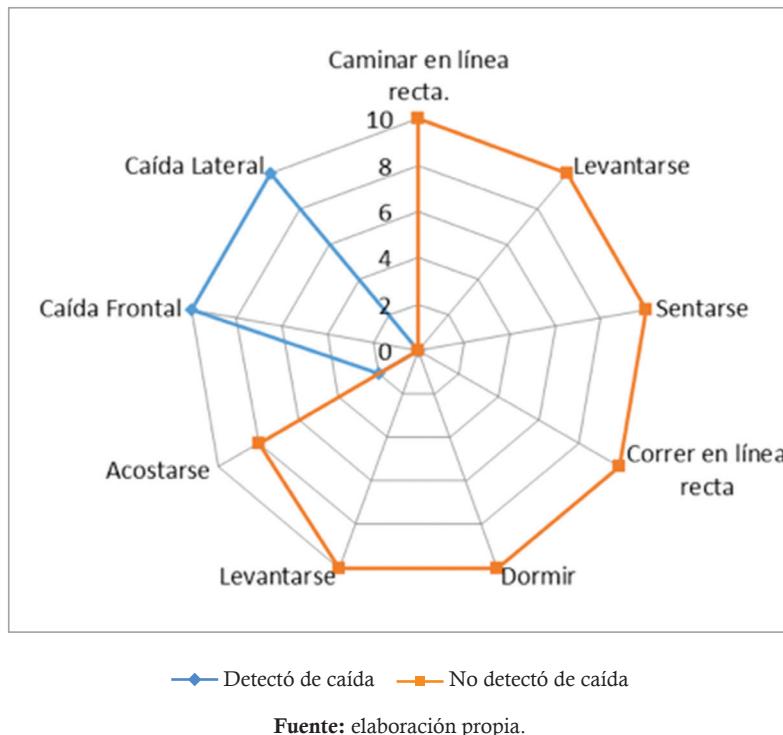
	Detectó caída	No detectó caída
Caminar en línea recta.	0	10
Levantarse	0	10
Sentarse	0	10
Correr en línea recta	0	10
Dormir	0	10
Levantarse	0	10
Acostarse	2	8
Caída Frontal	10	0
Caída Lateral	10	0
Caída de Espalda	10	0

Fuente: Ducroquet y Ducroquet (1972).

Aunque el promedio del pico de la variación de la energía en actividades como saltar, correr y caerse son indistinguibles, es posible determinar el tipo de movimiento al evaluar el pico de energía en cada uno de los ejes. Esto se evidencia, ya que el cambio de energía máxima cuando un individuo está corriendo se da en el eje Y, mientras se

produce el salto de los ejes Y y Z y en un evento de caída de todos los tres ejes (figura 42). Se muestra una confiabilidad para realizar la detección de caídas en el 95 % de los casos.

Figura 42. Variación de la energía de un evento de caída frontal



Conclusiones

Se encontró que la acción de acostarse, dependiendo de la velocidad y fuerza con que se haga, puede generar falsas alarmas.

La flexión de cadera, rodilla y tobillo se ve disminuida conforme a la edad. Algunos estudios lo relacionan con la debilidad muscular y problemas de osteoartrosis, estos últimos generalmente asociados al género femenino.

Las variables medidas se compararon con parámetros típicos de la marcha de adultos mayores y se encontraron correlaciones de 0.977, 0.9654 y 0.9721 entre la velocidad promedio de la marcha de 6 adultos mayores y su densidad espectral de potencia, integral en el eje vertical e integral en el eje anteroposterior del sujeto, respectivamente

Referencias

Arvidsson, D., Slinde, F. y Larsson, S. (2009). Energy cost in children assessed by multisensor activity monitors. *Medicine and Science Sport Exercise*, 41(3), 603-611.

Benedetti, M., Di Giola, A., Conti, L., Berti, L. *et al.* (2009). Physical activity monitoring in obese people in the real life environment. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6, 1-9.

Bloem, B., Steijns J. y Smits, B. (2003). An update on falls. *Current Opinion Neurology* 16(1), 15-26.

Bourke, A.; O'Brien, J. y Lyons, G. (2007). Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm. *Gait Posture*, 26(2), 194-199. Recuperado de <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001895>

Brignell, J. y White, N. (1996). *Intelligent Sensor Systems* (2da. Ed.). Bristol: IOP.

Camargo, C., Garzón, G. y Camacho, P. (2016). Sistema portátil de captura de movimiento para el análisis cinemático de la marcha humana. *Tecnura*, 16(34), 67-83.

Camargo, E., Garzón, E. y Camargo, L. (2013). *Sistema portátil para análisis cinemático de la marcha*. Bogotá, D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Camargo, L., Camargo, E. y Garzón, E. (2015). *Sistema para el análisis de la presión plantar*. Bogota, D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Comisión Económica para América y el Caribe (CEPAL) (2014). *Las personas mayores en América Latina y el Caribe*. Recuperado de <http://www.cepal.org/celade/envejecimiento/>

Cornelius, T. (Ed.) (2006). *MEMS/NEMS; Micro electro mechanical systems/Nano electro mechanical systems*. Los Angeles: University of California.

Corredor, J., Castro, C. y Camargo, H. (2013). *Diseño e implementación de un prototipo para la detección de caídas y modificaciones en la marcha de adultos mayores*. (s.d).

Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) (2009). *Estudios postcensales 7. Proyecciones nacionales y departamentales de población 2005-2020*. Bogotá: autor.

Degen, T., Jaeckel, H., Rufer, M. y Wyss, S. (2003). SPEEDY: a fall detector in a wrist watch. *Seventh IEEE Int Symp Wearable Comput 2003 Proceedings*, 184-187. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1241410>

Doebelin, E. (1998). *System dynamics: modeling, analysis, simulation, design*. Nueva York: Marcel Dekker Inc.

Doebelin, E. (2010). *Instrumentation design studies*. Boca Ratón: CRC Press.

Doughty, K., Lewis, R. y McIntosh, A. (2000). The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 6, Suppl 1, 150-154.

Ducroquet, R. y Ducroquet, J. (1972). *Marcha normal y patológica*. Barcelona: Toray-Masson SAB.

Estudillo-Valderrama, M., Roa, L., Reina-Tosina, J., Naranjo-Hernández, D. (2009). Design and implementation of a distributed fall detection system #x2014; personal server. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 13(6), 874-881. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org.proxy.library.vanderbilt.edu/ielx5/4233/5300653/05256134.pdf?tp=&arnumber=5256134&isnumber=5300653>

Fondo de Población de Naciones Unidas (UNFPA) y HelpAge International. (2002). *Envejecimiento en el siglo XXI: Una celebración y un desafío*. Nueva York y Londres: Fondo de Población de Naciones Unidas.

Foster, R., Lanningham-Foster, L., Manohar, C., McCrady, S. et al. (2005). Precision and accuracy of an ankle-worn accelerometer-based pedometer in step counting and energy expenditure. *American Journal of Preventive Medicine. Prev Med (Baltim)*, 41(3-4), 778-783.

Fraden, J. (2010). *Handbook of modern sensors. Physics, designs, and applications* (4ta. Ed.). Nueva York: Springer.

Gibson, M., Andres, R., Kennedy, T., Coppard, L. y Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. (1987). The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Danish Medical Bulletin*, Suppl 4, 1-24.

Grant, P., Dall, P., Mitchell, S. y Granat, M. (2008). Activity-monitor accuracy in measuring step number and cadence in community-dwelling older adults. *Journal of Aging Physical Activity*, 16(2), 201-214.

Gumiel, A. (1961). Principios básicos para la prevención de accidentes. *Salud Pública*, 2(5), 17-20.

Hageman, H. (1995). Gait characteristics of healthy elderly: A literature review. *Issues on Aging*, 18, 14-18.

Halter, J. B. (1990). *Hazzard's Principles of geriatric medicine and gerontology* (4ta. Ed.). McGraw-Hill.

Hazzard, W. R. y Halter, J. B. (2009). *Hazzard's geriatric medicine and gerontology*. Nueva York: McGraw-Hill.

Hicks, J., Schwartz, M. y Delp, S. (2009). Modeling and simulation of normal and pathological gait. En *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy* (pp. 285-306). Hoboken: John Wiley & Sons.

Huddleston, J., Alaiti, A., Goldvasser, D., Scarborough, D. et al. (2006). Ambulatory measurement of knee motion and physical activity: *preliminary evaluation of a smart activity monitor*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13, 1-10.

Huidobro, J. (2006). ZigBee: ¿el nuevo competidor de Bluetooth? *Comunicaciones World*, 207, 52-53.

Jahn, K., Zwergal, A. y Schniepp, R. (2010). Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Deutsches Ärzteblatt International*, 107(17), 306-316.

Karabulut, M., Crouter, S. y Bassett, D. (2005). Comparison of two waist-mounted and two ankle-mounted electronic pedometers. *European Journal of Applied Physiology*, 95(4), 335-343.

Kelly, E.; Brownsell, S. y Hawley, M. (2003). *Falls and telecare evaluation. Assistive technology – shaping the future*. (s.d.): IOS Press.

Kron, M., Loy, S., Sturm, E., Nikolaus, T. y Becker C. (2003). Risk Indicators for Falls in Institutionalized Frail Elderly. *Epidemiology*, 158(7), 645-653. Recuperado de <http://aje.oxfordjournals.org/content/158/7/645.abstract>

Kuo, Y., Culhane, K., Thomason, P., Tirosh, O. y Baker, R. (2009). Measuring distance walked and step count in children with cerebral palsy: An evaluation of two portable activity monitors. *Gait Posture*, 29(2), 304-10.

Lelièvre, J. (1993). *Patología del pie*. Barcelona: Masson.

Lord, S., Sherrington, C. y Menz, H. (2001). *Falls in the older people risk factor and strategies of prevention*. USA: Press Syndicate of the University of Cambridge.

Maki, B. (1997). Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear? *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313-20. Recuperado de <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x>

Mary, E., Tinetti, T. y Franklin, W. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *American Journal of Medicine*, 80, 429-434.

Montoya, A. (2007). Las caídas y fracturas de cadera en el adulto mayor (revisión bibliográfica). *Epidemiología*, (581), 199-202.

Núñez-Samper, M. y Lanos-Alcázar, L. (1997). *Biomecánica, Medicina y Cirugía del pie*. Barcelona: Masson.

Ogata, K. (2004). *System dynamics*. (s.l.): Pearson.

Ogata, K. (2010). *Ingeniería de control moderna*. México, D. F.: Pearson.

Ostir, G., Berges, I., Ottenbacher, K., Fisher, S. (2015). Gait speed and dismobility in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(9), 1641-1645. DOI: <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.05.017>

Pallas-Areny, R. y Webster J. (1991). *Sensors and Signal Conditioning*. New York: John Wiley & Sons.

Polinder, S., Meerding, W., van Baar, M.; Toet, H. et al. (2005). Cost Estimation of Injury-Related Hospital Admissions in 10 European Countries. *Journal of Trauma Injury Infection and Critical Care*, 59(6), 1283-1291. Recuperado de <http://www.sciencedirect.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-33646178083&partnerID=tZOTx3y1>

Prado, M., Roa, L. y Reina-Tosina, J. (2006). Viability study of a personalized and adaptive knowledge-generation telehealthcare system for nephrology (NEFRO-TEL). *International Journal of Medical Informatics*, 75(9), 646-657.

Roudsari, B., Ebel, B., Corso, P., Molinari, N. y Koepsell, T. (2005). The acute medical care costs of fall-related injuries among the U.S. older adults. *Injury*, 36(11), 1316-1322. Recuperado de <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020138305001749>

Rubenstein, L. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*, 35(suppl 2), ii37-ii41. Recuperado de http://ageing.oxfordjournals.org/content/35/suppl_2/ii37.abstract

Ryan, C., Grant, P. y Tigbe, W. (2006). The validity and reliability of a novel activity monitor as a measure of walking. En *British Journal of Sports Medicine*, 40(9), 779-784.

San Gil, S. (1991). *Ánalisis dinámico de la marcha. Estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. Influencia de los distintos calzados* (Tesis doctoral). Universidad de Alcalá de Henares, España.

Sánchez-Lacuesta, J. (1993). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia, Martín Impresores.

Sanz, C. (2001). *Cinesiología de la marcha humana normal*. Zaragoza: Universidad de Zaragoza.

Seibel, M. (1994). *Función del pie*. (s.d): Ortocén, S.A.

Simon, S. (2004). Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. En *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1869-1880.

Storti, K., Pettee, K., Brach, J., Talkowsk, J. et al. (2008). Gait speed and step-count monitor accuracy in community-dwelling older adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(1), 59-64.

Sudarsky, L. (2001). Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology. *Advances in Neurology*, 87, 111-117.

Taylor, H. (1997). *Data Acquisition for Sensor Systems*. London: Chapman and Hall.

Tinetti, M., Speechley, M. y Ginter, S. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319, 1701-1707.

Todd, C. y Skelton, D. (2004). *What are the main risk factors for falls amongst older people and what are the most effective interventions to prevent these falls?* World Health. Recuperado de <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:What+are+the+main+risk+factors+for+falls+amongst+older+people+and+what+are+the+most+effective+interventions+to+prevent+these+falls+?#0>

Vázquez, S. (2002). Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga (Tesis doctoral). Universidad Complutense de Madrid, Madrid. Recuperado de <http://eprints.ucm.es/4401/1/med3.pdf>

Verghese, J., Levalley, A., Hall, C., Katz, M. (2006). Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. En *Journal of the American Geriatrics Society*, 54, 255-261.

Viladot, A. (1989). *Quince lecciones sobre patología del pie*. Barcelona: Masson, Springer Science & Business Media.

Vlasic, D., Adelsberger, R., Vannucci, G., Barnwell, J., et al. (2007). Practical motion capture in everyday surroundings. *ACM Transactions on Graphics*, 26(3), 35.

Webster, J. (1998). *The measurement, instrumentation and sensors handbook*. Boca Ratón: CRC.

Webster, J. (Ed.), (1999). *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*. Boca Ratón: CRC/IEEE Press.

Wilson J. (2005). *Sensor technology handbook*. (s. 1.). Newnes and Elsevier.

Woollacott, M. y Tang, P. (1997). Balance control during walking in the older adult: Research and its implications. *Physical Therapy*, 77(6), 646-660.

Autores

LUZ HELENA CAMARGO CASALLAS

Licenciada en Biología y especialista en Bioingeniería de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Magíster en Ingeniería Biomédica de la Universidad Nacional; cursa estudios de Doctorado en Ingeniería. Docente adscrita a la Facultad de Ingeniería de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, directora del Grupo de investigación Ingeniería y Nanotecnología para la Vida (INVID).

HUGO LIBARDO AYA BAQUERO

Físico y magíster en Física y Matemáticas de la Universidad Estatal de Kishinev, Moldavia, magíster en Ingeniería Eléctrica de la Universidad de los Andes. Docente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, adscrito a la Facultad de Ingeniería de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, investigador del grupo de investigación Ingeniería y Nanotecnología para la Vida (INVID).

ESPERANZA CAMARGO CASALLAS

Ingeniera en Control Electrónico e Instrumentación, especialista en Instrumentación Electrónica, Doctora en Ingeniería. Docente de la Universidad Distrital, adscrita al Proyecto Curricular de Tecnología Electrónica y directora del Grupo de investigación Sistemas Digitales Inteligentes (DIGITI) de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.



Este libro se
terminó de imprimir
en septiembre de 2017
en la Editorial UD
Bogotá, Colombia