

Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica. Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores

Functional capacity evaluation in a clinical and ambulatory setting: new challenges of accelerometry to assessment balance and muscle power in aging population

M. Izquierdo¹, A. Martínez-Ramírez², J.L. Larrión³, M. Irujo-Espinosa², M. Gómez²

RESUMEN

Dentro de cualquier población de individuos mayores de 65 años, una proporción sustancial (entre el 6% y el 25%) sufre diferentes síntomas del síndrome de fragilidad. A pesar de la complejidad del término fragilidad y de las imprecisiones en cuanto a su definición existe un consenso sobre sus síntomas y signos. Las personas que poseen este síndrome presentan pérdidas de fuerza muscular, fatiga, disminución de la actividad física, con un aumento del riesgo de padecer anorexia-pérdida de peso, delirium, hospitalización, declive funcional, deterioro cognitivo, mortalidad, ingreso en residencias, caídas e inestabilidad.

Bajo este contexto, surge la necesidad de desarrollar tests que sean capaces de predecir de la forma más precoz posible la fragilidad y la discapacidad. La acelerometría es una herramienta adecuada para la monitorización de movimientos humanos de una forma objetiva y fiable, aplicable en la vida diaria de los sujetos sin implicar grandes costes. Los acelerómetros están siendo utilizados en la monitorización de diferentes movimientos. Se pueden obtener una amplia abanico de medidas como: clasificación de movimientos, valoración del nivel de actividad física, estimación del gasto de energía metabólica, medida del equilibrio, ritmo de marcha y control al levantarse-sentarse. Combinando la acelerometría con giróscopos y magnetómetros se podrá añadir información relacionada con la orientación y los cambios de posición. Esta revisión analiza las herramientas y tecnologías existentes que puedan llegar a detectar de manera precoz posibles signos y síntomas de la fragilidad y permitan a los individuos vivir autónomamente de forma más prolongada y en condiciones de mayor seguridad.

Palabras clave. Fragilidad. Acelerometría. Monitorización. Movimiento humano.

ABSTRACT

If we consider a population of free-living individuals, who are 65 years old and even older, a substantial proportion (in the range of 6% to 25%) suffers from many of the elements of the syndrome of frailty. Although the syndrome is complex and still lacks a standard definition, there is a growing consensus about its signs and symptoms. Patients who are afflicted with frailty typically exhibit losses of muscle strength, fatigue easily, are physically inactive, with an increased risk (and fear) of falling, have undergone a recent, unintentional loss of weight, experience impaired cognition and depression, all of which is frequently complicated by a variety of coexistent illnesses. In this context, functional tests to predict disability and frailty are needed. Accelerometry offers a practical and low cost method of objectively monitoring human movements, and has particular applicability to the monitoring of disability in an aging population. Accelerometers have been used to monitor a range of different movements, including gait, sit to stand transfers and postural sway. This review focuses on methodological concepts in the evaluation of skeletal muscle function and monitoring systems (accelerometers and gyroscopes) in each of these areas. An integrated approach is described in which a combination of accelerometry and gyroscopy can be used to monitor a range of different parameters (muscle power, gait and balance) in an aging population in a clinical or out-patient setting.

Key words. Aging. Frailty. Accelerometers. Gyroscopes. Monitoring.

An. Sist. Sanit. Navar. 2008; 31 (2): 159-170.

1. Centro de Estudios, Investigación y Medicina del Deporte. Gobierno de Navarra.
2. Universidad Pública de Navarra. Pamplona.
3. Hospital de Navarra. Servicio de Geriátria. Pamplona.

Aceptación provisional el 21 de abril de 2008

Aceptación definitiva el 20 de mayo de 2008

Correspondencia:

Mikel Izquierdo
Centro de Estudios, Investigación y Medicina del Deporte
Gobierno de Navarra
C/ Sangüesa 34
31005 Pamplona
e-mail: mikel.izquierdo@ceimd.org

ENVEJECIMIENTO, FRAGILIDAD Y CAPACIDAD FUNCIONAL

El interés sobre el envejecimiento ha crecido exponencialmente en las últimas décadas. Alguno de sus aspectos, como la discapacidad y la fragilidad de los diferentes tejidos del cuerpo, se han convertido en centro de atención de la investigación básica, clínica y poblacional^{1,2}. Uno de sus mayores desafíos actuales consiste en encontrar parámetros para discriminar los sujetos vulnerables o no vulnerables³.

A pesar de las imprecisiones en cuanto a la definición, biología, causas y diagnóstico de la fragilidad⁴, existen varias certezas intuitivas, como son:

- Está asociada con un aumento de los resultados adversos como caídas, anorexia-pérdida de peso, delirium, declive funcional, deterioro cognitivo, etc.
- Se ven afectados múltiples órganos, apareciendo la consecuente inestabilidad, así como atrofas o cambios que se producen en el tiempo⁵.

Así, cada vez resulta más evidente la necesidad de desarrollar pruebas que contengan la suficiente capacidad, tanto para predecir como para detectar, de la manera más precoz posible, el conjunto de sujetos que se encuentren en el grupo de mayor riesgo de padecer dicha fragilidad⁶.

Aunque se desconocen los mecanismos básicos relacionados con la fragilidad, asociado a este concepto aparece un estado de reserva fisiológica disminuida. Este hecho implica una mayor vulnerabilidad⁷, que se manifiesta inicialmente ante situaciones que conllevan mayor esfuerzo tanto físico como psíquico y en la que los órganos afectados se sitúan en el sistema muscular y en el sistema neuro-inmuno-endocrino⁸. La pérdida de masa y cualidades musculares, especialmente la potencia muscular, que acontece con el envejecimiento está directamente relacionada con una reducción en la movilidad y en la capacidad para llevar a cabo las denominadas actividades de la vida diaria (AVD)^{9,10}.

Sin embargo, las relaciones entre parámetros de fuerza y capacidad en AVD no son lineales¹³. Así, para tratar de explicar la génesis de la discapacidad y de la fragili-

dad, es necesario realizar mediciones específicas de datos de atributos musculares como, por ejemplo, la fuerza y la potencia muscular.

Estas nuevas medidas se denominan medidas de rendimiento funcional y tratan de evaluar el rendimiento de lo que Verbrouge denomina limitaciones funcionales. Así mismo, representan una primera aproximación para distinguir entre impedimento y discapacidad¹⁴. También han sido ampliamente utilizadas en estudios clínicos y epidemiológicos en base a que, incluso leves decrecimientos en el rendimiento muscular, se asocian con pérdida de independencia y con sus consecuentes costos sanitarios y sociales¹⁵.

Dentro de las citadas medidas, ocupan un lugar destacado aquellas relacionadas con la movilidad ya que se ha demostrado que los resultados de sencillos tests cuantitativos (velocidad de marcha, tiempo invertido en levantarse de una silla, tiempo de estancia en una pierna, Romberg progresivo o tiempo de un giro completo) se pueden relacionar directamente con la funcionalidad cotidiana¹⁶. Además, sirven para predecir caídas, discapacidades, deterioro funcional, etc.¹⁷⁻¹⁹.

De lo anteriormente expuesto, se deduce que este tipo de pruebas resultan útiles para predecir fragilidad^{6,9}, lo cuál no es extraño si atendemos a los fundamentos fisiológicos de la movilidad. Por ejemplo, el equilibrio y la marcha dependen de la fuerza en los grandes grupos musculares de las extremidades inferiores, que representan el grado de sarcopenia del individuo. También precisan puntualmente de potencia muscular, un atributo que declina más rápidamente que la fuerza con el envejecimiento^{20,22} y necesitan elementos que reflejan funcionalidad del sistema nervioso, como órganos de los sentidos, sistema nervioso periférico y sistema nervioso central (SNC), con sus aspectos motores, de integración y de coordinación⁶.

Quizás por ello, medidas de rendimiento en estos test sencillos, han mostrado poseer capacidad para prever patologías no relacionadas con las extremidades inferiores, como delirium, incontinencia urinaria o caídas²³. De la misma manera, se ha

encontrado que diversos patrones de alteraciones en la marcha predicen, en sujetos sin demencia, el inicio de demencia no-Alzheimer²⁴. En estos casos, la presencia de signos extrapiramidales, entre los que se encuentran alteraciones en el equilibrio y marcha, representa un parámetro del deterioro funcional y de la progresión a demencia en sujetos con deterioro cognitivo leve²⁵⁻²⁶.

Las relaciones antes descritas entre rendimiento en la movilidad y enfermedades que afectan o se asientan prioritariamente en el sistema nervioso central plantean la cuestión de cuáles son sus mecanismos subyacentes. Las últimas líneas de investigación sitúan a las lesiones periventriculares y subcorticales del SNC como la génesis última y nexo de unión entre movilidad y síndromes geriátricos. Así, alteraciones en los circuitos córtico-subcorticales resultantes de esas lesiones afectarían a la movilidad, a la función ejecutiva, a los sistemas implicados en la motivación y a los altos centros del control de la micción. Además se sugiere que, las alteraciones en el equilibrio y en la marcha pudieran ser más precoces que las consecuencias a nivel cognitivo, afectivo o de otra índole, relacionadas con ellas. Por tanto, si se dispusiese de medidas más apropiadas de movilidad, se podrían detectar estadios preclínicos del resto de alteraciones²⁷.

Así, surge la necesidad de obtener medidas cuantitativas, estandarizadas y comparables transcultural y transnacionalmente y aplicables a nivel clínico y poblacional. Sin embargo, los tests sencillos de equilibrio y de marcha hasta ahora considerados, al margen de su enorme utilidad, presentan algunos problemas²⁸ como:

- Poseen efecto techo: su capacidad para inferir una posible patología se ve amenazada en ancianos cuyo rendimiento es superior a la media, los cuales constituyen más de la mitad de la población mayor.
- No se encuentran lo suficientemente estandarizados como para realizar aún comparación entre diferentes estudios.

- Algunas escalas de calidad de marcha son cualitativas, con componente subjetivo importante.
- Posiblemente, tras varios años de utilización, hayan alcanzado sus máximas prestaciones.

La solución a todos estos problemas reside en los tests de alto techo o de alta tecnología, como la posturografía mediante plataformas de fuerza o las técnicas de fotogrametría, análisis cinemático y cinético y electromiografía. Estas técnicas de registro pertenecen más al campo de la investigación que al de la práctica, pero tienen el fundamento y ventaja de una mayor sensibilidad y capacidad de discriminación. Mediante ellas, se ha podido comprender mejor las diferencias en el equilibrio y en la marcha entre grupos de distintas edades¹⁵, o las relaciones con atrofia cerebral y rendimiento cognitivo²⁹.

La mayor parte los citados test presentan algunos inconvenientes como: coste económico elevado, tiempo de análisis demasiado largo, utilización restringida a un laboratorio específico, complejidad de montaje necesitando un gran volumen, necesidad de personal cualificado para realizar el análisis. Además, la información obtenida depende de la memoria del paciente y/o de la observación subjetiva del entrevistador. Pero la mayor limitación se debe a que se realizan en condiciones distintas a la vida corriente del sujeto, lo cual no permite obtener unos datos reales.

Como consecuencia, los estudios que utilizan estos tests contienen relativamente bajo número de sujetos, quedan constreñidos a patologías específicas y no son utilizados prospectivamente. Esto impide poder utilizarlos como herramienta para predecir y relacionar los hallazgos con otras variables implicadas en el proceso del envejecimiento y de sus consecuencias.

Intuitivamente, el sistema ideal de medida debería poseer dos características: aportar información de alto techo y poder ser utilizado tanto en la clínica como en el ámbito epidemiológico.

Recientemente, se han incorporado sistemas portátiles de registro basados en la acelerometría, que incorporan varios ace-

lerómetros triaxiales que actúan como múltiples sensores para medir aceleraciones gravitacionales e inerciales, aplicables al estudio del movimiento³⁰⁻³². Estos sistemas, que podrían ser considerados de alto techo en base a la calidad de la información proporcionada, han supuesto un gran avance, al posibilitar estudios fuera del laboratorio. Sin embargo, presentan algunos graves inconvenientes:

- No miden velocidades angulares ni posiciones y desplazamientos angulares en los tres ejes del espacio, lo que limita significativamente sus posibilidades para el análisis del movimiento.
- Utilizan tarjetas de memoria, lo que impide la contemplación de los datos en tiempo real.
- Pesan aproximadamente 500 gramos, pudiendo considerarse como excesivo. La superación de estos inconvenientes los convertiría en la técnica cuasi-ideal para el estudio de las alteraciones en el equilibrio y en la marcha.

En los últimos años el avance tecnológico ha permitido integrar el uso de acelerómetros, magnetómetros e inclinómetros en un solo dispositivo de bajo peso y tamaño. Así se han superado las anteriores limitaciones y ha hecho que sea aplicable al ámbito clínico y domiciliario, con su consecuente potencial de utilización en estudios poblacionales longitudinales, observacionales o de intervención. El análisis y validación de un sistema que reúna estas cualidades solventaría problemas por todos reseñados^{3,6,15,26,28} y, abriría posibilidades hasta ahora desconocidas.

Especialmente reciente es la incorporación a este conjunto de herramientas del uso de acelerómetros con respuesta tridimensional. Estos aparatos se convierten en una fuente ideal de información ya que detectan simultáneamente la posición espacial y el cambio de velocidad.

En el presente trabajo se analizan las prestaciones de utilización en un solo dispositivo de los acelerómetros, magnetómetros y giróscopos para su aplicación en la monitorización y medida de diversos parámetros de rendimiento funcional como la marcha, levantarse y sentarse de

una silla o la capacidad de equilibrio. Para la revisión de la literatura, los criterios de búsqueda bibliográfica se han basado en la utilización de las siguientes palabras clave en inglés: *aging, frailty, disability, mobility assessment, accelerometers, gyroscopes*. Estas palabras fueron introducidas en la base de datos MedLine (1970-2007). Se seleccionaron los estudios en los que se aplicaba el uso de diferentes medidores inerciales a las llamadas medidas de rendimiento funcional. Se excluyeron los estudios con diseños de series de casos sin un grupo a comparar y las comunicaciones a congresos.

ACELERÓMETROS Y GIRÓSCOPOS APLICADOS A LA MONITORIZACIÓN DEL MOVIMIENTO HUMANO

Los acelerómetros son sensores inerciales que basan su funcionamiento en la Ley Fundamental de la Dinámica o Segunda Ley de Newton. Proporcionan una medida de la segunda derivada de la posición. Esta medida se obtiene a partir de la fuerza de inercia que sufre una masa dispuesta convenientemente. Existen diversos tipos dependiendo de la naturaleza del transductor, como mecánicos, capacitivos, piezoeléctricos y piezoresistivos.

Por su parte los giróscopos miden la velocidad angular de rotación, o cómo de rápido gira un objeto sobre sí mismo. Existen diversos tipos de giróscopos, cada uno de los cuales está regido por principios físicos diferentes mecánicos, ópticos y electrónicos.

Gracias a la micromecanización se dispone de microsensores o sensores miniaturizados, frecuentemente fabricados en tecnologías estándar de integración de circuitos (o bien en versiones ligeramente modificadas de estas tecnologías), que integran acelerómetros y giróscopos.

Estos dispositivos llamados unidades inerciales (IMU) implementan internamente tres ejes ortogonales sobre los cuales se montan los sensores de manera que a cada eje se le asigna un acelerómetro y un giroscopio. Así, se tiene un sistema de referencia ortogonal y la información suministrada por una IMU es la aceleración lineal y la velocidad angular correspondientes a cada

uno de los ejes del sistema con el correspondiente valor de tiempo común para estos seis valores. Pueden incluir junto con éstos, los circuitos electrónicos asociados para el acondicionamiento y procesamiento de la señal generada por el sensor, así como algoritmos en los que se combinan las mediciones de la aceleración y la velocidad angular para obtener valores precisos de la orientación del dispositivo.

En el cuerpo humano existen muchos movimientos que se pueden medir; dependiendo del objetivo del estudio se colocarán un número de acelerómetros en una posición concreta. Por ejemplo, para la medida del movimiento de la pierna durante la marcha se coloca un acelerómetro en el muslo o tobillo en el segmento corporal que se quiere estudiar³³⁻³⁵. También existen estudios cuyo objeto hace referencia al cuerpo humano completo y, en ese caso se coloca un acelerómetro triaxial cerca del centro de masas, en la pelvis, consiguiendo así información muy útil e interesante³⁶⁻³⁸. Éste es el modelo que se sigue en el estudio que se ha realizado.

Además de las aceleraciones relativas al movimiento objeto de estudio, otras, como las debidas a movimientos relativos de los tejidos blandos o vibraciones impuestas (ej. viaje en un vehículo con motor), pueden ser detectadas por el sensor. Para evitar errores en las conclusiones de un estudio, dichas aceleraciones deben ser identificadas y minimizadas con filtros adecuados y colocando el sensor en otra posición considerada como correcta. Es conocido que, la mayoría de los movimientos humanos ocurren entre 0,3 y 3,5 Hz³⁹. Por tanto, la mayoría de investigadores usan filtros que cortan la señal entre 0,1 y 0,5 para separar cada componente de la señal estática y la señal debida al movimiento^{36,40,41}.

La amplitud de las aceleraciones registradas en un acelerómetro triaxial, cuando se miden movimientos humanos, varía mucho dependiendo del eje del acelerómetro observado, de la posición de éste sobre el cuerpo y de la actividad desarrollada por el sujeto observado.

En el eje vertical las aceleraciones medidas son mucho más importantes que

en los otros dos ejes, sin ser éstas despreciables^{42,43}. La aceleración aumenta en magnitud de la cabeza a los tobillos. Correr produce las aceleraciones mayores en la dirección vertical de 8,1 -12 g en el tobillo³⁵⁻⁴⁴, hasta 5,0g en la parte lumbar³⁵⁻⁴⁴ y hasta 4,0 en la cabeza⁴⁴. Las aceleraciones del tronco en el eje vertical que se han obtenido durante la marcha abarcan el rango -0,3 a 0,8 g, mientras que en dirección horizontal medido en la zona lumbar el rango va de -0,3 a 0,4 g y de -0,2 a 0,2 en la cabeza⁴⁵.

En cuanto a frecuencia, la mayoría de actividades diarias se realizan en una banda de frecuencia de 0,3-3,5 Hz³⁹. Las frecuencias máximas obtenidas disminuyen del tobillo a la cabeza y son mayores en el eje vertical que en el plano transversal⁴. El 98% de la potencia de aceleración, andando con los pies descalzos, está contenida por debajo de 10Hz y 99% por debajo de 15Hz⁴⁶⁻⁴⁷. Bouten³⁶ concluyó que para la supervisión de actividades físicas diarias los acelerómetros deben medir hasta 12g en general y hasta 6g si se colocan a la altura de la cintura y deben poder medir frecuencias entre 0 y 20Hz.

MEDICIÓN DEL RENDIMIENTO FUNCIONAL

El movimiento del cuerpo humano se monitoriza con distintos objetivos. Los más destacables son tres:

1. Estudio de la marcha como examen clínico.
2. Detección de caídas.
3. Valoración de nivel de autonomía y riesgo de caída de una persona.

Para lograr estos objetivos se analiza y se calculan diversos parámetros a partir de la señal obtenida de los acelerómetros. Se pueden observar en la tabla siguiente qué parámetros son los más adecuados para cada caso de estudio⁴⁸⁻⁵² (Tabla 1).

A continuación, se estudiarán más en profundidad los parámetros considerados más relevantes.

Estudio de la marcha

La marcha humana se puede estudiar a través de diversos parámetros que por

Tabla 1. Parámetros característicos calculados a partir de la acelerometría.

	Velocidad marcha	Balaneo postural	Ratio de variabilidad pasos	Sentado- levantado	Caminar	Actividad diaria
Riesgo de caída	X	X	X			
Nivel funcionalidad Clínica	X	X	X	X	X	X

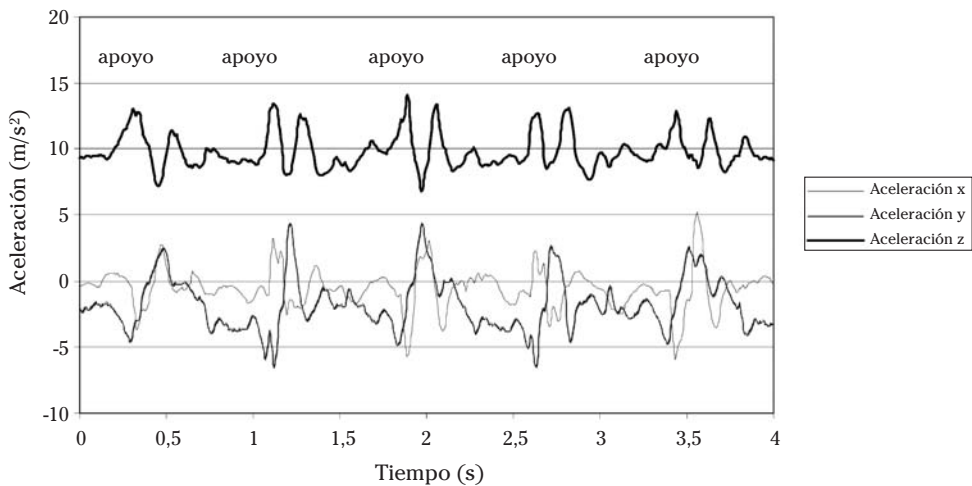


Figura 1. Aceleraciones obtenidas durante unas medidas preliminares con un acelerómetro triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante la marcha.

porcionan diferentes valoraciones. Se pueden medir durante la marcha normal con las aceleraciones de la cintura, muslo o talón parámetros como tiempo de paso, de ciclo y simetría de zancada^{34, 41,53}. La componente vertical de la aceleración del tronco es lo más importante en la evaluación de la marcha⁴⁰⁻⁴¹. Ésta es la componente más sensible a la presencia de trastornos en la marcha, y de la cual se pueden obtener más parámetros del ciclo de la marcha⁵³. Las personas predispuestas a sufrir caídas tienen una variabilidad en el tiempo de zancada, en el de apoyo y en el de balanceo mayor que aquellos que no tiene predisposición a las caídas^{49,52,54}. En la figura 1 se muestra un ejemplo de aceleraciones obtenidas durante unas medidas preliminares con un acelerómetro

triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante la marcha.

Smidt³⁸ definió una medida de la suavidad de la marcha que llamó ratio armónico y resultaba de la suma de los coeficientes de los armónicos pares de la serie de Fourier dividida por la suma de los coeficientes de los armónicos impares. Así, cuanto mayor es el ratio armónico más suave es la marcha. Los investigadores observaron que el ratio armónico es un buen criterio para distinguir patrones sanos de marcha frente a patrones patológicos. Farris⁵⁵ también dio un criterio similar según el cual se puede valorar la simetría de la marcha observando la prominencia de los coeficientes pares de la señal proporcionada por los acelerómetros (Fig. 1). Como se ve en la figura tanto

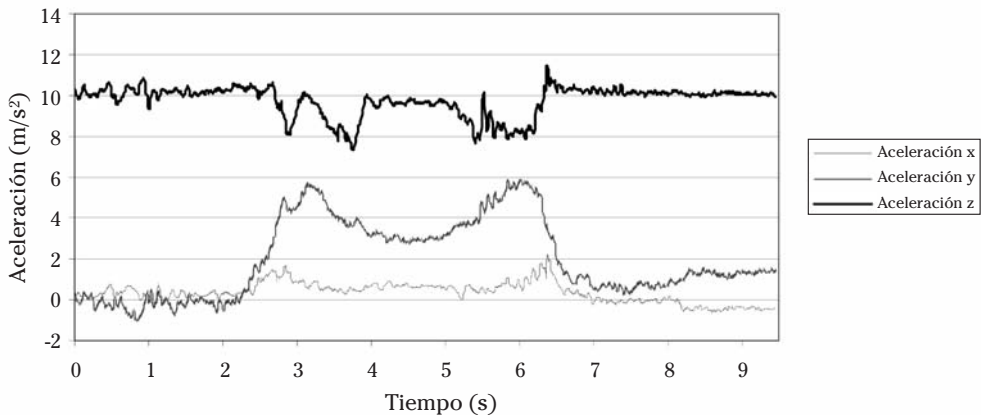


Figura 2 a. Aceleraciones obtenidas durante unas medidas preliminares con un acelerómetro triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante los ejercicios de levantarse de sentado y sentarse.

los máximos en el eje z como en el eje y corresponden con el momento de apoyo de cada pie, en el que la aceleración aumenta, cuando el pie se encuentra en el aire la aceleración disminuye.

Balanceo postural

La estabilidad postural es la habilidad para mantener una postura, cuando no existen limitaciones físicas específicas, sin necesidad de mover la base del apoyo. Esto requiere la compleja integración de la información sensorial del cuerpo, desde la posición del cuerpo relativa a los alrededores, y la habilidad para generar las fuerzas capaces de controlar el movimiento. Las medidas del balanceo postural quieto y en una posición de equilibrio forzada se utilizan para valorar el equilibrio y el riesgo de caída⁵².

La amplitud y la frecuencia de la señal son parámetros importantes para la valoración del balanceo postural. Amplitudes grandes y frecuencias altas son síntoma de inestabilidad en el individuo⁴⁸⁻⁵¹. Se ha postulado que el contenido armónico de la señal del balanceo postural contiene infor-

mación referente a la disminución del control del balanceo debida a la edad y patologías relacionadas con el control del equilibrio⁵⁶. La muestra espectral del balanceo, obtenida con plataformas de fuerzas, resulta útil para diferenciar diversas condiciones patológicas. Así, se han propuesto valoraciones cuantitativas del balanceo para detectar trastornos sutiles o idiopáticos que indiquen riesgo de caída⁵¹.

El tradicional test del balanceo postural requiere preparación previa y un observador externo. Esto implica que no se puede evaluar observando la actividad diaria o usando una monitorización continua. Así, la acelerometría constituye un método fiable para la medida del equilibrio en la marcha y de pie⁵⁷. La señal obtenida de un acelerómetro situado en el sacro puede utilizarse para distinguir entre diferentes condiciones de equilibrio incluyendo de pie sobre suelo firme y blando, pies juntos o separados y ojos abiertos y cerrados^{51,54,58}. Los valores obtenidos mediante el test sin movimiento con los ojos cerrados pueden utilizarse para distinguir entre personas mayores sanas y predisuestas a las caídas idiopáticas⁵⁴.

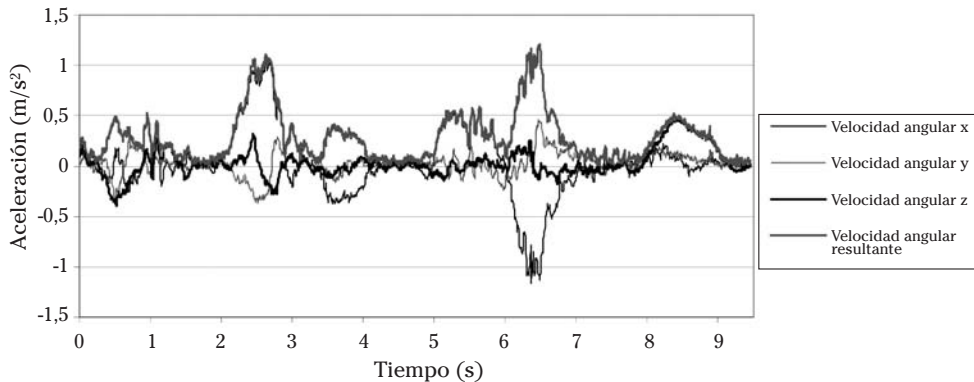


Figura 2 b. Velocidades angulares obtenidas durante unas medidas preliminares con un goniómetro triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante los ejercicios de levantarse de sentado y sentarse.

Movimiento de sentarse y levantarse

La capacidad de levantarse de una silla es vital para el desarrollo de una vida en autonomía. Es la tarea que requiere el mayor esfuerzo mecánico dentro de las actividades cotidianas^{44,59} y es un prerrequisito para poder caminar⁶⁰. La capacidad de sentarse de forma controlada posee igual importancia.

Diversos estudios con acelerómetros han examinado las actividades de levantarse y sentarse. Estas actividades pueden ser incluidas como periodos de actividad⁴² y pueden ser clasificadas e identificadas por reconocimiento de las posturas previas y posteriores como estar sentado y levantado³³⁻⁴⁰. Un estudio preliminar encontró una correlación [$r=0,537$] entre las aceleraciones medidas mediante un acelerómetro colocado en la cintura durante la actividad de levantarse y sentarse y el riesgo de caída en 37 sujetos mayores⁶¹. En la figura 2a se muestra un ejemplo de aceleraciones y cambios en las velocidades angulares obtenidas durante unas medidas preliminares con un acelerómetro y un giróscopo triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante la marcha. Al igual que en la gráfica anterior, la máxima aceleración en los tres ejes corresponde con el

momento en el cual el sujeto realiza un impulso tanto para levantarse de la silla como para sentarse (Fig. 2b).

La velocidad angular puede ser de gran ayuda ya que indica la velocidad de rotación alrededor de cada uno de los ejes. Los sujetos que presenten mayor amplitud en esta magnitud serán los que menos dificultades tengan a la hora de realizar el ejercicio.

Se puede obtener mucha más información interesante a partir de análisis de la señal obtenida al realizar estas actividades. Nuestro objetivo es analizar tanto las señales de aceleración y velocidad angular como las de orientación del sujeto utilizando diferentes técnicas de procesado de señal. En los experimentos realizados se observa una dependencia entre variaciones significativas en la orientación y la discapacidad de los sujetos.

En la figura 3 se muestra un ejemplo de la orientación de un sujeto durante el ejercicio de levantarse de una silla y sentarse durante 30 segundos obtenida mediante la colocación de una unidad inercial en la zona lumbar del sujeto.

La orientación muestra el ángulo de rotación alrededor de cada uno de los ejes. En este ejercicio, los máximos en el eje x se corresponden con la inclinación que reali-

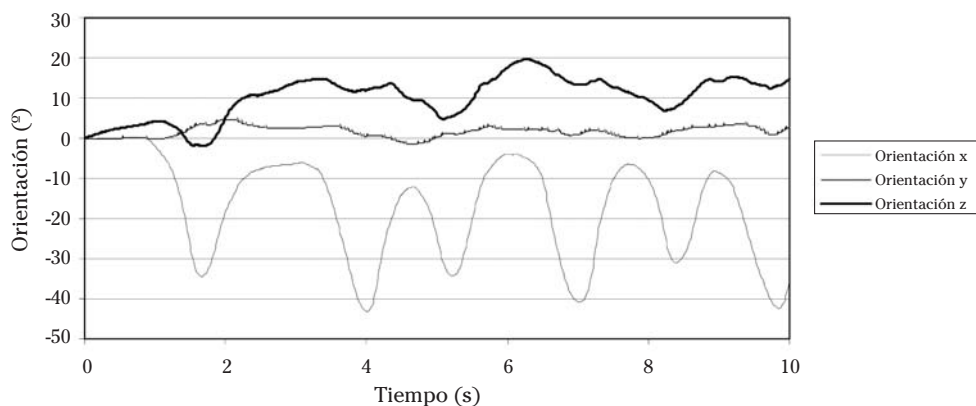


Figura 3. Orientaciones obtenidas durante unas medidas preliminares con una unidad inercial colocada en la zona lumbar del sujeto durante el ejercicio de levantarse de una silla y sentarse durante 10 segundos.

za el sujeto al cambiar de estado. Como se ve, el eje y no sufre muchas variaciones ya que casi todo el movimiento se realiza alrededor del eje x y el eje z. Los picos en el eje z muestran cada una de las veces que el sujeto se levanta de la silla.

Detección de caídas

Uno de los grandes riesgos para las personas mayores sanas es que su estado de salud se vea comprometida cuando son sometidos a la acción de fenómenos aleatorios y selectivos que se producen a lo largo del tiempo de vida y que interactúan con los mecanismos y cambios propios del envejecimiento primario para producir el envejecimiento habitual (*usual ageing*). En muchos de los casos estos sucesos desencadenan el inicio de la predisposición a la discapacidad y la vida funcionalmente dependiente. Las caídas son uno de esos sucesos o accidentes que comprometen la salud de los mayores. En personas mayores de 65 años dos tercios de los accidentes son caídas⁶² y, por ejemplo, en la comunidad general de Australia, los accidentes son la 5ª causa de mortalidad, y una cuarta parte son caídas (Oficina Australiana de estadística 1997).

El uso de la acelerometría se han propuesto como un método muy adecuado

para la detección de caídas en sujetos autónomos e independientes pero hay pocos trabajos realizados a este respecto. La solución básica fue propuesta por Williams y Doughty⁶³. En esta solución, el indicativo de la caída se define como un cambio de orientación de la posición de pie a tumbado que ocurre justo después de un gran pico de aceleración negativa, debida al impacto. Ambas condiciones pueden detectarse usando un acelerómetro que tenga una salida dc, y que se le hayan incorporado algoritmos de reconocimiento de caída⁶⁴⁻⁶⁷. Sin embargo existen pocos datos sobre el reconocimiento de caídas mediante acelerómetros en sujetos autónomos. Esto destaca un área que requiere trabajo e investigaciones futuras.

En resumen, la acelerometría es una herramienta adecuada para la monitorización de sujetos en su vida diaria ya que, permite realizar un seguimiento objetivo y fiable de sujetos no supervisados a un bajo coste. Se pueden obtener un amplio abanico de medidas como: clasificación de movimientos, valoración del nivel de actividad física, estimación del gasto de energía metabólica, medida del equilibrio, marcha y levantarse-sentarse. Muchas de estas funciones pueden llevarse a cabo con un solo acelerómetro triaxial colocado

en la cintura. En el caso de que la acelerometría se combine con otros dispositivos como los inclinómetros y giróscopos, se podrá añadir información relacionada con la orientación y los cambios de posición.

Existen varios modos en los que un sistema de aceleración puede utilizarse. Puede ser utilizado para valoración clínica puntual, alternativamente puede utilizarse para monitorización a largo plazo no supervisada para detectar sucesos adversos y para obtener parámetros fisiológicos relevantes. Las distintas funciones y modos de operación de un sistema de monitorización con acelerómetros pueden ser integrados para proporcionar un sistema de uso doméstico, más comprensivo, inteligente y proporcionar seguridad a personas que viven solas y además proporcionar información clínica sobre el nivel de funcionalidad en un ambiente doméstico. Los parámetros de monitorización longitudinal tienen potencial para aportar información cuantificable del nivel de salud y del nivel de capacidad funcional durante la actividad diaria. Las expectativas de lograr una buena herramienta de detección precoz de posibles inconvenientes en la vida independiente de un individuo son altas. Esto aportará una herramienta que permita a los individuos vivir autónomamente de forma más prolongada y en condiciones de mayor seguridad.

Agradecimientos

Este trabajo se ha realizado en parte gracias a una Beca de Investigación de la Fundación MAPFRE Medicina y una ayuda para la realización de proyectos de investigación por el Departamento de Salud del Gobierno de Navarra y a las ayudas destinadas a financiar Redes Temáticas de Investigación (Red Envejecimiento y Fragilidad) en el marco del Plan Nacional de Investigación 2004-2007.

BIBLIOGRAFÍA

1. CASSEL CK. Use it or lose it: activity may be the best treatment for aging. *JAMA* 2002; 288: 2333-2335.
2. MORLEY JE. The top 10 hot topics in aging. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004; 59: 24-33.
3. FERRUCCI L, GURALNIK JM, STUDENSKI S, FRIED LP, CUTLER GB, JR, WALSTON JD. Designing randomized, controlled trials aimed at preventing or delaying functional decline and disability in frail, older persons: a consensus report. *J Am Geriatr Soc* 2004; 52: 625-634.
4. BORTZ WM. A conceptual framework of frailty: a review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2002; 57: 283-288.
5. ROCKWOOD K, HOGAN DB, MACKNIGHT C. Conceptualisation and measurement of frailty in elderly people. *Drugs Aging* 2000; 17: 295-302.
6. MORLEY JE. Mobility performance: a high-tech test for geriatricians. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2003; 58: 712-714.
7. BUCHNER DM, WAGNER EH. Preventing frail health. *Clin Geriatr Med* 1992; 8: 1-17.
8. FRIED LP, TANGEN CM, WALSTON J, NEWMAN AB, HIRSCH C, GOTTDIENER J et al. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2001; 56: 146-156.
9. ROUBENOFF R, HUGHES VA. Sarcopenia: current concepts. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000; 55: 716-724.
10. RANTANEN T, GURALNIK JM, IZMIRLIAN G, WILLIAMSON JD, SIMONSICK EM, FERRUCCI L et al. Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled older women. *Am J Phys Med Rehabil* 1998; 77: 299-305.
11. HIRSCH CH, FRIED LP, HARRIS T, FITZPATRICK A, ENRIGHT P, SCHULZ R. Correlates of performance-based measures of muscle function in the elderly: the Cardiovascular Health Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997; 52: 192-200.
12. DUTTA C, HADLEY EC, LEXELL J. Sarcopenia and physical performance in old age: overview. *Muscle Nerve Suppl* 1997; 5: 5-9.
13. JETTE AM, JETTE DU. Functional and behavioral consequences of sarcopenia. *Muscle Nerve Suppl* 1997; 5: 39-41.
14. VERBRUGGE LM, JETTE AM. The disablement process. *Soc Sci Med* 1994; 38: 1-14.
15. GURALNIK JM, FERRUCCI L. Assessing the building blocks of function: utilizing measures of functional limitation. *Am J Prev Med* 2003; 25 (3 Suppl 2): 112-121.
16. JUDGE JO, SCHECHTMAN K, CRESS E. The relationship between physical performance measures and independence in instrumental activities of daily living. The ficsit Group. Frailty and Injury: Cooperative Studies of Intervention Trials. *J Am Geriatr Soc* 1996; 44: 1332-1341.

17. STUDENSKI S, PERERA S, WALLACE D, CHANDLER JM, DUNCAN PW, ROONEY E et al. Physical performance measures in the clinical setting. *J Am Geriatr Soc* 2003; 51: 314-322.
18. CHAVES PH, GARRETT ES, FRIED LP. Predicting the risk of mobility difficulty in older women with screening nomograms: the Women's Health and Aging Study II. *Arch Intern Med* 2000; 160: 2525-2533.
19. MORLEY JE, PERRY HM, III, MILLER DK. Editorial: Something about frailty. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2002; 57: 698-704.
20. BEAN JF, LEVEILLE SG, KIELY DK, BANDINELLI S, GURALNIK JM, FERRUCCI L. A comparison of leg power and leg strength within the inchantl study: which influences mobility more? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2003; 58: 728-733.
21. BEAN JF, KIELY DK, HERMAN S, LEVEILLE SG, MIZER K, FRONTERA WR et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc* 2002; 50: 461-467.
22. FOLDVARI M, CLARK M, LAVIOLETTE LC, BERNSTEIN MA, KALITON D, CASTANEDA C et al. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000; 55: 192-199.
23. TINETTI ME, INOUE SK, GILL TM, DOUCETTE JT. Shared risk factors for falls, incontinence, and functional dependence. Unifying the approach to geriatric syndromes. *JAMA* 1995; 273: 1348-1353.
24. VERGHESE J, LIPTON RB, HALL CB, KUSLANSKY G, KATZ MJ, BUSCHKE H. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. *N Engl J Med* 2002; 347: 1761-1768.
25. MARQUIS S, MOORE MM, HOWIESON DB, SEXTON G, PAYAMI H, KAYE JA et al. Independent predictors of cognitive decline in healthy elderly persons. *Arch Neurol* 2002; 59: 601-606.
26. LUIS CA, LOEWENSTEIN DA, ACEVEDO A, BARKER WW, DUARA R. Mild cognitive impairment: directions for future research. *Neurology* 2003; 61: 438-444.
27. KUO HK, LIPSITZ LA. Cerebral white matter changes and geriatric syndromes: is there a link? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004; 59: 818-826.
28. RÁTY S, AROMAA A, KOPONEN P. Measurement of physical functioning in comprehensive national health surveys-ICF as a framework. Health surveys in the EU: his and his/hes evaluations and models 2003.
29. GURALNIK JM, FERRUCCI L, SIMONSICK EM, SALIVE ME, WALLACE RB. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med* 1995; 332: 556-561.
30. GILL J, ALLUM JH, CARPENTER MG, HELD-ZIOLKOWSKA M, ADKIN AL, HONEGGER F et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2001; 56: 438-447.
31. MENZ HB, LORD SR, FITZPATRICK RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 2003; 32: 137-142.
32. MOE-NILSSEN R, HELBOSTAD JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture* 2002; 16: 60-68.
33. AMINIAM K, ROBERT P, RUTSCHMANN B, HAYOZ D, DEPAIRON M. Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37: 304-308.
34. BUSSMANN JB, DAMEN L, STAM HJ. Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry. *Med Biol Eng Comput* 2000; 38: 632-638.
35. LAFORTUNE MA. Three dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *J Biomech* 1991; 24: 877-886.
36. BOUTEN C V, KOEKOEK KT, VERDUIN M, KODDE R, JANSSEN JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997; 44: 136-147.
37. SEKINE M, TAMURA T, TOGAWA T, FUKUI Y. Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record. *Med Eng Phys* 2000; 22: 285-291.
38. SMIDT GL, ARORA JS, JOHNSTON RC. Accelerographic analysis of several types of walking. *Am J Phys Med* 1971; 50: 285-300.
39. SUN MAND HILL JO. A method of measuring mechanical work and work efficiency during human activities. *J Biomch* 1993; 26: 229-241.
40. FAHRENBERG J, FOERSTER F, SMEJA M, MÜLLER W. Assessment of posture and motion by multi-channel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology* 1997; 34: 607-612.
41. FOERSTER F, FAHRENBERG J. Motion pattern and posture: correctly assessed by calibrated accelerometers. *Behav Res Methods Instrum Comput* 2000; 32: 450-457.
42. MATHIE MJ, COSTER ACF, LOVELL NH, CELLER BG. Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer. *Med Biol Eng Comput* 2003; 41: 296-301.
43. VELTINK PH, BUSSMANN HB, DE VRIES W, MARTENS WL, VAN LUMMEL RC. Detection of static and

- dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996; 4: 375-385.
44. BHATTACHARYA A, MCCUTCHEON EP, SHVARTZ E, GREENLEAF JE. Body acceleration distribution and O₂ uptake in humans during running and jumping. *J Appl Physiol* 1980; 49: 881-887.
 45. MOE-NILSSEN R, Helbostad JL Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry *J Biomech* 2004; 37: 121-126.
 46. AMINIAM K, ROBERT P, JÉQUIER E, SCHUTZ Y. Incline, speed and distance assessment during unconstrained walking. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 226-234.
 47. ANTONSSON EK, MANN RW. 1985 The frequency content of gait. *J Biomech* 1995; 18: 39-47.
 48. FERNIE GR, GRYFE CI, HOLLIDAY PJ, LLEWELLYN A. Relationship of postural sway in standing to incidence of falls in geriatric subjects. *Age Aging* 1982; 11: 11-16.
 49. GUIMARAES RM, ISAACS B. Characteristics of the gait in old people who fall. *Int Rehabil Med* 1980; 2: 177-180.
 50. HAUSDORFF JM, EDELBERG HK, MITCHELL SL, GOLDBERGER AL, WEI JY. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers *Arch Phys. Med Rehabil* 1997; 78: 278-283.
 51. KAMEN G, PATTEN C, DU C, SISON S. An accelerometry-based system for assessment of balance and postural sway. *Gerontology* 1998; 44: 40-45.
 52. LORD SR, CLARK RD. Simple physiological and clinical tests for accurate prediction of falling in older people. *Gerontology* 1996; 42: 199-203.
 53. EVANS AL, DUNCAN G, GILCHRIST W. Recording acceleration in body movements. *Med Biol Eng Comput* 1991; 29: 102-104.
 54. CHO CY, KAMEN G. Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *J Am Geriatr* 1998; 46: 426-430.
 55. FARRIS DA, URQUIZO GC, BEATTIE DK, WOODS TO, BERGHAUS DG A simplified accelerometer system for analysis of human gait. *Exp Tech* 1993; 17: 33-36.
 56. WINTER DA. A.B.C. (Anatomy, Balance and Control) of balance during standing and walking (waterloo biomechanics) 1995.
 57. MOE-NILSSEN R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 1377-1385.
 58. MAYAGOITIA RE, DUSTON SCM, HELLER BW Evaluation of balance during activities of daily living. *Proc First Joint BMES/EMBS Conference*.1999.
 59. KERR KM, WHITE JA, BARR DA, MOLLAN RA. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech* 1997; 12: 236-245.
 60. KRALJ A, JAEGER RJ, MUNIH M. Analysis of standing u and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech* 1990; 23: 1123-1138.
 61. TROY BS, KENNEDY DE, SABELMAN EE. Sit to sandt as evaluation tool of balance GSA 52nd Annual scientific Meeting (San Francisco, CA 19-23 nov 1999).
 62. HAWRANK P. A clinical possibility: preventing health problems after age of 65. *J Gerontol Nurs* 1991; 17: 20-25.
 63. DOUGHTY K, LEWIS R, MCINTOSH A. The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare *J Telemed Telecare* 2000; 6: 150-154.
 64. BIRNBACH JM, JORGENSEN SD. United States Patent Application 20020116080. 2002.
 - JACOBSEN SC, PETELENEZ T, PETERSON SC. United States Patent Office Application Document 2000; 6: 160, 478.
 65. LEHRMAN ML, OWENS AR, HALLECK ME, MASSMAN EL. United States Patent Office Application Document 2002; 6: 501, 386.
 66. PETELENEZ T, PETERSON SC, JACOBSEN SC. United States Patent Office Application Document 2002; 6: 433, 690.