

Universidade de Vigo
Escola Internacional de Doutoramento

Raquel Leirós Rodríguez

TESIS DOCTORAL
DESARROLLO DE DISPOSITIVOS ACELEROMÉTRICOS PARA LA
VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO EN MUJERES

Dirigida por los doctores:

José Luis García Soidán y Vicente Romo Pérez

Año 2017

AGRADECIMIENTOS

Para realizar esta tesis, he contado con la ayuda de compañeros: Nacho, Noel, Andrea, Carla y Gael. Ellos han aportado tiempo y esfuerzo en alguna de las etapas de esta investigación, haciéndola posible y mejorándola.

Mención aparte merece Elena Arce, que no sólo ha participado en aspectos teóricos del trabajo si no que me ha ayudado y aconsejado siempre que ha podido durante los últimos cuatro años.

A mis directores, José L. García Soidán y Vicente Romo Pérez, porque su tarea no entiende de horarios ni su paciencia de límites.

A José, que también sabe mucho de paciencia; y, a mi familia, por dárme todo.

A todos mis profesores.

ÍNDICE

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Introducción.....	3
1.2. Bibliografía.....	6
CAPÍTULO II: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	9
2.1. Control motor, control postural y envejecimiento.....	11
2.1.1. Fisiopatología del equilibrio durante el envejecimiento.....	12
2.1.1.1. Estrategias biomecánicas.....	13
2.1.1.2. Estrategias de movimiento.....	14
2.1.1.3. Estrategias sensoriales: sistemas somatosensorial y visual.....	15
2.1.1.4. Orientación en el espacio: sistema vestibular.....	16
2.1.1.5. Control dinámico.....	17
2.1.1.6. Procesamiento cognitivo.....	18
2.1.2. Principales causas de caída durante el envejecimiento.....	18
2.2. Valoración del equilibrio.....	19
2.2.1. Valoración clínica del equilibrio.....	20
2.2.2. Valoración instrumental.....	24
2.2.2.1. Valoración del equilibrio estático.....	25
2.2.2.2. Valoración de la marcha.....	27
2.3. Los acelerómetros como herramienta de valoración clínica.....	28
2.3.1. Valoración del equilibrio estático.....	30
2.3.2. Valoración de la marcha.....	32
2.4. Bibliografía.....	34
CAPÍTULO III: OBJETIVOS E HIPÓTESIS.....	51
3.1. Objetivos	53
3.2. Hipótesis.....	53
CAPÍTULO IV: DESARROLLO EXPERIMENTAL DE LA INVESTIGACIÓN.....	55
4.1. Desarrollo experimental de la investigación.....	57
CAPÍTULO V: DEFINICIÓN DEL PUNTO DE COLOCACIÓN ADECUADO DEL ACELERÓMETRO.....	59
5.1. Introducción.....	61
5.2. Material y método.....	62
5.2.1. Diseño experimental y muestra.....	62
5.2.2. Procedimiento.....	63

5.2.2.1. Información y preparación de las participantes.....	63
5.2.2.2. Localización de los dispositivos.....	64
5.2.2.3. Protocolo de evaluación.....	65
5.2.3. Instrumento de medición y procesamiento de datos.....	66
5.2.4. Análisis estadístico.....	69
5.3. Resultados	69
5.3.1. Análisis de fiabilidad test-retest y similaridad de las mediciones.....	69
5.3.2. Análisis de fiabilidad entre pruebas paralelas.....	71
5.3.3. Comparación de los tests en cada repetición.....	73
5.3.4. Análisis de correlación.....	75
5.3.5. Análisis de los vídeos.....	76
5.4. Discusión.....	77
5.5. Conclusiones	80
5.6. Bibliografía.....	81

CAPÍTULO VI: CUANTIFICACIÓN DEL DETERIORO DEL EQUILIBRIO CON ACELERÓMETROS EN MUJERES.....85

6.1. Introducción.....	87
6.2. Material y método.....	88
6.2.1. Diseño experimental y muestra.....	88
6.2.2. Instrumento de medición.....	89
6.2.3. Procedimiento.....	90
6.2.3.1. Información y preparación de las participantes.....	90
6.2.3.2. Protocolo de evaluación.....	91
6.2.4. Análisis estadístico	91
6.3. Resultados	92
6.3.1. Análisis comparativo entre grupos.....	92
6.3.2. Análisis de correlación.....	93
6.3.3. Análisis de regresión lineal.....	95
6.4. Discusión.....	95
6.5. Conclusiones	97
6.6. Bibliografía.....	98

CAPÍTULO VII: RELACIÓN ENTRE COMPOSICIÓN CORPORAL Y MOVIMIENTOS REALIZADOS DURANTE LA MARCHA.....103

7.1. Introducción.....	105
7.2. Material y método.....	106
7.2.1. Diseño experimental y muestra.....	106
7.2.2. Instrumento de medición.....	107
7.2.3. Procedimiento.....	108
7.2.3.1. Información y preparación de las participantes.....	108
7.2.3.2. Protocolo de evaluación.....	109

7.2.4. Análisis estadístico	110
7.3. Resultados	111
7.3.1. Comparación entre grupos de las variables analizadas.....	111
7.3.2. Análisis de correlación.....	113
7.3.3. Análisis de regresión lineal.....	113
7.4. Discusión.....	113
7.4.1. Relaciones entre pruebas funcionales y parámetros acelerométricos de la marcha	113
7.4.2. Relaciones entre composición corporal y parámetros acelerométricos de la marcha	115
7.4.3. Progresos, limitaciones y líneas futuras de la investigación.....	116
7.5. Conclusiones	117
7.6. Bibliografía.....	117

CAPÍTULO VIII: VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UNA HERRAMIENTA PARA LA VALORACIÓN ACELEROMÉTRICA DEL EQUILIBRIO.....123

8.1. Introducción.....	125
8.2. Material y método.....	126
8.2.1. Diseño experimental y muestra.....	126
8.2.2. Instrumento de medición.....	128
8.2.3. Procedimiento.....	129
8.2.3.1. Información y preparación de las participantes.....	129
8.2.3.2. Protocolo de evaluación.....	129
8.2.4. Desarrollo del instrumento.....	130
8.2.5. Análisis estadístico	133
8.3. Resultados	134
8.3.1. Análisis factorial exploratorio.....	134
8.3.2. Análisis factorial confirmatorio.....	135
8.4. Discusión	137
8.5. Conclusiones	139
8.6. Bibliografía.....	139

CAPÍTULO IX: DISCUSIÓN CONJUNTA.....143

9.1. Discusión conjunta.....	145
9.1.1. Limitaciones y líneas futuras de investigación.....	149
9.2. Bibliografía.....	150

CAPÍTULO X: CONCLUSIONES153

10.1. Conclusiones	155
--------------------------	-----

CAPÍTULO XI: BIBLIOGRAFÍA CONJUNTA.....	157
11.1. Bibliografía conjunta.....	159
ANEXOS.....	183
Anexo nº1: <i>Balance training in elderly women using public parks.....</i>	185
Anexo nº2: <i>Accelerometers: Devices that contribute to healthy aging</i>	199
Anexo nº3: Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático	205
Anexo nº4: <i>Definition of the proper placement point for balance assessment with accelerometers in older women.....</i>	211
Anexo nº5: <i>Quantification of the balance deterioration in women by accelerometers</i>	219
Anexo nº6: <i>Associations between body composition and movements during gait in women.....</i>	233
Anexo nº7: Relación entre composición corporal y movimientos producidos durante la marcha en personas mayores	247

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla nº1: Resultados del análisis de fiabilidad test-retest para cada eje y prueba de evaluación	71
Tabla nº2: Similaridad de las mediciones entre sujetos.....	71
Tabla nº3: Rangos y valores medio de cada eje y <i>Root Mean Square</i> de las aceleraciones en las tres ubicaciones empleadas (valores acelerométricos expresados en g)	72
Tabla nº4: Segundo en el que se detectó la aceleración máxima en las pruebas de equilibrio estático	75
Tabla nº5: Estadística descriptiva de las variables clínicas y antropométricas.....	93
Tabla nº6: Rangos y valores medios de cada eje y <i>Root Mean Square</i> de las aceleraciones (valores acelerométricos expresados en g).....	94
Tabla nº7: Modelos de regresión lineal para la prueba <i>Timed Up & Go</i> (variable continua).....	95
Tabla nº8: Análisis descriptivo de la muestra.....	112
Tabla nº9: Modelos de regresión lineal las pruebas funcionales y variables de composición corporal (variables continuas)	114
Tabla nº10: Estadística descriptiva de las variables acelerométricas y clínicas (valores acelerométricos expresados en g).....	131-132
Tabla nº11: Análisis factorial exploratorio.....	134
Tabla nº12: Coeficientes del análisis factorial confirmatorio	135

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura nº1: Sistema del control postural.....	13
Figura nº2: Métodos de valoración del equilibrio.....	21
Figura nº3: Desarrollo de las etapas experimentales de la investigación.....	57
Figura nº4: Proceso de selección de la muestra.....	63
Figura nº5: Niveles raquídeos correspondientes a la localización de los dispositivos acelerométricos	64
Figura nº6: Imagen del acelerómetro ActiGraph GT3X+® y representación de los tres ejes del espacio en los que el dispositivo recoge los datos.....	66
Figura nº7: Fases del procesamiento de los datos acelerométricos	68
Figura nº8: Procedimiento experimental	70
Figura nº9: Valor de la <i>Root Mean Square</i> (RMS) de las aceleraciones en las tres ubicaciones empleadas	73
Figura nº10: Evolución del valor de la <i>Root Mean Square</i> (RMS) de las aceleraciones según intento.....	74
Figura nº11: Representación gráfica de los movimientos en los tres planos del espacio durante el tercer intento de la prueba de equilibrio monopodal con ojos cerrados (ejemplo de una participante).....	75
Figura nº12: Proceso de selección de la muestra.....	89
Figura nº13: Procedimiento experimental	92
Figura nº14: Proceso de selección de la muestra.....	107
Figura nº15: Procedimiento experimental	110
Figura nº16: Progresión del Índice de Masa Corporal y de la <i>Root Mean Square</i> (RMS) de las aceleraciones por grupo de edad.....	111
Figura nº17: Proceso de selección de la muestra.....	127
Figura nº18: Procedimiento experimental	133
Figura nº19: Análisis factorial confirmatorio	136

RESUMEN

Antecedentes: El equilibrio y, en consecuencia, el control postural, es una habilidad compleja basada en la interacción de procesos sensoriomotrices y puede verse afectada por muy diversas patologías o limitaciones subclínicas. Ese carácter multifactorial del equilibrio, dificulta enormemente la evaluación cuantitativa, holística y fiable de esta habilidad en la práctica clínica. Por otra parte, se estima que entre el 30 y 40% de las personas mayores de 65 años se caerá al menos una vez al año y, aproximadamente la mitad de ellos, sufrirán caídas de manera repetida. Por tanto, la prevención de caídas en mayores es una prioridad de la salud pública. Esto es especialmente importante para las mujeres debido a su mayor esperanza de vida y una mayor incidencia de caídas en ellas que en los hombres.

Para conseguirlo, el diagnóstico precoz del deterioro del equilibrio facilitaría la intervención precoz en las personas con mayor riesgo de sufrir un accidente de este tipo. Instrumentos cinemáticos como los acelerómetros permiten el estudio objetivo del equilibrio, mediante el análisis del Centro de Gravedad sin necesidad de una gran inversión económica ni complejos y extensos procesos de tratamiento y análisis de datos. Sin embargo, no hay estudios suficientes que apoyen la validez de los protocolos basados en la acelerometría.

Objetivos: A partir del objetivo general de desarrollar un método de valoración del equilibrio en mujeres adultas y mayores mediante acelerometría, se definieron los siguientes objetivos específicos: (1) definir el punto óptimo de colocación de los dispositivos; (2) determinar si la valoración acelerométrica de la marcha es capaz de detectar alteraciones en el equilibrio; (3) explorar las relaciones entre los parámetros acelerométricos de la marcha y la composición corporal; y, (4) desarrollar una herramienta de aplicabilidad clínica formada por los factores caracterizadores del equilibrio y los ítems que explican cada uno de ellos, utilizando un modelo basado en variables acelerométricas.

Material y Método: Para conseguir cada uno de los objetivos específicos de esta investigación se llevaron a cabo cuatro estudios descriptivos transversales con diferentes muestras de mujeres sanas de entre 45 y 85 años. En todos ellos, Para la medición de las aceleraciones se utilizaron acelerómetros triaxiales ActiGraph GT3X+® (ActiGraph, Estados Unidos) durante la realización de pruebas de marcha y

equilibrio estático (en equilibrio bipodal y monopodal, sobre superficie estable e inestable y con los ojos abiertos y cerrados). Además, los resultados acelerométricos se contrastaron con los resultados en diferentes pruebas de evaluación clínica (como la prueba *Timed Up & Go* y el *Chair Stand Test*) y de valoración antropométrica (como el peso, el perímetro de cintura y la bioimpedancia electrónica).

Resultados: En primer lugar, para la elección del punto de registro adecuado, los dispositivos ubicados en L4 tuvieron los mejores resultados de fiabilidad test-retest y similitud de las mediciones en comparación con L5 y el esternón. En relación al estudio acelerométrico de la marcha, se realizó un estudio de regresión lineal ajustado para la variable edad para la prueba *Timed Up & Go*, en el que las variables que más información aportaron fueron los valores máximos de los ejes medio-lateral y antero-posterior y la *Root Mean Square* de las aceleraciones. Además, los porcentajes de grasa (especialmente en miembros inferiores) se relacionaron fuertemente con la aceleración media del eje vertical y la mínima de la *Root Mean Square*, en el grupo muestral de mayor edad.

Finalmente, los resultados del análisis factorial para el desarrollo de la herramienta de valoración de equilibrio estático mostraron que éste podía representarse a través de tres factores con un total de 11 ítems. La agrupación de ítems resultante fue: (a) equilibrio monopodal sobre colchoneta con ojos abiertos, con cuatro ítems; (b) equilibrio monopodal con ojos abiertos, con cuatro ítems; y, (c) equilibrio monopodal con ojos cerrados, con tres ítems. La consistencia interna de la escala se estimó con el coeficiente alfa de Cronbach que, para el total de la escala, fue de 0,908.

Conclusiones: en este trabajo se comprobó cómo un sencillo análisis acelerométrico de la marcha puede generar parámetros espacio-temporales que permiten detectar precozmente alteraciones de la marcha en el entorno clínico y ambulatorio. Los resultados obtenidos muestran que, en mujeres mayores de 71 años con normopeso, y sin patologías estructurales asociadas, una proporción de masa grasa excesiva tiene relación con la velocidad y movimientos de la marcha en las mujeres mayores.

Para el análisis acelerométrico del equilibrio, se definió una breve escala basada en tres pruebas de mantenimiento del equilibrio estático. Esta herramienta es fácil de aplicar y analizar, y presenta una buena validez para explicar el estado de equilibrio estático basado en las aceleraciones del Centro de Gravedad.

La combinación de ambos análisis puede permitir la identificación objetiva y precisa de las personas con riesgo de caída, y su introducción en programas de rehabilitación y actividad física dirigida específicamente a la recuperación de las habilidades relacionadas con el equilibrio y el control postural.

Palabras clave: Envejecimiento; Salud de la mujer; Balance postural; Marcha; Cinemática; Práctica clínica basada en la evidencia.

ABREVIATURAS

- 6MM: test de los 6 Minutos Marcha
- A₁: aceleración en el eje vertical
- A₂: aceleración en el eje medio-lateral
- A₃: aceleración en el eje ántero-posterior
- ABC: *Activities-specific Balance Confidence*
- AFC: análisis factorial confirmatorio
- AFE: análisis factorial exploratorio
- arctan: arcotangente
- BESTest: *Balance Evaluation Systems Test*
- C7: séptima vértebra de la región cervical
- CFI: *Comparative Fit Index*
- CG: Centro de Gravedad
- CP: Centro de Presión
- CST: *Chair Stand Test*
- EBC: equilibrio estático bipodal con ojos abiertos sobre una colchoneta
- EBOC: equilibrio estático bipodal con ojos cerrados
- EMC: equilibrio estático monopodal con ojos abiertos sobre colchoneta
- EMOA: equilibrio estático monopodal con ojos abiertos
- EMOC: equilibrio estático monopodal con ojos cerrados
- g: unidad de gravedad
- HD: *High Definition*
- IMC: Índice de Masa Corporal
- kg/m³: kilogramo por metro cúbico (unidad de medida de densidad)
- L3: tercera vértebra de la región lumbar
- L4: cuarta vértebra de la región lumbar
- L5: quinta vértebra de la región lumbar
- M: marcha
- mg/LSB: mili-unidad de gravedad por *Least Significant Bit* o bit menos significativo (unidad de medida de la sensibilidad del acelerómetro que indica a cuántos mg equivale cada bit del dato binario de salida).
- OMS: Organización Mundial de la Salud

ONU: Organización de las Naciones Unidas

PC: perímetro de cintura

r: índice de correlación

rep: repeticiones

rev: revisión

RMS: *Root Mean Square*

RMSEA: *Root Mean Square Error of Approximation*

S1: primera vértebra sacra

S2: segunda vértebra sacra

SNC: Sistema Nervioso Central

SRMR: *Standardized Root Mean Squared Residual*

TLI: *Tucker-Lewis index*

TUG: *Timed Up & Go*

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción

En el 2015, la Organización de las Naciones Unidas (ONU) previó a nivel mundial que, en los siguientes tres lustros, el número de personas mayores de 60 años crezca en un 56%; y en 2050, estima que se duplicará el tamaño de este grupo poblacional. Para Europa, estas proyecciones estiman que las personas mayores de 60 años supondrán el 25% de la población total. En el mismo informe también informó de la mayor esperanza de vida de las mujeres respecto a los hombres (en un promedio de 4,5 años). Fruto de estos datos, la ONU indica que: “Son necesarios cambios a nivel mundial para adaptar los sistemas de salud para proporcionar los mejores niveles de salud y bienestar a las personas mayores. La Organización Mundial de la Salud (OMS) hace hincapié en que estos cambios no tienen que implicar aumentos exorbitantes en los presupuestos gubernamentales dedicados a la salud. De hecho, para el adecuado manejo de los gastos en atención médica son más importantes los cambios relacionados con la tecnología, y los hábitos y actitudes en relación a los cuidados de salud que el envejecimiento poblacional”¹.

Al mismo tiempo, en la última década la OMS ha identificado las caídas como un importante problema de salud pública. Esta institución ubica este tipo de accidentes como la segunda causa mundial de muerte por lesiones no intencionales. Las mayores tasas de mortalidad por esta causa corresponden a personas mayores de 60 años; y, en los casos en que estos accidentes no resultan en muerte, son causa directa e indirecta de morbilidad y de mayor probabilidad de ingreso en alguna institución². Las caídas causan lesiones moderadas y graves en el 30% de los casos, lo que para los mayores resulta en fracturas, deterioro funcional, reducción de los niveles de actividad física, mayor grado de dependencia, miedo a caer e, incluso, la muerte^{3,4}.

Aproximadamente, el 30% de las personas mayores de 65 años se caen cada año y este porcentaje puede aumentar hasta el 50% en las personas mayores de 80 años. Estos porcentajes aumentan cuando se refieren a personas mayores institucionalizadas en residencias^{5,6}. Por tanto, la edad es uno de los principales factores de riesgo de las caídas.

Las personas mayores son quienes corren mayor riesgo de muerte o lesión grave por caídas, y dicho riesgo aumenta con la edad. La magnitud del riesgo puede deberse, al menos en parte, a los trastornos físicos, sensoriales y cognitivos relacionados con el envejecimiento, así como a la falta de adaptación del entorno a las necesidades de la

población de edad avanzada. Ambos sexos corren el riesgo de sufrir caídas en todos los grupos de edad y todas las regiones. Sin embargo, en algunos países se ha observado que los hombres tienen mayor probabilidad de sufrir caídas mortales, mientras que las mujeres sufren más caídas no mortales. En el mismo informe de 2008, la OMS indica: “Las estrategias de prevención de las caídas deben ser integrales y polifacéticas; dar prioridad a la investigación y a las iniciativas de salud pública para definir mejor la carga, explorar los factores de riesgo y utilizar estrategias preventivas eficaces; apoyar políticas que creen entornos más seguros y reduzcan los factores de riesgo; fomentar medidas técnicas que eliminen los factores que posibilitan las caídas; impulsar la formación de los profesionales sanitarios en materia de estrategias preventivas basadas en datos científicos, y promover la educación individual y comunitaria para aumentar la concienciación. Los programas eficaces de prevención de las caídas tienen como objetivo reducir el número de personas que las sufren, disminuir su frecuencia y reducir la gravedad de las lesiones que producen”².

Y siguiendo estas directrices, aplicamos un programa de mejora del equilibrio en mujeres mayores⁷ (Anexo nº1), a partir del cual identificamos el problema de la evaluación clínica del equilibrio.

El equilibrio y, en consecuencia, el control postural, es una habilidad compleja basada en la interacción de procesos sensoriomotrices que tiene como objetivo primordial el mantenimiento de la orientación postural deseada por el individuo resistiendo en equilibrio la fuerza de la gravedad que actúa sobre su cuerpo. Esta capacidad, en la práctica, suele implicar, primordialmente la verticalidad del tronco y la horizontalidad de la mirada respecto a la fuerza de gravedad y la superficie de apoyo⁸. Todo ello se consigue mediante la integración de información somatosensorial, que incluye la función coordinada e integrada de la información propioceptiva, el órgano de la visión y el sistema vestibular^{9,10}.

El mantenimiento del equilibrio postural implica la coordinación de estrategias motrices para estabilizar el Centro de Gravedad (CG) durante los movimientos que realice el propio individuo y/o perturbaciones externas de la estabilidad^{11,12}. Cómo se coordinen y qué estrategias se desarrollen para cada caso en concreto dependerá del movimiento que se estuviera realizando, de la perturbación sufrida, la experiencia previa y las expectativas de movimiento del individuo. Además, el mantenimiento del equilibrio incluye ajustes posturales anticipatorios, inconscientes y automáticos, que se producen antes y durante el movimiento voluntario que sirven para compensar las

fuerzas desestabilizadoras asociadas al movimiento de extremidades y tronco^{13,14}. Todo ello implica un complejo proceso cognitivo que depende de la complejidad de la tarea a realizar y del estado funcional del individuo^{11,15}.

En consecuencia, el mantenimiento del equilibrio y control postural, al implicar el funcionamiento integrado de tantos sistemas y aptitudes, es una función que puede verse afectada por muy diversas patologías o limitaciones subclínicas. Por tanto, la prevención del equilibrio requiere la comprensión de los múltiples mecanismos que subyacen en el control postural y, llegado el caso, el tratamiento efectivo para mejorar la movilidad y sensibilidad^{12,16}.

Para facilitar la incorporación de las personas mayores a programas de mejora del equilibrio y para evaluar la eficacia de dichos programas, ya sean preventivos o de tratamiento de la inestabilidad, son necesarios métodos de diagnóstico precoz. Es decir, que sean sensibles a los pequeños cambios en el funcionamiento de los sistemas de control postural pero el carácter multifactorial del equilibrio que se ha desarrollado anteriormente, dificulta enormemente la evaluación cuantitativa, holística y fiable de esta habilidad en la práctica clínica. En dicho entorno, la evaluación del deterioro del equilibrio ha venido realizándose a través de pruebas de equilibrio estático y test funcionales con probada validez y fiabilidad^{17,18}. Pero las tareas que se suelen evaluar son muy sencillas y es habitual que el individuo alcance puntuaciones máximas en las mismas. Esto conlleva que sólo se detecten limitaciones en la ejecución de las tareas cuando el individuo ya manifiesta una importante merma en el control postural¹⁹⁻²¹. De forma que, en el entorno ambulatorio, no existe un procedimiento que permita detectar precozmente pequeños cambios provocados por el proceso de envejecimiento, las mejoras en el desarrollo de los ajustes posturales fruto de programas de entrenamiento y rehabilitación o el declive somato-sensorial consecuencia de enfermedades degenerativas. Por ello, la transición hacia un nuevo modelo de diagnóstico objetivo y preciso supondrá una mejora sustancial en la detección temprana del deterioro del equilibrio.

Como se ha mencionado anteriormente, el control postural se relaciona con el CG que, de acuerdo con Mapelli et al²² es resultado de la concepción multisegmentaria del equilibrio. Esto es, la concepción del cuerpo como un sistema de cuerpos rígidos cuyo CG es el promedio de todos los centros de masa de dichos segmentos, definición que sigue la línea propuesta por Hogdes et al²³.

Instrumentos cinemáticos como los acelerómetros permiten el estudio objetivo del equilibrio, mediante el análisis del CG sin necesidad de una gran inversión económica en los dispositivos ni complejos y extensos procesos de tratamiento y análisis de datos²⁴. Sin embargo, no hay estudios suficientes que apoyen la validez de los protocolos basados en la acelerometría. Por todo ello, encontramos necesario continuar con esta línea de investigación para establecer un protocolo que permita medir los movimientos del CG con acelerómetros como representación cuantitativa del estado del equilibrio.

Una vez consideramos los acelerómetros como instrumento de medición, la cuestión es definir qué mediciones realizar y cómo realizar las mismas, aspectos sobre los que no hay consenso²⁵⁻²⁷. A su vez, para el análisis acelerométrico de la marcha existen multitud de parámetros espacio-temporales, como la longitud, simetría, cadencia o regularidad de los pasos; todos ellos calculados a través de diferentes algoritmos y técnicas estadísticas²⁸⁻³⁰. Ni siquiera la ubicación del acelerómetro es una constante en la literatura existente, encontrando diferentes localizaciones, más frecuentemente, a lo largo del raquis.

Por todo lo anteriormente expuesto, se plantea la presente investigación con el objetivo de desarrollar un método de valoración del equilibrio en mujeres adultas y mayores mediante acelerometría.

1.2. Bibliografía

1. United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division. *World population ageing 2015*. New York; 2015.
2. World Health Organization. Ageing, Life Course Unit. *WHO global report on falls prevention in older age*. World Health Organization; 2008.
3. Finlayson ML, Peterson EW. Falls, aging, and disability. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2010;21(2):357-73.
4. Maki BE, Sibley KM, Jaglal SB, Bayley M, Brooks D, Fernie GR, et al. Reducing fall risk by improving balance control: development, evaluation and knowledge-translation of new approaches. *J Saf Res*. 2011;42(6):473-85.
5. Bischoff-Ferrari H, Orav J, Kanis J, Rizzoli R, Schlögl M, Staehelin HB, et al. Comparative performance of current definitions of sarcopenia against the prospective

incidence of falls among community-dwelling seniors age 65 and older. *Osteoporosis Int.* 2015;26(12):2793-802.

6. Tromp A, Pluijm S, Smit J, Deeg D, Bouter L, Lips P. Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *J Clin Epidemiol.* 2001;54(8):837-44.

7. Leirós-Rodríguez R, García-Soidán JL. Balance training in elderly women using public parks. *J Women Aging.* 2014;26(3):207-18.

8. Karnath HO, Ferber S, Dichgans J. The neural representation of postural control in humans. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2000;97(25):13931-36.

9. Horak FB, Kluzik J, Hlavacka F. Velocity dependence of vestibular information for postural control on tilting surfaces. *J Neurophysiol.* 2016;116(3):1468-79.

10. Ting LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: A framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res.* 2007;165:299-321.

11. Honeine JL, Schieppati M. Time-interval for integration of stabilizing haptic and visual information in subjects balancing under static and dynamic conditions. *Front Syst Neurosci.* 2014;8:190.

12. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 2006;35 (suppl 2):ii7-11.

13. Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information. *Exp Brain Res.* 2012;217(2):197-208.

14. Varghese J, Merino D, Beyer K, McIlroy W. Cortical control of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *Neuroscience.* 2016;313:99-109.

15. Lacour M, Bernard-Demanze L, Dumitrescu M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):411-21.

16. Matsuda PN, Verrall AM, Finlayson ML, Molton IR, Jensen MP. Falls among adults aging with disability. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(3):464-71.

17. Freitas SM, Wiczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture.* 2005;22(4):322-30.

18. Isles RC, Choy NL, Steer M, Nitz JC. Normal values of balance tests in women aged 20–80. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(8):1367-72.

19. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther.* 2008;88(5):559-66.
20. Boulgarides LK, McGinty SM, Willett JA, Barnes CW. Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Phys Ther.* 2003;83(4):328-39.
21. Paul SS, Canning CG, Sherrington C, Lord SR, Close JC, Fung VS. Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with parkinson's disease. *Mov Disord.* 2013;28(5):655-62.
22. Mapelli A, Zago M, Fusini L, Galante D, Colombo A, Sforza C. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. *Gait Posture.* 2014;39(1):460-5.
23. Hodges P, Gurfinkel V, Brumagne S, Smith T, Cordo P. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res.* 2002;144(3):293-302.
24. Yang C, Hsu Y. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors.* 2010;10(8):7772-88.
25. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
26. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(2):151-7.
27. Shemmell J, Johansson J, Portra V, Gottlieb GL, Thomas JS, Corcos DM. Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *J Neuroeng Rehabil.* 2007;4(1):10.
28. van Iersel MB, Rikkert MGO, Borm GF. A method to standardize gait and balance variables for gait velocity. *Gait Posture.* 2007;26(2):226-30.
29. Schepers HM, van Asseldonk EH, Baten CT, Veltink PH. Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors. *J Biomech.* 2010;43(16):3138-43.
30. Bourke A, van de Ven P, Gamble M, O'Connor R, Murphy K, Bogan E, et al. Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities. *J Biomech.* 2010;43(15):3051-7.

CAPÍTULO II:

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.1. Control motor, control postural y envejecimiento

El control motor incluye todos los procesos cognitivos y sensitivo-motrices por los que se coordina la actividad neuro-muscular que participa en un movimiento. Implica la integración de información sensorial, tanto interna como proveniente del entorno, para ejecutar la combinación idónea de reclutamiento muscular que resulte en el movimiento deseado. Todo ello requiere la interacción coordinada de los sistemas nervioso y músculo-esquelético y resulta fundamental para la interacción del individuo con su entorno ya que, además de las acciones voluntarias, es crucial para el mantenimiento del control postural y el equilibrio^{1,2}.

Las personas mayores muestran déficits en el control motor por degeneración de los sistemas nervioso (central y periférico) y neuromuscular. Entre dichos déficits están la pérdida de la coordinación, la ralentización de los movimientos y las dificultades para mantener el equilibrio estático y durante la marcha. La pérdida de coordinación es más acusada cuanto más complejo es el movimiento y a más articulaciones envuelva. Por otra parte, la ralentización de los movimientos puede ser una estrategia para ganar en precisión aunque también puede ser involuntaria y producto de un procesamiento desde el Sistema Nervioso Central (SNC) más lento^{3,4}. Los movimientos también se vuelven menos armónicos espacial y temporalmente, producto de cambios periféricos en el sistema neuromuscular⁵. Todo ello, merma la funcionalidad de los mayores en su día a día⁶.

El control postural es una habilidad compleja basada en la interacción de procesos sensoriomotrices que tiene como objetivo primordial el mantenimiento de la orientación postural deseada por el individuo resistiendo en equilibrio la fuerza de la gravedad que actúa sobre su cuerpo⁷. Para conseguirlo es necesaria la integración de información somatosensorial, que incluye la función coordinada e integrada de la información propioceptiva, el órgano de la visión y el sistema vestibular^{8,9}. El sistema de control postural tiene dos funciones principales: construir la postura en contra de la gravedad garantizando que se mantenga en equilibrio y orientar la posición de los segmentos corporales que permitan la correcta percepción de los estímulos del entorno simultáneamente a la realización de tareas voluntarias¹⁰. A nivel funcional, el control postural incluye componentes motrices como la coordinación de los patrones de ajuste postural, el tiempo de latencia de las respuestas de ajuste postural, la respuesta al estímulo postural, el aprendizaje motor y la biomecánica corporal; y, a nivel sensorial

incluye: la detección de los estímulos sensoriales periféricos, la selección y ponderación de la información sensorial por parte del SNC, la percepción de los límites de la estabilidad y la integración sensoriomotriz¹¹.

La estabilidad postural también se ve comprometida con el envejecimiento¹². Los adultos mayores muestran un aumento de la oscilación postural en bipedestación estática y dificultad para realizar desplazamientos que impliquen modificación de la base de apoyo¹³. Estas alteraciones en el control postural con el envejecimiento son consecuencia, probablemente, de cambios degenerativos en el SNC a nivel estructural (como la reducción del volumen cerebral y la pérdida de materia gris y blanca), bioquímico (alteración de niveles de colina y dopamina) y de reclutamiento funcional (alteración en la participación de las distintas áreas cerebrales)⁴.

2.1.1. Fisiopatología del equilibrio durante el envejecimiento

El mantenimiento del equilibrio postural implica la coordinación de estrategias motrices para estabilizar el Centro de Gravedad (CG) durante los movimientos que realice el propio individuo y/o perturbaciones externas de la estabilidad^{14,15}. El CG es un punto de referencia del cuerpo humano (y de cualquier otro objeto) en el espacio. Es producto de la masa del cuerpo con la fuerza de gravedad; por ejemplo, si una persona tiene una masa de 80 kilogramos, los 80 kilogramos por efecto de la aceleración gravedad produce una fuerza (peso) concentrada en ese punto. El CG del cuerpo humano resulta del promedio del CG de cada segmento que lo compone y su control es pasivo, producto del sistema de control postural¹⁶.

Qué estrategias se desarrollen y cómo se coordinen para estabilizar el CG en cada caso concreto dependerá del movimiento que se estuviera realizando, de la perturbación sufrida, la experiencia previa y las expectativas de movimiento del individuo. Además, el mantenimiento del equilibrio incluye ajustes posturales anticipatorios, inconscientes y automáticos, que se producen antes y durante el movimiento voluntario que sirven para compensar las fuerzas desestabilizadoras asociadas al movimiento de extremidades y tronco^{17,18}. Todo ello implica un complejo proceso cognitivo que depende de la dificultad de la tarea a realizar y del estado funcional del individuo^{14,19}.

En consecuencia, el mantenimiento del equilibrio y control postural, al implicar el funcionamiento integrado de tantos sistemas y aptitudes, es una función que puede

verse afectada por muy diversas patologías o limitaciones subclínicas. El daño estructural y/o funcional de cualquiera de los sistemas y aparatos que participan en el mantenimiento del control postural podrá provocar diferentes grados y tipos de inestabilidad y desequilibrio^{20,21}. Horak¹⁵ desarrolló que el SNC emplea seis tipos de estrategias para controlar el equilibrio (Figura nº1). La comprensión de estas estrategias, los sistemas fisiológicos que las llevan a cabo y cómo contribuyen coordinadamente permite analizar sistemáticamente los trastornos del equilibrio y predecir el riesgo de caída para cada individuo específicamente.

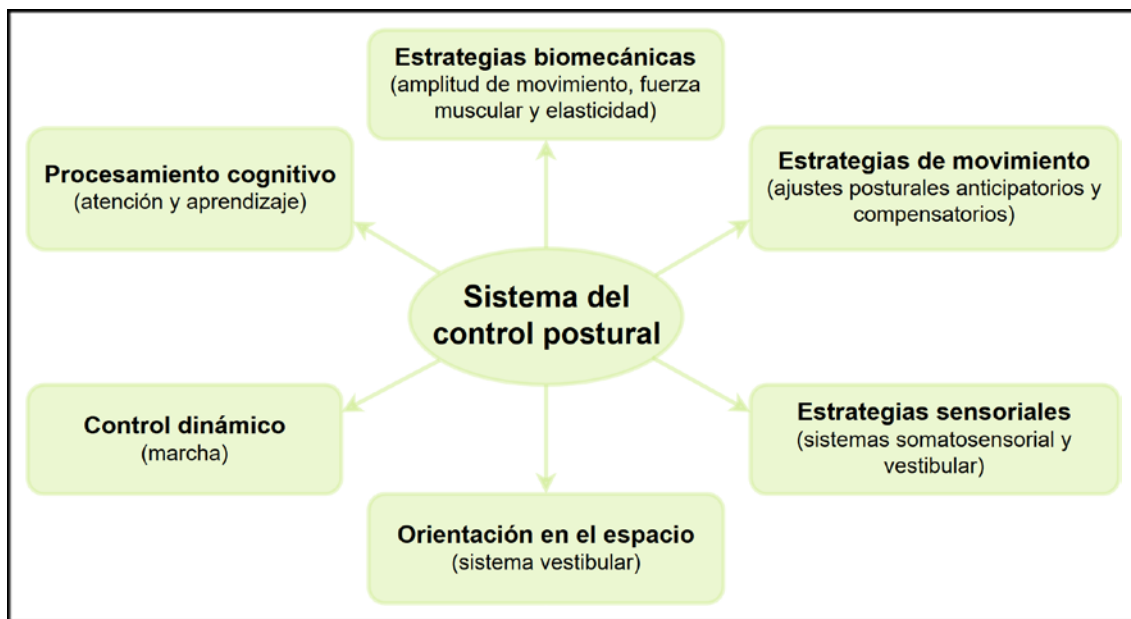


Figura nº1. Sistema del control postural

2.1.1.1. Estrategias biomecánicas

Este apartado hace referencia a aspectos relacionados con el sistema músculo-esquelético: amplitud de movimiento, fuerza muscular y elasticidad. Durante el envejecimiento se produce una inevitable pérdida de masa muscular que comienza aproximadamente a los 50 años y continúa de manera que, al alcanzar los 80 años, aproximadamente el 50 por ciento de las fibras musculares de las extremidades se han atrofiado. Aunque estos datos son muy variables en función de patologías concomitantes o del nivel de actividad física que mantenga el individuo⁵. El origen de estas limitaciones se encuentra en la reducción de síntesis proteica asociada al envejecimiento que resulta en disminución de la masa muscular y la capacidad de

generar fuerza (sarcopenia) y, se ha afirmado en numerosas ocasiones que un estilo de vida activo es fundamental para ralentizar el deterioro mitocondrial. A su vez, las sustancias inflamatorias que están presentes en los procesos de apoptosis muscular se relacionan con la progresión de enfermedades degenerativas (síndromes metabólicos, cáncer, enfermedad de Alzheimer y de Parkinson, entre otras)²²⁻²⁴.

Estas alteraciones en la composición corporal provocan cambios en la movilidad diaria de los mayores, provocando que actividades diarias como caminar o subir y bajar escaleras tengan que hacerlo a menor velocidad y modificando los patrones de movimiento hacia mayores exigencias para la musculatura proximal. Es decir, realizan la propulsión de miembros inferiores con la musculatura de cadera, en lugar de la de tobillo, ajustes que contribuyen de forma poco llamativa al mayor riesgo de caída^{25,26}.

Además, en las personas de mayor edad son muy comunes trastornos articulares que cursan dolor, inflamación, limitación del movimiento y pérdida de fuerza como la artrosis, la artritis reumatoide y la fibromialgia. Estas patologías cuando presentan su sintomatología en las articulaciones de los miembros inferiores y del raquis se relacionan con el mayor riesgo de caída²⁷⁻²⁹.

Concretamente, las limitaciones biomecánicas relacionadas con el pie y el tobillo se consideran las más importantes en este subsistema ya que determinan la calidad de la base de sustentación de todo el cuerpo. Las reacciones de equilibrio tienen como objetivo CG del cuerpo en relación a su base de apoyo³⁰. En consecuencia, las limitaciones en el rango de movimiento y fuerza de las articulaciones de miembros inferiores reduce la capacidad de control del CG en relación a los pies³¹.

2.1.1.2. Estrategias de movimiento

El SNC emplea estrategias de movimiento anticipatorias y compensatorias para mantener el equilibrio y restablecer la estabilidad ante un desequilibrio. Los ajustes posturales anticipatorios suponen un mecanismo de retroalimentación positiva de control de la actividad muscular. Los ajustes posturales anticipatorios se basan en experiencias previas y ayudan a minimizar los desequilibrios que pueden representar un riesgo potencial de caída³². Las principales estrategias de movimiento suponen movimientos de tobillo (en la que el cuerpo se reequilibra desde su base de apoyo como un péndulo invertido flexible), movimientos de cadera (como reacción que permite el rápido ajuste posicional del CG en el espacio) y dar un paso (cuando no es una prioridad mantener la base de apoyo)^{15,33}.

Los ajustes posturales compensatorios suponen un mecanismo de control que se activa ante una alteración del equilibrio real, ayudando a restablecer el equilibrio después de haberse producido una perturbación. Los ajustes compensatorios se activan por sistemas de control sensitivo³⁴.

Este subsistema del control postural, ante una perturbación inesperada de la postura, desencadena ajustes compensatorios como única herramienta. Sin embargo, cuando la perturbación es predecible, los ajustes anticipatorios actúan como primera línea de defensa para preparar el cuerpo al desequilibrio que se avecina y son seguidos inmediatamente por los ajustes compensatorios que ayudan a completar el proceso de restauración del equilibrio. El empleo de ajustes anticipatorios reduce significativamente la necesidad de ajustes compensatorios a posteriori y son signo de mayor estabilidad postural³⁵. Se ha observado que, durante el envejecimiento, se produce un deterioro en el desarrollo de estas estrategias de movimiento. La capacidad de reclutar músculos de manera anticipada parece mantenerse ante un envejecimiento natural (carente de patologías neurodegenerativas) pero el tiempo necesario para realizarlo se prolonga según avanza la edad, de forma que dichos ajustes preventivos pierden su eficacia³⁶. Otra alteración de este subsistema durante el envejecimiento supone el desarrollo de movimientos de cadera o la realización de pasos compensatorios en vez de realizar ajustes de tobillo para mantener la estabilidad postural³⁷.

2.1.1.3. Estrategias sensoriales: sistemas somatosensorial y visual

El SNC integra y pondera la información procedente de tres subsistemas: el somatosensorial, el visual y el vestibular. Los dos primeros se desarrollan a continuación; el tercero, por su importancia, se desarrolla en un apartado diferenciado.

El sistema somatosensorial está formado por las vías de información propioceptiva y del tacto. Por un lado, los mecanorreceptores (husos neuromusculares y órganos tendinosos de Golgi) proporcionan valiosa información al SNC a cerca de la longitud y velocidad de contracción muscular, lo que dota a cada individuo con capacidad para identificar el movimiento y posición articular de todo su cuerpo aun en ausencia de información visual³⁸.

El sistema visual, a su vez, se sirve de tres componentes: central, periférica y de deslizamiento de retina. La visión central tiene como objetivo la percepción del movimiento y reconocimiento de objetos. La visión periférica capta la escena de movimiento y la percepción del movimiento del propio cuerpo. El deslizamiento de

retina se relaciona con la percepción del desplazamiento del propio cuerpo en relación al entorno. Las dos últimas, visión periférica y deslizamiento de retina, juegan un papel esencial en el mantenimiento del equilibrio estático y dinámico, respectivamente^{39,40}. Durante el envejecimiento fisiológico, la contribución visual toma relevancia sobretodo durante el equilibrio estático. Esto se debe a que, la velocidad de procesamiento de señales aferentes somatoestésicas vestibulares decrece, lo que provoca un aumento del protagonismo de la información aportada a través de la visión el control postural⁴¹⁻⁴³.

En función del contexto, la importancia relativa de cada uno de estos dos sistemas varía. Por ejemplo, en un ambiente bien iluminado y sobre una superficie de apoyo estable, una persona sana se basa fundamentalmente en la información somatosensorial que complementa con la información visual. Sobre una superficie inestable esta jerarquía cambia y pasa a ser la información visual la más empleada ya que la información somatosensorial proveniente de una superficie de apoyo inestable no es útil⁴⁰.

Las personas con neuropatía o pérdida visual periférica tienen mayor riesgo de caída por alteración de estos subsistemas. Los pacientes con enfermedades neurodegenerativas como el Alzheimer también tienen mayor riesgo de caída porque la capacidad de su SNC para integrar y ponderar la información proveniente de las diferentes vías sensitivas se pierde^{44,45}.

2.1.1.4. Orientación en el espacio: sistema vestibular

El SNC, en condiciones normales, integra automáticamente la orientación de todas las partes del cuerpo respecto a la gravedad, la superficie de apoyo y las referencias del entorno provenientes de los sistemas visual y vestibular. Tras dicho proceso de integración, organiza la respuesta adecuada con el objetivo de mantener la verticalidad del cuerpo de manera transversal a la superficie de apoyo e, indirectamente, de la horizontalidad de la mirada. En este contexto, el sistema vestibular informa de la posición de la cabeza en relación con la gravedad y con las aceleraciones de tipo lineal y angular (rotaciones). Es decir, este sistema sensitivo constituye la base del marco espacial de referencia y de la postura erguida humana⁴⁶.

El sistema vestibular colabora con los sistemas somatosensorial y vestibular aportando información para la cognición espacial. Paralelamente, colabora en la construcción de la representación mental del cuerpo⁴⁷.

Es decir, hay una representación interna de la verticalidad, independiente de la información visual. Una representación interna inclinada de la verticalidad provocará una alineación postural no coincidente con la gravedad ni transversal a la superficie de apoyo, es decir, desemboca en inestabilidad⁷. Se ha reportado que más de un tercio de las personas mayores de 70 años tienen algún tipo de alteración vestibular. Las vías aferentes que conducen dicha información hasta el cerebelo sufren alteraciones con el envejecimiento⁴⁸. Esta reducción de las células ciliadas y neuronales generalmente se da de forma paralela y se conoce como hipofunción vestibular; pero, de forma patológica, se puede producir de manera asimétrica⁴⁹.

2.1.1.5. Control dinámico

La capacidad de realizar, de manera independiente, tareas de la vida diaria (como caminar, subir y bajar escaleras, realizar las transferencias de sedestación a bipedestación...) se reduce con el envejecimiento. La realización de dichas tareas exige mantener controlado del CG del cuerpo simultáneamente a la salida de éste de la base de apoyo durante el movimiento. Caminar de forma adecuada y de manera independiente es tan importante que la velocidad de la marcha es un indicador clínico fundamental del estado funcional del paciente, del riesgo de caída del mismo e, incluso, predictor de la mortalidad^{50,51}. Además, la pérdida de la regularidad de la marcha, es decir, la pérdida de unas características espacio-temporales constantes en los movimientos realizados mientras se camina es un factor asociado al riesgo de caída¹⁶. Por ejemplo, la longitud de paso (la distancia que separa ambos pies tras la realización de un paso) en personas mayores con riesgo de caída, se ha observado que es menor y, habitualmente, también es asimétrica (reflejo de la diferente capacidad de generar fuerza entre ambas piernas)^{52,53}.

Se considera que, una velocidad de marcha de 1 metro por segundo es signo de buen estado funcional; mientras que, una velocidad menor a 0,8 metros por segundo, sería indicativa de deterioro^{54,55}. Según avanza la edad, la disminución de la fuerza muscular y de la capacidad aeróbica, provoca que, tareas que exigen la realización fuerza máxima (transferencias de sedestación a bipedestación o agacharse e incorporarse) o la combinación de diferentes movimientos simultáneamente (caminar) supongan un desafío para mantener la estabilidad postural⁵⁶.

2.1.1.6. Procesamiento cognitivo

El control postural requiere recursos cognitivos para la consecución exitosa del mantenimiento del equilibrio. Muestra de ello es que, los tiempos de reacción ante un desequilibrio son mayores cuando se está de pie que cuando se está en sedestación. Otro ejemplo, es que el equilibrio se ve desafiado cuando se solicita al individuo que realice una segunda tarea cognitiva simultáneamente^{57,58}.

La información sensorial (propioceptiva, visual y vestibular) deben integrarse adecuadamente en diferentes áreas cerebrales (corteza premotora y lóbulo parietal, especialmente). Consecuentemente, el eficiente procesamiento central, la gestión de recursos atencionales y la estabilidad postural están íntimamente relacionados⁵⁹. Por otra parte, la experiencia previa del individuo también se ha demostrado que juega un papel importante en el desarrollo del equilibrio ante situaciones que supongan un desafío postural¹⁹. Todo ello, hace del control postural una habilidad que se desarrolla (y deteriora) en de manera individual, pudiendo extraer patrones comunes, pero siempre sujetos a variaciones individuales^{60,61}.

Los factores psicológicos cobran protagonismo en las personas mayores que a menudo muestran miedo a caer, especialmente las mujeres y, más prevalente todavía en aquellas que presenten antecedentes de caída, alteraciones locomotoras, depresión y aislamiento social. Este miedo provoca restricciones en la actividad física y participación social autoimpuestas que, a su vez, incrementan el miedo que sienten a caer ante tareas cada vez más sencillas. El miedo a caer, en consecuencia, conduce a los mayores a un círculo vicioso de inactividad, miedo y soledad^{62,63}.

Finalmente, las personas mayores que han visto mermada su capacidad cognitiva por enfermedades degenerativas del SNC (como la demencia o las enfermedades de Alzheimer, Huntington y Parkinson) ven profundamente afectado el control postural^{64,65}.

2.1.2. Principales causas de caída durante el envejecimiento

Debemos señalar que los seis subsistemas desarrollados se han explicado de forma diferenciada para mayor claridad del texto, aunque la función de cada uno de ellos está influenciada por la del resto. Ya que la información proveniente de cada uno, en el SNC se integra, procesa y, consecuentemente, se desarrolla una respuesta

específica y adecuada a la tarea que se esté realizando, el objetivo de la misma y el contexto y entorno en los que se esté realizando. El trastorno en uno o más de los recursos fisiológicos del equilibrio resultará en inestabilidad postural y riesgo de caída⁶⁶. Por tanto, cuando se hace referencia al deterioro del equilibrio asociado al envejecimiento no se debe al intrínseco “sistema del equilibrio” como tal, si no al deterioro o patología de los subsistemas fisiológicos que subyacen a la compleja tarea del mantenimiento del equilibrio.

Otra causa de caídas de especial prevalencia en las personas mayores son los síncope de origen cardiovascular. Este tipo de caídas son de especial importancia ya que su carácter imprevisible y brusco hace que las lesiones derivadas sean más graves. De hecho, las caídas por síncope son las que mayores tasas de mortalidad reportan⁶⁷.

A nivel nutricional, la deficiencia de vitamina D también ha sido objeto de tratamiento para la prevención de caídas ya que es causa directa de pérdida de mineralización ósea y de fuerza muscular⁶⁸.

El tratamiento farmacológico al que habitualmente están sometidos las personas mayores también puede ser origen de caída. Fármacos antiarrítmicos y diuréticos, ansiolíticos (como las benzodiazepinas) y antidepresivos son los fármacos que mayor pérdida de control postural asocian como efecto secundario⁶⁹. Además, las personas mayores a menudo sufren varias patologías simultáneamente, por lo que la combinación de fármacos pueden provocar más efectos secundarios sobre el control postural fruto de incompatibilidades entre ellos⁷⁰.

Además de todos estos factores internos asociados al deterioro del equilibrio hay factores externos que deben ser tenidos en cuenta en la prevención caídas. En numerosas ocasiones, las caídas están precipitadas por elementos del entorno, como por ejemplo el mobiliario doméstico y urbano o, incluso, los elementos ortopédicos externos que a menudo son empleados por las personas mayores para ayudarlos durante la marcha⁷¹.

2.2. Valoración del equilibrio

El establecimiento de un diagnóstico concreto del estado del control postural es de suma importancia en diferentes campos como la geriatría, para evitar el avance del déficit funcional que implica un factor de riesgo de caídas y accidentes; la neurología, para determinar el diagnóstico prematuro de ciertas enfermedades y evaluar

objetivamente la progresión de la sintomatología del paciente; o el deporte (para determinar el mínimo déficit funcional que puede determinar la predisposición a recidivas tras una lesión). Además, la identificación temprana de personas en riesgo de caída permite la aplicación de intervenciones específicas para la prevención de lesiones y trastornos derivados de la pérdida del control postural. La búsqueda de métodos fiables de valoración del equilibrio estático y dinámico ha sido objeto de investigación durante mucho tiempo. Pero este objetivo se ha visto obstaculizado por la falta de herramientas de valoración que reflejen de forma fiel y holística el estado del sistema de control postural^{26,72}.

2.2.1. Valoración clínica del equilibrio

El carácter multifactorial del equilibrio que se ha desarrollado anteriormente hace difícil la evaluación del deterioro del mismo. Esto ha llevado al desarrollo de multitud de tests y baterías de pruebas con diferentes enfoques con aplicabilidad en la práctica clínica diaria. En general, un aspecto común a todos ellos es que la puntuación obtenida en los mismos depende de la valoración cualitativa y, en consecuencia, subjetiva, del evaluador⁷³. A continuación se desarrollan las pruebas de valoración clínica más empleados y con mayor justificación empírica (Figura nº2).

Una de las primeras pruebas clínicas validadas para valoración del equilibrio estático fue el test de Romberg. Aunque ha sufrido modificaciones desde que se desarrollara hace más de 150 años, el test, vigente en la actualidad, evalúa el control postural del individuo en cuatro condiciones de privación sensorial distintas: con los ojos abiertos y cerrados sobre superficie firme y con ojos abiertos y cerrados sobre superficie inestable. Al cerrar los ojos se restringen los inputs sensoriales procedentes de la vista y sobre una superficie inestable se restringen los inputs propioceptivos, por lo que la combinación de las diferentes posibilidades de evaluación, que progresan en el protocolo de evaluación en función de la dificultad, proporcionan información sobre el estado del equilibrio del individuo, sobre todo en relación a su dependencia a los subsistemas propioceptivo, visual y vestibular. Cada posición debe mantenerse durante 30 segundos como máximo. La puntuación en las pruebas es dicotómica (válido/no válido) y un individuo no puntúa en una prueba cuando el evaluador considera que ha necesitado abrir los ojos, realiza movimientos con los brazos o pies o considera que ha tenido que intervenir para prevenir una caída. Esta prueba se ha empleado en multitud

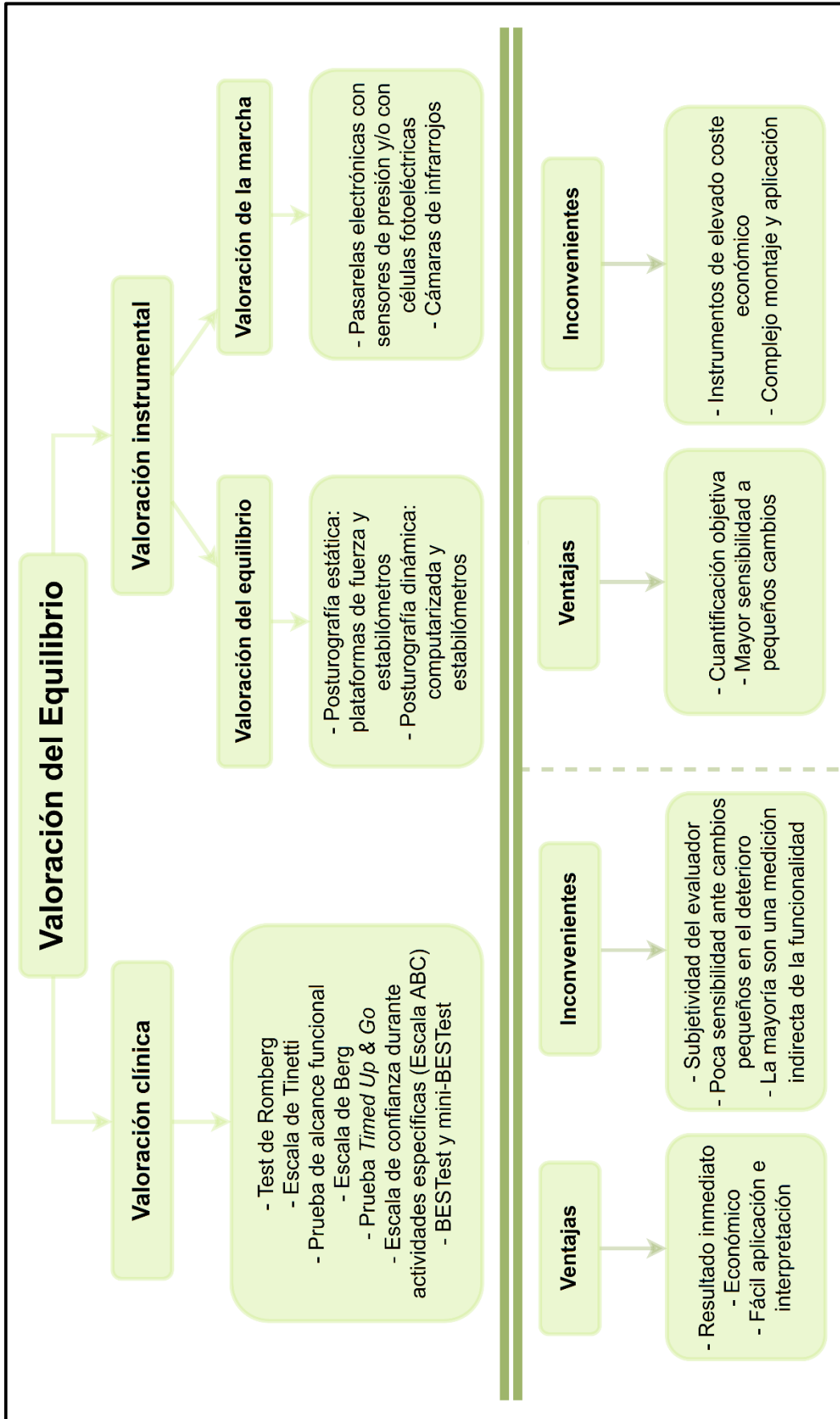


Figura nº2. Métodos de valoración del equilibrio

de investigaciones y está demostrada su capacidad para detectar disfunciones vestibulares e individuos con alto riesgo de caída^{74,75}.

Como consecuencia de la generalización de la prueba de Romberg, ésta se simplificó, en la práctica clínica, en la medición del tiempo de mantenimiento de una postura estática: con los pies juntos, más separados, con un pie delante del otro, en apoyo monopodal, con la realización simultánea de alguna tarea cognitiva y todo ello con diferentes condiciones de privación visual y propioceptiva). Aunque una vez superado cierto espacio de tiempo, entra en escena el componente de resistencia muscular de miembros inferiores, la evaluación cronométrica de pruebas en apoyo monopodal se ha correlacionado con el grado de autonomía y el riesgo de caída de las personas mayores^{76,77}.

La escala de Tinetti fue desarrollada como una batería de pruebas para evaluar la movilidad y funcionalidad de las personas mayores formada por diferentes pruebas de evaluación del equilibrio y la marcha. Esta escala está formada por 13 items relacionados con el equilibrio estático en el que el individuo puede recibir una puntuación de cero (anormal), medio punto (presencia de compensaciones problemáticas) o un punto (desarrollo normal de la tarea solicitada) y 9 items de evaluación de la marcha en los que la puntuación es dicotómica (no existe la puntuación ante compensaciones como en la primera parte de la escala). Posteriormente, Tinetti desarrolló una versión reducida de su escala formada por 7 items de puntuación dicotómica^{78,79}. En la misma, una puntuación de 36 puntos o menos se asocia con un 70% de riesgo de caída con una sensibilidad y especificidad del 70% y 52%, respectivamente. Lo que hace de este test una herramienta valiosa para predecir el riesgo de caída de las personas mayores con el fin de incluirlos en una intervención terapéutica preventiva⁸⁰.

El *Functional Reach Test* (o Prueba de alcance funcional) es otra prueba en la que se determina el límite de la estabilidad en el plano frontal mediante la flexión del tronco. La puntuación de la prueba se basa en la medición de la distancia que recorre la mano desde la posición anatómica hasta la máxima flexión hacia delante de tronco sin levantar los pies y el miembro superior extendido hacia delante con el hombro a 90 grados de flexión⁸¹. En relación a las características psicométricas, esta prueba goza de buenos valores de reproducibilidad lo que sumado a su fácil y breve aplicación la ha convertido en herramienta de investigación en numerosas investigaciones. Sin embargo, su extrema sencillez hace que su resultado no sea un reflejo fiel del estado de los

sistemas de control postural ya que, la prueba a evaluar puede ser compensada mediante estrategias de estabilización en individuos con alguna limitación somatosensorial y vestibular⁷⁹.

Posteriormente, el estado del equilibrio fue operativizado a través de la Escala de Berg, creada específicamente para la evaluación del estado funcional del equilibrio, tanto estático como dinámico, en personas mayores. Consiste en un cuestionario formado por 14 ítems en los que se puede obtener una puntuación entre 0 y 4, en la que 0 se asigna cuando no se es capaz de realizar la tarea a evaluar y el 4 supone la ejecución correcta del ejercicio. La puntuación total máxima que se puede alcanzar es de 56 puntos. Este test ha sido validado y ha demostrado valores de fiabilidad interevaluador de entre 0,88 y 0,98 y es sensible y específico para la predicción de la necesidad del uso de dispositivos de asistencia para la marcha en adultos mayores. Además, es altamente específico (90%) para la identificación de mayores con mayor riesgo de caídas (punto de corte en 45 puntos), aunque ha mostrado valores bajos en su sensibilidad (64%) para este mismo factor⁸²⁻⁸⁴. Por todo ello es considerado actualmente una de las herramientas más completas y eficaces, para la evaluación del equilibrio en el entorno clínico⁷⁹.

Además, el estado del equilibrio dinámico también fue evaluado con la prueba *Timed Up & Go* (TUG) en la que se mide el tiempo que tarda un individuo en levantarse de una silla (con respaldo y asiento a 45 centímetros de alto), camina una distancia de 3 metros, vuelve hacia atrás y se sienta de nuevo. Aunque originalmente se puntuaba de manera cualitativa según el riesgo de caída observado por el evaluador, actualmente se cuantifica el tiempo que se tarda en realizar la prueba. Se ha demostrado como una prueba sensible y específica para predecir el riesgo de caída en mayores (punto de corte en los 12 segundos)^{85,86}. Además, también se ha asociado un resultado en esta prueba inferior a 20 segundos con la menor dependencia en las actividades de la vida diaria, mejores resultados en la escala de Berg y mayor velocidad de la marcha y viceversa. Los estudios de validación reportaron altos valores tanto para su sensibilidad como para su especificidad (ambas del 87%) y su fiabilidad interevaluador también es muy alta ($r = 0,98$)^{87,88}.

La escala de confianza en el equilibrio durante actividades específicas o escala ABC (*Activities-specific Balance Confidence*) cuantifica la auto-confianza del individuo en su control postural. En la misma, los participantes califican la confianza en su equilibrio en relación a 16 ítems que hacen referencia a diversas actividades y tareas de

la vida diaria. El resultado de la misma deben expresarlo en porcentaje entre cero y cien y el evaluador promedia todas las respuestas obtenidas⁸⁹. Esta sencilla escala, aunque introduce la variable de confusión que implica la autoevaluación del individuo, ha obtenido buenos resultados de fiabilidad, validez y de correlación con el resultado de la escala del equilibrio de Berg y la velocidad de la marcha^{90,91}.

Más recientemente, escalas como el BESTest (*Balance Evaluation Systems Test*) ha demostrado ser una herramienta útil, válida y fiable para evaluar el equilibrio e identificar qué subsistema del control postural es el que está originando pérdida de la estabilidad. Esta herramienta consta de 36 ítems agrupado en seis apartados: limitaciones biomecánicas, verticalidad o límite de la estabilidad, ajustes posturales anticipatorios, respuestas posturales, orientación sensorial y estabilidad de la marcha. Cada ítem puede puntuarse entre cero (peor realización) y tres (realización correcta) y la puntuación total (y para cada uno de los seis apartados) se proporcionan como un porcentaje del total de puntos posibles. Este test presenta el inconveniente de precisar un tiempo de aplicación más elevado que los anteriores (entre 30 y 35 minutos) y, aunque existe cierto solapamiento en la información que proporcionan los seis apartados que la componen, es considerada la más completa para el diagnóstico diferencial entre los subsistemas de control postural. Consecuentemente, también es la más eficaz para el diseño de tratamientos de rehabilitación del deterioro del equilibrio específicos e individualizados⁹².

Con el objetivo de facilitar su empleo en la práctica clínica, se desarrolló una versión abreviada de esta herramienta, el mini-BESTest, compuesta por 14 ítems. Esta nueva herramienta, reduce el tiempo de aplicación a la mitad aunque su objetivo de valoración es el equilibrio dinámico con especial atención a la marcha, las transferencias de posición, la respuesta a perturbaciones externas y la realización simultánea de tareas cognitivas⁹³. En términos de fiabilidad y validez, esta prueba ha igualado o superado a la escala de Berg que, hasta el momento, se consideraba el estándar de oro para la evaluación del equilibrio en el entorno clínico^{94,95}.

2.2.2. Valoración instrumental

Instrumentos más sofisticados se han empleado como herramienta de valoración en el entorno de laboratorio. A continuación, se desarrollan los instrumentos de

valoración más empleados y con mayor justificación empírica para valorar el equilibrio estático y la estabilidad durante la marcha (Figura nº2).

2.2.2.1. Valoración del equilibrio estático

Para el estudio del equilibrio estático o posturografía se han empleado diferentes instrumentos de valoración. La posturografía se divide en estática, cuando se estudia la postura en condiciones normales; y dinámica, cuando se estudia el comportamiento de la postura en respuesta a una perturbación aplicada al sujeto o superficie de apoyo del mismo⁹⁶. Dos de los instrumentos más comunes de los que se sirve la investigación aplicada son la posturografía dinámica computarizada y las plataformas de fuerza que permiten determinar el Centro de Presión (CP) del individuo, indicador de gran validez clínica para determinar déficits sensorio-motrices relativamente prematuros⁹⁷.

Los análisis del control postural derivados de las mediciones del CP proporcionadas por las plataformas de fuerza generalmente se limitan al análisis estadístico de las mismas (aportando la desviación típica, longitud de la trayectoria realizada por el CP y velocidad de movimiento del mismo). Las plataformas de fuerza permiten la valoración del control postural en diferentes condiciones de equilibrio: en bipedestación o en apoyo monopodal, con ojos abiertos y cerrados, realización de tareas simultáneas cognitivas... lo que la ha hecho instrumento de investigación en muchos estudios⁹⁸. Por todo ello, este método se ha considerado como el estándar de oro para la cuantificación del estado del control postural en relación al mantenimiento del equilibrio estático y escalas de valoración clínica han sido comparadas con la plataforma de fuerza con el objetivo de su validación^{73,99}.

La posturografía dinámica consiste en la medición de las oscilaciones en el control postural sobre una superficie, en mayor o menor grado, inestable. Dicha inestabilidad puede ser permanente, si la superficie en contacto con el suelo no es plana como en las plataformas oscilantes, o causada por una alteración repentina de la superficie de apoyo (como una inclinación o rotación de la misma)⁷⁹.

La posturografía dinámica computarizada consiste en el empleo de una plataforma de fuerza en combinación con diferentes estímulos. Un modelo de posturografía computarizada dinámica ampliamente empleada en investigación es el EquiTest® (NeuroCom International Clackamas, Estados Unidos) que está compuesta por una superficie de evaluación dotada de dos plataformas de fuerza independientes

(una para cada pie) móviles en el eje medio-lateral (permiten movimientos de flexo-extensión de tobillo) y se compone de una pantalla frontal que permite modificar las condiciones de visión¹⁰⁰⁻¹⁰². La posturografía computarizada dinámica no facilita información acerca del tipo de dificultad que el individuo tiene para mantener el control postural, sólo proporciona cuantitativamente el grado de limitación funcional para mantener el equilibrio; lo que permite predecir el riesgo de caída y evaluar programas de rehabilitación del equilibrio, en relación a tres subsistemas (vestibular, somatosensorial y visual)¹⁰³.

En la misma línea, se han desarrollado estabilómetros consistentes en dos placas entre las que se encuentran los sensores de presión. La placa inferior es fija y la superior permite movimientos de inclinación en los tres ejes de hasta veinte grados. Los datos de presión se transmiten a un ordenador donde se obtiene el registro del comportamiento del CP durante las pruebas. Entre las variables de estudio que proporciona un estabilómetro se encuentra, además de los movimientos del CP y sus velocidades, la superficie de oscilación (área o radio del círculo que contiene al menos el 95 por ciento de los puntos de excursión del CP durante la prueba). Esta herramienta, al igual que la posturografía dinámica computarizada, permite realizar pruebas de control dinámico del CP en el que, a través de una pantalla, se le pide al individuo que traslade el CP hasta un punto en concreto. Este tipo de pruebas, además, de evaluativas pueden formar parte de tratamientos de rehabilitación y entrenamiento^{104,105}.

Estos métodos de evaluación entran, teóricamente, en conflicto con la concepción del equilibrio que se definió anteriormente como coordinación de estrategias motrices para estabilizar el CG durante los movimientos que realice el propio individuo y/o perturbaciones externas^{14,15}. Sin embargo, para medir el equilibrio de manera cuantitativa en entornos de laboratorio, el método convencional consiste en el empleo de la posturografía que compara el desplazamiento del CP entre los pies. El CP es el punto donde se ubica el vector de fuerza vertical en el suelo y representa una media ponderada de todas las presiones sobre la superficie de apoyo en el suelo. Es, por tanto, un parámetro independiente al CG: en posición monopodal el CP se encuentra dentro del pie de apoyo, en apoyo bipodal el CP se encuentra en un punto entre ambos pies. Es decir, es un parámetro fuertemente condicionado por la actividad intrínseca de tobillo¹⁶. Las variables derivadas del estudio del CP se ha demostrado que están altamente correlacionadas con el comportamiento del CG, ya que la fuerza de reacción del suelo es proporcional a la aceleración del CG durante posiciones estáticas^{106,107}.

2.2.2.2. Valoración de la marcha

Las pasarelas electrónicas sensibles a la presión (como el conocido modelo GAITRite[®]) o con células fotoeléctricas (como OptoGait[®]). Proporcionan variables espacio-temporales de la marcha como la velocidad, la cadencia de paso, la longitud y tiempo de la zancada, la variabilidad de los pasos y duración de las fases de apoyo y zancada¹⁰⁸.

La pasarela electrónica portátil GAITRite[®] (CIR Systems, Estados Unidos) es un sistema de análisis de la marcha validado que se complementa con un software, que permite la determinación inmediata de parámetros espacio-temporales de la marcha. Se ha protocolizado el empleo de esta herramienta bajo unas condiciones de seguridad, iluminación y ambiente del lugar de evaluación y ropa y calzado adecuados durante la realización del estudio^{108,109}. Este sistema obtuvo buenos resultados de validez y fiabilidad en relación con el Clinical Stride Analyser[®] (B&L Engineering, Estados Unidos), consistente en dos sensores que se introducen en el calzado para registrar parámetros espacio-temporales de la marcha^{110,111}. Este último, más primitivo, constaba de un registrador de datos portátil que el individuo debía portar a modo de mochila y un ordenador. Otros dispositivos de análisis de la zancada menos pesados se han desarrollado posteriormente, como el SA 5.10[®] (B&L Engineering, Estados Unidos)¹¹². En la misma línea, han sido empleados como instrumentos de investigación otros analizadores de la zancada como el Parotec[®] (Paromed Medizintechnik GMBH, Alemania)¹¹³ o el IDEEA3[®] (Fresno, Estados Unidos)¹¹⁴, que miden la distribución de la presión bajo la superficie plantar mediante plantillas dotadas de un número variable de sensores (24 en el caso del Parotec[®]), conectados a un micro-controlador. El IDEEA3[®], además, se complementa con cinco mini-sensores de registro acelerométrico de la actividad de miembros inferiores y tronco que transmiten de forma inalámbrica al mini-controlador que porta el usuario a la cintura. Todos estos dispositivos basados en sensores de presión se han empleado en numerosas ocasiones para evaluar la marcha y los patrones de carga en los pies con buenos resultados. Sin embargo, todos ellos están sujetos a fuerzas de fricción que puedan resultar de los movimientos de los pies dentro del calzado^{115,116}.

La pasarela con células fotoeléctricas de alta densidad OptoGait[®] (Microgate, Italia) también permite la cuantificación de los parámetros espacio-temporales de la marcha, mediante la detección de los movimientos en el eje vertical del espacio. Este

sistema, en ocasiones se complementa con el sistema GAITRite® para obtener un análisis más fiel del comportamiento en el espacio del individuo^{117,118}.

Posteriormente, se desarrollaron sistemas más sofisticados de análisis del movimiento tridimensional basados en cámaras de infrarrojos que siguen las trayectorias de movimiento de marcadores reflectantes que el individuo sujeto a estudio debe portar en extremidades, tronco y cabeza (el sistema permite el empleo de diferentes combinaciones de sensores a lo largo del cuerpo para realizar registros de las ubicaciones de interés para el estudio realizado en concreto). Uno de los modelos más empleados en investigaciones basadas en este método es el Vicon-512® (Oxford Metrics, Reino Unido)¹¹⁹⁻¹²¹. Una limitación importante tanto de las pasarelas como de los sistemas basados en cámaras de infrarrojos es que supeditan el análisis de la marcha a unos metros limitados (entre seis y diez, según modelo) y, a superficies de terreno planas.

2.3. Los acelerómetros como herramienta de valoración clínica

En los últimos sesenta años, los acelerómetros se han empleado como herramienta de medición de la oscilación postural¹²². Estos dispositivos son un tipo de sensor inercial portátil y ligero que proporciona un método de evaluación instrumental menos costoso y más práctico que los empleados habitualmente para realizar posturografías. Un acelerómetro se compone de una barra móvil suspendida sobre resortes micro-mecanizados, que proporcionan una resistencia al movimiento (y aceleración), de la barra. Cuando dicha barra se desvía, los resortes perciben su aceleración. Un mismo dispositivo puede poseer hasta tres barras con sus respectivos resortes que hagan, de manera independiente, la lectura de los movimientos en una dimensión, proporcionando registros de la actividad en los tres ejes del espacio (son los acelerómetros triaxiales)¹²³. La unidad de medida que emplean estos dispositivos es la unidad de gravedad (g), basada en la aceleración que produciría la gravedad en un objeto cualquiera en condiciones ideales (sin resistencia o rozamiento de cualquier tipo). Una aceleración de 1 g es considerada como igual a la gravedad estándar, que es de 9,8 metros por segundo al cuadrado (m/s^2), esta última es la unidad de medida de la aceleración en el Sistema Internacional de Unidades¹²⁴. No debe confundirse aceleración con velocidad, esta última describe un cambio de posición y la primera indica los cambios en la velocidad (lo que puede suponer acelerarse o ralentizarse).

Originalmente, su empleo se limitaba al monitoreo de la actividad física y la medición del tiempo de permanencia en diversas actividades clasificables en función del nivel de intensidad del ejercicio físico o de la postura en reposo (bipedestación, sedestación y decúbito). Incluso se ha observado que proporcionar estos dispositivos a personas mayores representa un incentivo para la práctica de actividad física¹²⁵ (Anexo nº2). El empleo de acelerómetros ha permitido cuantificar los movimientos realizados en la vida diaria del individuo a través de su portabilidad por un cinturón ajustable a la cintura, torso, brazo o la ubicación que se desee, aspecto de mucho interés en campos como la medicina, la fisioterapia y el entrenamiento deportivo^{126,127}.

Los acelerómetros transfieren inalámbricamente los datos registrados y tienen el potencial para superar los principales inconvenientes de coste, tamaño e instalación de pruebas instrumentalizadas de valoración del equilibrio, así como permitir la medición objetiva y sensible del control postural en el entorno clínico y ambulatorio¹²⁸⁻¹³⁰.

Desde el punto de vista clínico, es importante conocer las aceleraciones en los tres ejes del espacio tanto en equilibrio estático como dinámico. De hecho, muchas investigaciones han indicado parámetros espacio-temporales de la marcha como predictores del estado del equilibrio y del riesgo de caída de personas mayores¹³¹⁻¹³³. La ventaja de esta técnica es el menor coste del equipamiento, su portabilidad y sensibilidad a las diferentes pruebas de evaluación del equilibrio estático¹³⁴. Además, el análisis de la marcha con esta técnica permite evaluar la capacidad funcional y el riesgo de caída¹³⁵⁻¹³⁷. Por tanto, los acelerómetros tienen las propiedades necesarias para poder sustituir a las plataformas de fuerza convencionales para evaluar el equilibrio estático^{138,139}.

Además, con este método de evaluación, la variable de estudio es el comportamiento del CG en el espacio, lo que acerca el objeto de evaluación a la concepción teórica del mantenimiento del equilibrio. Hasta la llegada de los dispositivos acelerométricos el instrumento de referencia para su medición del equilibrio fueron las plataformas de fuerza y su determinación del CP del individuo. Diversos estudios comparativos entre el CP y el CG para la evaluación del equilibrio han mostrado la equivalencia de ambos, pero con la acelerometría se gana en rapidez y, además, es más barata; y, por tanto, más eficiente¹⁴⁰⁻¹⁴⁴.

El estudio del CP parece ser una indicación fiable aunque limitada del control postural dado que representa la función de los pies, eslabón último del sistema dinámico intersegmental que es el cuerpo, obviando completamente el comportamiento de más de

la mitad superior del cuerpo¹⁴⁵⁻¹⁴⁷. Por lo tanto, la comparación de la fiabilidad y sensibilidad de la acelerometría con la plataforma de fuerza resulta, en parte, contradictorio ya que sus resultados difieren en significado¹⁴⁸. Panzer et al¹⁴⁹ demostraron en su trabajo que los cambios en el CP durante la valoración del equilibrio estático en bipedestación no siempre producían cambios en el CG, lo que podría indicar diferentes estrategias de estabilización a medida que se avanza en dirección craneal a lo largo de la cadena cinética. Paralelamente, en otro trabajo se demostró que la acelerometría es más sensible a la discriminación de resultados de diferentes pruebas de valoración del equilibrio en comparación con las plataformas de fuerza¹⁵⁰. Todo ello sugiere que el control postural puede emplear otras estrategias para mantenimiento del equilibrio que no entran en el modelo de péndulo invertido del equilibrio^{16,149}.

Esta nueva forma de abarcar la evaluación del equilibrio sugiere, en parte, la superación del enfoque más convencional de la biomecánica del control postural que concebía éste como un cono invertido que se movía y readaptaba en el espacio alrededor de los ejes articulares tibio-peroneo-astragalinos y de la articulación de Chopard¹⁶ sistema que podría ser representado por las plataformas de fuerza. En la actualidad, por el contrario, cada vez está más aceptada la naturaleza multi-segmentaria del control postural^{151,152}.

Pero el desarrollo de esta herramienta en el ámbito de la investigación no se ha desarrollado de forma consensuada sobre qué pruebas son más adecuadas para el estudio del equilibrio, durante cuánto tiempo deben realizarse o sobre cuáles proporcionan información de mayor relevancia (pruebas en equilibrio monopodal o bipodal, con ojos abiertos o cerrados, sobre el suelo o superficie inestable...) ^{148,149,153}.

2.3.1. Valoración del equilibrio estático

La sensibilidad de los acelerómetros para la evaluación del equilibrio estático se ha comprobado en diferentes investigaciones^{97,154}. La cuantificación de las aceleraciones del CG ha mostrado capacidad discriminativa entre diferentes posiciones estáticas (en equilibrio bipodal y monopodal, con y sin visión, sobre superficie estable e inestable)¹⁵⁵⁻¹⁵⁷. Incluso se han obtenido datos que mostraban mayor sensibilidad de evaluación que una plataforma de fuerza¹⁵⁰. La evaluación acelerométrica del equilibrio ha sido comparada con los resultados en tests clínicos en repetidas ocasiones con resultados positivos en diferentes poblaciones como personas mayores con antecedente

de caída¹⁵⁸ y de accidente cerebro-vascular¹⁵⁹, niños con dislexia¹⁶⁰, pacientes con enfermedad de Huntington¹⁶¹, con enfermedad de Parkinson¹⁴⁴, con ataxia cerebelosa progresiva¹⁶² y trastornos vestibulares¹⁶³.

Este tipo de evaluación tiene mejor capacidad discriminativa entre personas mayores con y sin antecedente de caída y entre personas mayores y jóvenes que las pruebas clínicas expuestas anteriormente^{155,164-167}. Además, pruebas sencillas como el mantenimiento de la posición estática monopodal o en tándem han mostrado valores de fiabilidad de buenos a excelentes^{168,169}. La mayoría de los estudios encontrados emplean como variable de estudio el *Root Mean Square* o RMS (o raíz promedio de los cuadrados): medida de la energía o “fuerza” de una señal (parámetro descriptivo del módulo de las aceleraciones en los tres ejes del espacio). Se calcula elevando al cuadrado el valor instantáneo de la señal, promediando los cuadrados de los valores en el tiempo y extrayendo la raíz cuadrada del promedio¹⁷⁰.

$$x_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}}$$

Se ha encontrado que, aspectos como la ubicación del dispositivo durante las pruebas de evaluación, difieren significativamente entre distintos trabajos, incluso en aquellos que tienen, a priori, un mismo objetivo de medición^{166,171,172}. Del mismo modo, conocer las aceleraciones de miembros inferiores, tronco y cabeza permite describir el modo en que información visual, vestibular y somato-sensorial es integrada para el mantenimiento de la estabilidad^{173,174}. Sin embargo, aun no se ha determinado si existe alguna relación entre los cambios en las aceleraciones de otras partes del cuerpo y el riesgo de caída o inestabilidad postural^{175,176}. Independientemente de este aspecto metodológico, la colocación de los dispositivos sobre el CG aporta información sumamente importante a la hora de definir el funcionamiento del sistema de control postural y sus estrategias de estabilización.

La configuración de la frecuencia de muestreo de los dispositivos varió ente los 100 y 1000 Hz, e incluso en algunos no se detalla si hubo calibración previa o no^{166,177,178}. Similar variabilidad se detecta en la utilización de filtros de corte previamente al análisis de datos que, varió entre 0,016 y los 20 Hz o no se empleó. Esto implica un amplísimo espectro de medición que, aunque todavía discutido en la literatura, se admite como necesario para eliminar el “ruido” de la señal de baja frecuencia que es analizada para el registro de los pequeños movimientos de ajuste

postural y que son el objeto de interpretación de estos trabajos¹⁶⁶. Por “ruido” se entiende aquel componente indeseado de la señal registrada que interfiere con el componente de la señal objeto de estudio. El ruido puede proceder del propio sistema de registro si no está bien fijado al usuario y se permite su movimiento independiente al del sujeto, aspecto que debe solucionarse con la calibración previa del dispositivo y la adecuada colocación y fijación del mismo al punto de medición. Otro origen del ruido puede estar en la frecuencia de muestreo seleccionada, que no debe ser superior a 50 Hz para el estudio del movimiento humano pero que si es excesivamente bajo puede sesgar la recolección de datos, para eliminar esta posible fuente de error se puede filtrar, postprocesar y promediar la señal mediante filtros de corte o diferentes métodos estadísticos^{179,180}. Estos aspectos muestran la flexibilidad de los acelerómetros para adaptarse a diferentes objetivos de estudio, aunque también muestra la carencia de un cuerpo sólido de investigación en aspectos básicos, como el procedimiento más adecuado a la hora de valorar el equilibrio con este dispositivo.

2.3.2. Valoración de la marcha

Los acelerómetros pueden medir con precisión parámetros de la marcha como la velocidad, el tiempo de apoyo y la simetría de la zancada. Las aceleraciones experimentadas por el tronco reflejan el movimiento cíclico del cuerpo en los tres ejes del espacio durante la marcha. Además, los patrones extraíbles de dicho movimiento cíclico proporcionan información sobre la variabilidad (o suavidad) del patrón de la marcha, parámetro que se ha relacionado en numerosas ocasiones con el deterioro del equilibrio asociado al envejecimiento y el riesgo de caída¹⁸¹⁻¹⁸³.

Las personas mayores muestran una velocidad de marcha más lenta en comparación con sujetos más jóvenes, asociada a una reducción de la longitud de la zancada y, consecuentemente, disminución de los movimientos del tronco (CG)¹⁸¹. Mediante análisis acelerométrico, también se ha observado cómo las personas mayores tienen dificultades para adaptar su patrón de marcha sobre superficies irregulares¹⁴⁸.

La estabilidad postural durante la marcha se puede estimar, sin embargo, desde el tiempo de doble apoyo, ya que los sujetos con problemas de equilibrio pasan más tiempo con los dos pies en el suelo. Sin embargo, los sujetos con problemas de equilibrio también caminan más lentamente y la marcha lenta se asocia con mayor tiempo de permanencia en doble apoyo¹³⁶.

Para el análisis acelerométrico de la marcha existen multitud de parámetros espacio-temporales, como la velocidad, la longitud de paso (distancia recorrida dividido por el número de pasos detectados), el tiempo de paso (duración de la prueba dividido por el número de pasos detectados), la cadencia (pasos por minuto), la regularidad o variabilidad de los pasos (desviación típica del tiempo de paso) y el coeficiente de atenuación de tronco (porcentaje de la diferencia entre el vector de la aceleración craneal y pélvica), relación armónica de la marcha (a mayor valor, pasos más regulares y simétricos)¹⁸⁴. Todos ellos calculados a través de diferentes algoritmos y técnicas estadísticas^{126,134,135,143,185-187}.

Hasta el momento, la descripción en términos témporo-espaciales de las aceleraciones corporales ha mostrado buenos resultados no sólo con fines descriptivos, sino también para la selección y discriminación entre grupos con diferentes grados de condición atlética, deterioro funcional, cognitivo o envejecimiento^{153,188} y sus resultados coinciden con los esperados teniendo en cuenta la fisiología vestibular, neuromuscular y su fisiopatología^{189,190}. Sin embargo, la selección óptima de los parámetros y sus definiciones precisas, todavía son objeto de controversia; de forma que se han desarrollado nuevas medidas derivadas de la teoría dinámica estocástica y que se emplean de igual manera para describir los patrones de control postural durante la marcha. Ejemplos de estos parámetros son la entropía aproximada y el control de la entropía, todos ellos representaciones numéricas de la variabilidad de las distintas características de la marcha^{191,192}.

Todas estas medidas se han afianzado como parámetros descriptivos del funcionamiento del sistema de control neuromuscular. De forma que, con estas medidas se puede describir objetivamente el grado de limitación funcional que implica la modificación de la marcha para reducir las fuerzas de desestabilización sobre el CG⁷². Así, más variabilidad se interpreta como resultado de un menor grado de automatización del control postural, menor capacidad para adaptarse a cambios en la base y/o superficie de apoyo y mayor susceptibilidad ante perturbaciones externas^{193,194}. Los principales resultados indican que las personas mayores reducen la velocidad y la longitud de paso en comparación con adultos más jóvenes. La menor velocidad es el reflejo de la realización de pasos más cortos y del aumento de la cadencia, características que se han relacionado con el aumento del riesgo de caída. Hasta el momento, los resultados del análisis acelerométrico de la marcha indican que la movilidad del tronco y miembros

inferiores durante la marcha se reduce a fin de controlar mejor los movimientos realizados y mantener la estabilidad^{182,184,195}.

Este análisis de los datos, aunque útil y preciso, implica el post-procesamiento de datos a posteriori de la evaluación, lo que dificulta la implantación de este tipo de evaluación en la práctica clínica diaria. Paralelamente, durante la realización de las pruebas se pueden seguir diferentes procedimientos en la colocación de los dispositivos: en cabeza, pie, diferentes niveles del raquis, pelvis, distintas articulaciones de miembros inferiores y superiores^{134,157,185,196}.

Destaca la heterogeneidad en los procedimientos utilizados. Por ejemplo, al igual que para la valoración del equilibrio, se encontraron diferentes posibilidades de aplicación a lo largo del raquis (occipital, C7, L3, L4, L5, S1, S2) o incluso, la descripción fue ambigua (sacro o esternón)^{143,175,188,197-199}.

Finalmente, cabe señalar la carencia del análisis de resultados diferenciado por sexos en varios de estos trabajos, obviando las posibles diferencias que podrían aparecer entre ambos sexos con el envejecimiento o ante diferentes patologías.

2.4. Bibliografía

1. Rose DJ, Christina RW. *A multilevel approach to the study of motor control and learning*. San Francisco: Pearson Education; 2006.
2. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Theory and practical applications*. Londres: Lippincott Williams & Wilkins; 1995.
3. Seidler RD, Alberts JL, Stelmach GE. Changes in multi-joint performance with age. *Motor Control*. 2002;6(1):13-9.
4. Seidler RD, Bernard JA, Burutolu TB, Fling BW, Gordon MT, Gwin JT, et al. Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neurosci Biobehav Rev*. 2010;34(5):721-33.
5. Faulkner JA, Larkin LM, Claflin DR, Brooks SV. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2007;34(11):1091-6.
6. Alexander BH, Rivara FP, Wolf ME. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *Am J Public Health*. 1992;82(7):1020-3.

7. Karnath HO, Ferber S, Dichgans J. The neural representation of postural control in humans. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2000;97(25):13931-6.
8. Horak FB, Kluzik J, Hlavacka F. Velocity dependence of vestibular information for postural control on tilting surfaces. *J Neurophysiol*. 2016;116(3):1468-79.
9. Ting LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: A framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res*. 2007;165:299-321.
10. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*. 1994;4(6):877-87.
11. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiol Aging*. 1989;10(6):727-38.
12. Shkuratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(4):582-8.
13. Maki BE, McIlroy WE. Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med*. 1996;12(4):635-58.
14. Honeine JL, Schieppati M. Time-interval for integration of stabilizing haptic and visual information in subjects balancing under static and dynamic conditions. *Front Syst Neurosci*. 2014;8:190.
15. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006;35 Suppl 2:ii7-11.
16. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193-214.
17. Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to an external perturbation: Effect of altered proprioceptive information. *Exp Brain Res*. 2012;217(2):197-208.
18. Varghese J, Merino D, Beyer K, McIlroy W. Cortical control of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *Neuroscience*. 2016;313:99-109.
19. Lacour M, Bernard-Demanze L, Dumitrescu M. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. *Neurophysiol Clin*. 2008;38(6):411-21.
20. Damián J, Pastor-Barriuso R, Valderrama-Gama E, de Pedro-Cuesta J. Factors associated with falls among older adults living in institutions. *BMC Geriatr*. 2013;13(1):1.

21. Vieira ER, Tappen R, Engstrom G, da Costa BR. Rates and factors associated with falls in older european americans, afro-caribbeans, african-americans, and hispanics. *Clin Interv Aging*. 2015;10:1705-10.
22. Demontis F, Piccirillo R, Goldberg AL, Perrimon N. The influence of skeletal muscle on systemic aging and lifespan. *Aging Cell*. 2013;12(6):943-9.
23. Johnson ML, Robinson MM, Nair KS. Skeletal muscle aging and the mitochondrion. *Trends Endocrinol Metab*. 2013;24(5):247-56.
24. Schiaffino S, Dyar KA, Ciciliot S, Blaauw B, Sandri M. Mechanisms regulating skeletal muscle growth and atrophy. *FEBS Journal*. 2013;280(17):4294-314.
25. Bertucco M, Cesari P. Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty. *Gait Posture*. 2009;29(2):326-31.
26. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1050-6.
27. Brenton-Rule A, Dalbeth N, Menz HB, Bassett S, Rome K. Foot and ankle characteristics associated with falls in adults with established rheumatoid arthritis: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016;17(1):1.
28. Leveille SG, Bean J, Bandeen-Roche K, Jones R, Hochberg M, Guralnik JM. Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community. *J Am Geriatr Soc*. 2002;50(4):671-8.
29. Góes SM, Leite N, Stefanello JM, Homann D, Lynn SK, Rodacki AL. Ankle dorsiflexion may play an important role in falls in women with fibromyalgia. *Clin Biomech*. 2015;30(6):593-8.
30. Hess JA, Woollacott M, Shivitz N. Ankle force and rate of force production increase following high intensity strength training in frail older adults. *Aging Clin Exp Res*. 2006;18(2):107-15.
31. Chaiwanichsiri D, Janchai S, Tantisiriwat N. Foot disorders and falls in older persons. *Gerontology*. 2009;55(3):296-302.
32. Aruin AS, Latash ML. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp Brain Res*. 1995;106(2):291-300.
33. McIlroy WE, Maki BE. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1996;51(6):M289-96.

34. Alexandrov AV, Frolov AA, Horak F, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern.* 2005;93(5):309-22.
35. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: Parts I & II: Electromyographic and biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):388-405.
36. Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp Brain Res.* 2014;232(4):1127-36.
37. Maki BE, Edmondstone MA, McIlroy WE. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(5):M270-7.
38. Shaffer SW, Harrison AL. Aging of the somatosensory system: A translational perspective. *Phys Ther.* 2007;87(2):193-207.
39. Guerraz M, Bronstein A. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):391-8.
40. Grace-Gaerlan M, Alpert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. *J Am Acad Nurse Pract.* 2012;24(6):375-81.
41. Doyle TL, Dugan EL, Humphries B, Newton RU. Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of centre of pressure. *Int J Med Sci.* 2004;1(1):11-20.
42. Guerraz M, Sakellari V, Burchill P, Bronstein A. Influence of motion parallax in the control of spontaneous body sway. *Exp Brain Res.* 2000;131(2):244-52.
43. Matheron E, Yang Q, Delpit-Baraut V, Dailly O, Kapoula Z. Active ocular vergence improves postural control in elderly as close viewing distance with or without a single cognitive task. *Neurosci Lett.* 2016;610:24-9.
44. Paillard T, Noé F, Bru N, Couderc M, Debove L. The impact of time of day on the gait and balance control of Alzheimer's patients. *Chronobiol Int.* 2016;33(2):161-8.
45. Colnat-Coulbois S, Gauchard G, Maillard L, Barroche G, Vespignani H, Augue J, et al. Management of postural sensory conflict and dynamic balance control in late-stage Parkinson's disease. *Neuroscience.* 2011;193:363-9.
46. Klingner CM, Axer H, Brodoehl S, Witte OW. Vertigo and the processing of vestibular information: A review in the context of predictive coding. *Neurosci Biobehav Rev.* 2016;71:379-87.

47. Mast FW, Preuss N, Hartmann M, Grabherr L. Spatial cognition, body representation and affective processes: The role of vestibular information beyond ocular reflexes and control of posture. *Front Integr Neurosci.* 2014;8:44.
48. Pothula V, Chew F, Lesser T, Sharma A. Falls and vestibular impairment. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 2004;29(2):179-82.
49. Herdman SJ, Blatt P, Schubert MC, Tusa RJ. Falls in patients with vestibular deficits. *Otol Neurotol.* 2000;21(6):847-51.
50. Cesari M, Kritchevsky SB, Penninx BW, Nicklas BJ, Simonsick EM, Newman AB, et al. Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people — Results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc.* 2005;53(10):1675-80.
51. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA.* 2011;305(1):50-8.
52. Laroche DP, Cook SB, Mackala K. Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(11):2172-81.
53. Perry MC, Carville SF, Smith ICH, Rutherford OM, Newham DJ. Strength, power output and symmetry of leg muscles: Effect of age and history of falling. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100(5):553-61.
54. Stanaway FF, Gnjidic D, Blyth FM, le Couteur DG, Naganathan V, Waite L, et al. How fast does the grim reaper walk? Receiver operating characteristics curve analysis in healthy men aged 70 and over. *BMJ.* 2011;343:d7679.
55. van Kan GA, Rolland Y, Andrieu S, Bauer J, Beauchet O, Bonnefoy M, et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an international academy on nutrition and aging (IANA) task force. *J Nutr Health Aging.* 2009;13(10):881-9.
56. Sillanpää E, Laaksonen DE, Häkkinen A, Karavirta L, Jensen B, Kraemer WJ, et al. Body composition, fitness, and metabolic health during strength and endurance training and their combination in middle-aged and older women. *Eur J Appl Physiol.* 2009;106(2):285-96.
57. Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: The effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture.* 2001;14(3):203-10.
58. Menant JC, Schoene D, Sarofim M, Lord SR. Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev.* 2014;16:83-104.

59. Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns KA, Baldwin M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1997;52(4):M232-40.
60. Adkin AL, Frank JS, Carpenter MG, Peysar GW. Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait Posture*. 2000;12(2):87-93.
61. Zaback M, Cleworth TW, Carpenter MG, Adkin AL. Personality traits and individual differences predict threat-induced changes in postural control. *Hum Mov Sci*. 2015;40:393-409.
62. Scheffer AC, Schuurmans MJ, van Dijk N, van der Hooft T, de Rooij SE. Fear of falling: Measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age Ageing*. 2008;37(1):19-24.
63. Zijlstra GA, van Haastregt JC, van Eijk JT, van Rossum E, Stalenhoef PA, Kempen GI. Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people. *Age Ageing*. 2007;36(3):304-9.
64. Camicioli R, Howieson D, Lehman S, Kaye J. Talking while walking: The effect of a dual task in aging and alzheimer's disease. *Neurology*. 1997;48(4):955-8.
65. Grimbergen YA, Schrag A, Mazibrada G, Borm GF, Bloem BR. Impact of falls and fear of falling on health-related quality of life in patients with Parkinson's disease. *J Parkinsons Dis*. 2013;3(3):409-13.
66. Runge M, Schacht E. Multifactorial pathogenesis of falls as a basis for multifactorial interventions. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2005;5(2):127-34.
67. Ungar A, Rafanelli M, Iacomelli I, Brunetti MA, Ceccofiglio A, Tesi F, et al. Fall prevention in the elderly. *Clin Cases Miner Bone Metab*. 2013;10(2):91-5.
68. Pfortmueller C, Lindner G, Exadaktylos A. Reducing fall risk in the elderly: Risk factors and fall prevention, a systematic review. *Minerva Med*. 2014;105(4):275-81.
69. Huang AR, Mallet L, Rochefort CM, Egualé T, Buckeridge DL, Tamblyn R. Medication-related falls in the elderly. *Drugs Aging*. 2012;29(5):359-76.
70. Karlsson MK, Vonschewelov T, Karlsson C, Coster M, Rosengen BE. Prevention of falls in the elderly: A review. *Scand J Public Health*. 2013;41(5):442-54.
71. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Fall Prevention. Guideline for the prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*. 2001;49(5):664-72.

72. Maki BE. Gait changes in older adults: Predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc.* 1997;45(3):313-20.
73. Riemann BL, Guskiewicz KM, Shields EW. Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *J Sport Rehab.* 1999;8:71-82.
74. Agrawal Y, Carey JP, Hoffman HJ, Sklare DA, Schubert MC. The modified Romberg Balance Test: Normative data in U.S. adults. *Otol Neurotol.* 2011;32(8):1309-11.
75. Baydal-Bertomeu JM, Barbera i Guillem R, Soler-Gracia C, Peydro de Moya MF, Prat JM, Barona de Guzmán R. Determination of postural behaviour patterns in the Spanish healthy population. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2004;55(6):260-9.
76. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc.* 1997;45(6):735-8.
77. Balogun J, Akindele K, Nihinlola J, Marzouk D. Age-related changes in balance performance. *Disabil Rehabil.* 1994;16(2):58-62.
78. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.* 1988;319(26):1701-7.
79. Pérennou D, Decavel P, Manckoundia P, Penven Y, Mourey F, Launay F, et al. Évaluation de l'équilibre en pathologie neurologique et gériatrique evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders. *Ann Readapt Med Phys.* 2005;48:317-35.
80. Raïche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H. Screening older adults at risk of falling with the tinetti balance scale. *Lancet.* 2000;356(9234):1001-2.
81. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: A new clinical measure of balance. *J Gerontol.* 1990;45(6):M192-7.
82. Bogle-Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys Ther.* 1996;76(6):576-83.
83. Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J, Gayton D. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. *Physiother Can.* 1989;41(6):304-11.
84. Wang C, Hsieh C, Olson SL, Wang C, Sheu C, Liang C. Psychometric properties of the Berg Balance Scale in a community-dwelling elderly resident population in Taiwan. *J Formosan Med Assoc.* 2006;105(12):992-1000.

85. Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: The "get-up and go" test. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67(6):387-9.
86. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991;39(2):142-8.
87. Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing.* 2003;32(3):315-20.
88. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 2000;80(9):896-903.
89. Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995;50A(1):M28-34.
90. Lajoie Y, Gallagher S. Predicting falls within the elderly community: Comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. *Arch Gerontol Geriatr.* 2004;38(1):11-26.
91. Myers AM, Fletcher PC, Myers AH, Sherk W. Discriminative and evaluative properties of the activities-specific balance confidence (ABC) scale. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1998;53(4):M287-94.
92. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009;89(5):484-98.
93. Leddy AL, Crouner BE, Earhart GM. Utility of the mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *J Neurol Phys Ther.* 2011;35(2):90-7.
94. Godi M, Franchignoni F, Caligari M, Giordano A, Turcato AM, Nardone A. Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Phys Ther.* 2013;93(2):158-67.
95. Tsang CS, Liao LR, Chung RC, Pang MY. Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Phys Ther.* 2013;93(8):1102-15.
96. Duarte M, Freitas SM. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(3):183-92.

97. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Parts I & II: The instrument & gait analysis. *Clin Biomech.* 1998;13(4):320-35.
98. Bauer C, Gröger I, Rupperecht R, Gaßmann KG. Intrasession reliability of force platform parameters in community-dwelling older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(10):1977-82.
99. Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomech.* 2000;15(5):365-9.
100. Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B. Measures of postural stability. *J Rehabilitation Res Dev.* 2004;41(5):713-20.
101. Dickstein R, Shupert CL, Horak FB. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture.* 2001;14(3):238-47.
102. van Ooteghem K, Frank J, Allard F, Buchanan J, Oates A, Horak F. Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning. *Exp Brain Res.* 2008;187(4):603-11.
103. Furman JM. Posturography: Uses and limitations. *Baillieres Clin Neurol.* 1994;3(3):501-13.
104. Mayer A, Tihanyi J, Bretz K, Csende Z, Bretz E, Horvath M. Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: A randomized controlled study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12:118.
105. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: Basic definitions–acquisition interval–sampling frequency. *Gait Posture.* 2013;37(2):290-2.
106. Hasan SS, Robin DW, Szurkus DC, Ashmead DH, Peterson SW, Shiavi RG. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Parts I & II: Methods & amplitude and frequency data. *Gait Posture.* 1996;4(1):1-20.
107. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998;80(3):1211-21.
108. Kressig RW, Beauchet O. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clin Exp Res.* 2006;18(2):174-6.

109. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, san Kwan MM, Lord SR. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004;20(1):20-5.
110. Morris ME, Matyas TA, Ianssek R, Summers JJ. Temporal stability of gait in Parkinson's disease. *Phys Ther*. 1996;76(7):763-77; discussion 778-80.
111. Hill KD, Goldie PA, Baker PA, Greenwood KM. Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75(5):577-83.
112. Beckwée D, Degelaen M, Eggermont M, González-Rodríguez M, Lefeber N, Vaes P, et al. Validity and test-retest reliability of the stride analyzer in people with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2016;49:155-8.
113. Zequera M, Stephan S, Paul J. The "PAROTEC" foot pressure measurement system and its calibration procedures (2005). *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2006:4135-9.
114. Zhang H, Yan S, Fang C, Guo X, Zhang K. Clinical evaluation and gait characteristics before and after total knee arthroplasty based on a portable gait analyzer. *Orthop Surg*. 2016;8(3):360-6.
115. Liedtke C, Fokkenrood SA, Menger JT, van der Kooij H, Veltink PH. Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces. *Gait Posture*. 2007;26(1):39-47.
116. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*. 2012;12(2):2255-83.
117. Lienhard K, Schneider D, Maffioletti NA. Validity of the optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Med Eng Phys*. 2013;35(4):500-4.
118. Lee MM, Song CH, Lee KJ, Jung SW, Shin DC, Shin SH. Concurrent validity and test-retest reliability of the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(1):81-5.
119. Martínez-Villalpando EC, Herr H. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking. *J Rehabil Res Dev*. 2009;46(3):361-74.
120. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(2):323-8.

121. Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait Posture*. 2005;22(4):317-21.
122. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1953;35-A(3):543-58.
123. Culhane KM, O'Connor M, Lyons D, Lyons GM. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age Ageing*. 2005;34(6):556-60.
124. Yarorski B, Detlaf A, García A, Talens M. *Manual de física: Para ingenieros y estudiantes*. 2ª edición. Moscú: Mir; 1977.
125. Leirós-Rodríguez R, Arce ME, García-Soidán JL, Naveira-Barbeito G. Accelerometers: Devices that contribute to healthy aging. *Retos*. 2017;32:44-7.
126. Aminian K, Rezakhanlou K, de Andrés E, Fritsch C, Leyvraz P, Robert P. Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: An analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med Biol Eng Comput*. 1999;37(6):686-91.
127. Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, Cavallo F. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2005;52(3):486-94.
128. Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJ, Dehollain C, Blanc Y, Burkhard PR, et al. Gait assessment in Parkinson's disease: Toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004;51(8):1434-43.
129. Stein J. Wearable sensor technology for functional assessment after stroke. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2003;22(3):26-7.
130. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieën JH. Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc*. 2015;4(1):1-9.
131. Yang C, Hsu Y, Shih K, Lu J. Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors*. 2011;11(8):7314-26.
132. van Schooten KS, Rispens SM, Elders PJ, van Dieën JH, Pijnappels M. Toward ambulatory balance assessment: Estimating variability and stability from short bouts of gait. *Gait Posture*. 2014;39(2):695-9.
133. Hayot C, Sakka S, Lacouture P. Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Hum Mov Sci*. 2013;32(2):279-89.

134. Adlerton A, Moritz U, Moe-Nilssen R. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiother Res Int*. 2003;8(4):187-99.
135. Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz P, Robert P. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech*. 2002;35(5):689-99.
136. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech*. 2004;37(1):121-6.
137. van Schooten KS, Pijnappels M, Rispens SM, Elders PJ, Lips P, van Dieen JH. Ambulatory fall-risk assessment: Amount and quality of daily-life gait predict falls in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2015;70(5):608-15.
138. Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D. Audio-biofeedback for balance improvement: An accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2005;52(12):2108-11.
139. Mancini M, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Chiari L, Horak FB. Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: An accelerometer-based approach. *Eur J Neurol*. 2009;16(9):1028-34.
140. Lindemann U, Moe-Nilssen R, Nicolai SE, Becker C, Chiari L. Assessment of balance in unsupported standing with elderly inpatients by force plate and accelerometers. *Aging Clin Exp Res*. 2012;24(1):37-41.
141. Whitney S, Roche J, Marchetti G, Lin CC, Steed DP, Furman GR, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait Posture*. 2011;33(4):594-9.
142. Rosker J, Markovic G, Sarabon N. Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing. *Gait Posture*. 2011;33(3):452-6.
143. Hartmann A, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Reproducibility of spatio-temporal gait parameters under different conditions in older adults using a trunk tri-axial accelerometer system. *Gait Posture*. 2009;30(3):351-5.
144. Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2011;17(7):557-62.
145. Riley M, Balasubramaniam R, Turvey M. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait Posture*. 1999;9(1):65-78.

146. Accornero N, Capozza M, Rinalduzzi S, Manfredi G. Clinical multisegmental posturography: Age-related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997;105(3):213-9.
147. Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, Stern-Sylvestre SM, Seder B. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(5):255-62.
148. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
149. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(2):151-7.
150. Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, Hermens H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture.* 2002;16(1):55-9.
151. Hodges P, Gurfinkel V, Brumagne S, Smith T, Cordo P. Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res.* 2002;144(3):293-302.
152. Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol.* 1999;82(3):1622-6.
153. Shemmell J, Johansson J, Portra V, Gottlieb GL, Thomas JS, Corcos DM. Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *J Neuroeng Rehabil.* 2007;4(1):10.
154. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol Meas.* 2004;25(2):R1-20.
155. Cho C, Kamen G. Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *J Am Geriatr Soc.* 1998;46(4):426-30.
156. Yack HJ, Berger RC. Dynamic stability in the elderly: Identifying a possible measure. *J Gerontol.* 1993;48(5):M225-30.
157. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture.* 2002;16(1):60-8.
158. Doheny EP, McGrath D, Greene BR, Walsh L, McKeown D, Cunningham C, et al. Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012:3300-3.

159. Pérez-Cruzado D, González-Sánchez M, Cuesta-Vargas AI. Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: A cross-sectional study. *Biomed Eng Online*. 2014;13:127.
160. Moe-Nilssen R, Helbostad JL, Talcott JB, Toennesen FE. Balance and gait in children with dyslexia. *Exp Brain Res*. 2003;150(2):237-44.
161. Dalton A, Khalil H, Busse M, Rosser A, van Deursen R, ÓLaighin G. Analysis of gait and balance through a single triaxial accelerometer in presymptomatic and symptomatic Huntington's disease. *Gait Posture*. 2013;37(1):49-54.
162. Hanakova L, Socha V, Schlenker J, Cakrt O, Kutilek P. Assessment of postural instability in patients with a neurological disorder using a tri-axial accelerometer. *Acta Polytech*. 2015;55(4):229-36.
163. Marchetti GF, Bellanca J, Whitney SL, Lin JC, Musolino MC, Furman GR, et al. The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *J Vestibular Res*. 2013;23(4-5):227-35.
164. Kerr K, White J, Barr D, Mollan R. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech*. 1997;12(4):236-45.
165. Boonstra MC, van der Slikke, Rienk MA, Keijsers NL, van Lummel RC, de Waal Malefijt, Maarten C, Verdonshot N. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech*. 2006;39(2):354-8.
166. O'Sullivan M, Blake C, Cunningham C, Boyle G, Finucane C. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age Ageing*. 2009;38(3):308-13.
167. Rivolta MW, Aktaruzzaman M, Rizzo G, Lafortuna CL, Ferrarin M, Bovi G, et al. Automatic vs. clinical assessment of fall risk in older individuals: A proof of concept. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015:6935-8.
168. Williams JM, Dorey C, Clark S, Clark C. The within-day and between-day reliability of using sacral accelerations to quantify balance performance. *Phys Ther Sport*. 2016;17:45-50.
169. Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(11):1377-85.
170. Chapple M. *Dictionary of physics*. London; Chicago: Fitzroy Dearborn; 1999.

171. Weiss A, Herman T, Plotnik M, Brozgol M, Maidan I, Giladi N, et al. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Med Eng Phys.* 2010;32(2):119-25.
172. Turcot K, Allet L, Golay A, Hoffmeyer P, Armand S. Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers. *Clin Biomech.* 2009;24(9):716-21.
173. Amblard B, Assaiante C, Fabre J, Mouchnino L, Massion J. Voluntary head stabilization in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed in weightlessness. *Exp Brain Res.* 1997;114(2):214-25.
174. Grossman G, Leigh RJ, Abel L, Lanska D, Thurston S. Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Exp Brain Res.* 1988;70(3):470-6.
175. Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR. Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: A comparison of fallers and nonfallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2009;64(6):700-6.
176. Mesure S, Azulay J, Pouget J, Amblard B. Strategies of segmental stabilization during gait in Parkinson's disease. *Exp Brain Res.* 1999;129(4):573-81.
177. Ihara H, Takayama M, Fukumoto T. Postural control capability of ACL-deficient knee after sudden tilting. *Gait Posture.* 2008;28(3):478-82.
178. Tucker MG, Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. *Human Mov Sci.* 2008;27(5):728-37.
179. Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(3):136-47.
180. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2009;56(3):871-9.
181. Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture.* 2002;16(2):124-34.
182. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing.* 2003;32(2):137-42.

183. Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture*. 2003;18(2):1-10.
184. Scaglioni-Solano P, Aragón-Vargas LF. Age-related differences when walking downhill on different sloped terrains. *Gait Posture*. 2015;41(1):153-8.
185. Schepers HM, van Asseldonk EH, Baten CT, Veltink PH. Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors. *J Biomech*. 2010;43(16):3138-43.
186. van Iersel MB, Rikkert MGO, Borm GF. A method to standardize gait and balance variables for gait velocity. *Gait Posture*. 2007;26(2):226-30.
187. Helbostad JL, Moe-Nilssen R. The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. *Gait Posture*. 2003;18(2):27-36.
188. Marschollek M, Nemitz G, Gietzelt M, Wolf K, Zu Schwabedissen HM, Haux R. Predicting in-patient falls in a geriatric clinic. *Z Gerontol Geriatr*. 2009;42(4):317-22.
189. Lamothe CJ, van Lummel RC, Beek PJ. Athletic skill level is reflected in body sway: A test case for accelerometry in combination with stochastic dynamics. *Gait Posture*. 2009;29(4):546-51.
190. Welford A. Between bodily changes and performance: Some possible reasons for slowing with age. *Exp Aging Res*. 1984;10(2):73-88.
191. Cotton F, Pousse G, Bonilla F, Scherbaum F. On the discrepancy of recent european ground-motion observations and predictions from empirical models: Analysis of KiK-net accelerometric data and point-sources stochastic simulations. *Bull Seismol Soc Am*. 2008;98(5):2244-61.
192. Park M, Gao Y. Error analysis and stochastic modeling of low-cost MEMS accelerometer. *J Intell Robot Syst*. 2006;46(1):27-41.
193. Schmit JM, Regis DI, Riley MA. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Exp Brain Res*. 2005;163(3):370-8.
194. Goldberger AL. Non-linear dynamics for clinicians: Chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*. 1996;347(9011):1312-4.
195. Senden R, Savelberg H, Grimm B, Heyligers I, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture*. 2012;36(2):296-300.

196. Bourke A, van de Ven P, Gamble M, O'Connor R, Murphy K, Bogan E, et al. Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities. *J Biomech.* 2010;43(15):3051-7.
197. McGregor SJ, Busa MA, Skufca J, Yaggie JA, Bollt EM. Control entropy identifies differential changes in complexity of walking and running gait patterns with increasing speed in highly trained runners. *Chaos.* 2009;19(2):026109.
198. Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture.* 2009;30(1):60-4.
199. Doi T, Asai T, Hirata S, Ando H. Dual-task costs for whole trunk movement during gait. *Gait Posture.* 2011;33(4):712-4.

CAPÍTULO III:

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3.1. Objetivos

A partir del objetivo general de desarrollar un método de valoración del equilibrio en mujeres adultas y mayores mediante acelerometría, se definieron los siguientes objetivos específicos:

- *Objetivo n°1:* Definir el punto óptimo de colocación de los dispositivos acelerométricos para la valoración del equilibrio en mujeres.
- *Objetivo n°2:* Determinar si la valoración acelerométrica de la marcha es capaz de detectar alteraciones en el equilibrio en mujeres.
- *Objetivo n°3:* Explorar las relaciones entre los parámetros acelerométricos de la marcha y la composición corporal en mujeres sanas y con normopeso.
- *Objetivo n°4:* Desarrollar una herramienta de aplicabilidad clínica formada por los factores caracterizadores del equilibrio y los ítems que explican cada uno de ellos, utilizando un modelo basado en variables acelerométricas.

3.2. Hipótesis

Una vez planteados los objetivos, se enunciaron las siguientes hipótesis:

- *Hipótesis n°1:* La colocación de los dispositivos acelerométricos en diferentes puntos del tronco no es indiferente; y, en consecuencia, los registros obtenidos en distintas ubicaciones proporcionan información diferente.
- *Hipótesis n°2:* La valoración acelerométrica es capaz de detectar alteraciones asociadas al envejecimiento normal en mujeres durante la marcha, incluso con más sensibilidad que las pruebas de evaluación de uso habitual en la práctica clínica.
- *Hipótesis n°3:* Las alteraciones en la estabilidad de la marcha de las mujeres mayores tienen relación con cambios en la composición corporal producto del proceso de envejecimiento.
- *Hipótesis n°4:* La combinación adecuada de algunas de las variables extraídas del análisis acelerométrico del equilibrio estático permiten desarrollar una herramienta de aplicabilidad clínica de valoración.

CAPÍTULO IV:

DESARROLLO EXPERIMENTAL DE

LA INVESTIGACIÓN

4.1. Desarrollo experimental de la investigación

Una vez planteados el objetivo general y los objetivos específicos de la presente investigación, éstos se resolvieron a través de cuatro estudios descriptivos transversales realizados entre 2012 y 2016.

El desarrollo cronológico de los diferentes estudios realizados coincide con el anterior orden de exposición y planteamiento de los objetivos e hipótesis. Por lo tanto, con el objetivo final de desarrollar una metodología fiable para valorar el equilibrio en el entorno clínico, primeramente se debía identificar el punto de ubicación adecuado de registro acelerométrico (Capítulo V).

A partir de ese estudio, se comparó el análisis acelerométrico de la marcha con tests clínicos de valoración relacionados con el equilibrio (Capítulo VI) y con los valores de composición corporal (Capítulo VII). Finalmente, se desarrolló la herramienta de valoración clínica del equilibrio (Capítulo VIII).

Todo este proceso aparece representado en el diagrama de la Figura nº3.

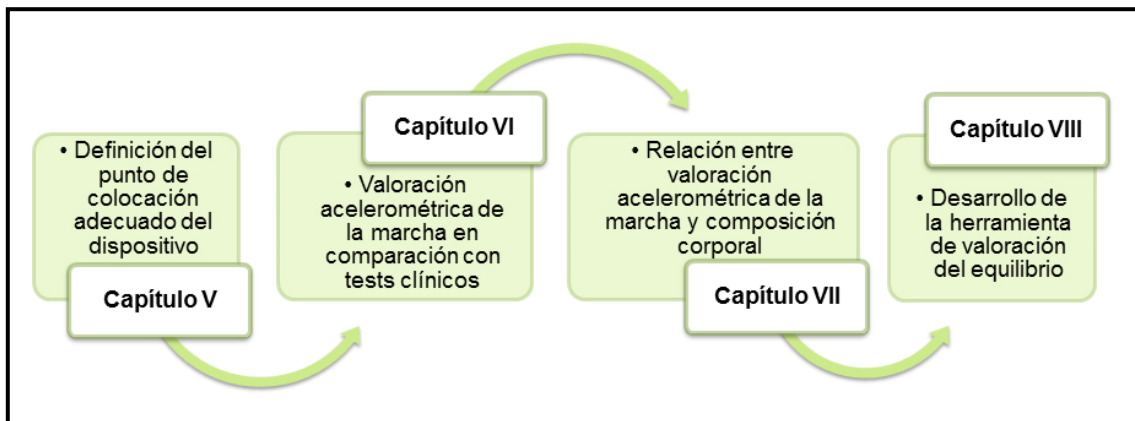


Figura nº3. Desarrollo de las etapas experimentales de la investigación

CAPÍTULO V:

**DEFINICIÓN DEL PUNTO DE
COLOCACIÓN ADECUADO DEL
ACELERÓMETRO**

5.1. Introducción

La utilización de acelerómetros para la valoración del equilibrio se ha visto obstaculizada por la falta de protocolos que permitiesen estandarizar su aplicación. La literatura científica se ha focalizado en la justificación de la validez de estos instrumentos, tanto desde el punto de vista biomecánico, como fisiológico¹⁻³. De forma que, la búsqueda de la optimización y estandarización de su modo de empleo han quedado en un segundo plano^{1,4-6}.

En relación al uso de acelerómetros en el ámbito clínico, existen tantas metodologías que, incluso un aspecto fundamental como la ubicación del dispositivo durante las pruebas, llega a diferir significativamente en función del ensayo clínico que se consulte, incluso en aquellos que tienen, a priori, un mismo objetivo de medición⁵. Sin embargo, existe suficiente evidencia empírica que señala que la colocación de los dispositivos sobre el Centro de Gravedad (CG) es la que mejor refleja el funcionamiento del sistema de control postural y sus estrategias de estabilización^{7,8}.

La elección del CG como punto de referencia para el estudio de las estrategias de estabilización y reacciones de enderezamiento se basa en el análisis del cuerpo en su totalidad⁷. Este enfoque asume que el control postural es una aptitud fruto de la integración de diferentes regiones corporales dirigidas y coordinadas por el Sistema Nervioso Central (SNC), y a partir del cual se ha desarrollado la teoría multisegmentaria del equilibrio^{7,9}.

Así, una vez definido el CG como localización de referencia para la valoración del equilibrio, es necesario saber dónde ubicarlo en el cuerpo del individuo. Al no existir un criterio único, se han venido empleando como puntos de referencia del CG distintos niveles del raquis, siendo los más utilizados la tercera, cuarta y quinta vértebras lumbares y sacro¹⁰. En los pocos casos que justifican el porqué de su elección, abogan que, al elegir un punto cercano a la zona donde se suele ubicar el CG, aunque no sea exacto, el comportamiento de la región es análogo y proporciona los mismos resultados en velocidad y desplazamiento¹¹⁻¹³.

Por otra parte, resulta importante destacar que, aunque la ubicación exacta del CG en el cuerpo ha sido objeto de estudio dentro del ámbito científico, hasta el momento no se ha establecido un punto o rango de puntos de medición estándar. Esto es debido a que la mayoría de las investigaciones se centraron en determinar la posición del CG de forma individualizada, y no a obtener un valor genérico que pueda extrapolarse a diferentes

individuos. Además, estos trabajos se valen de complejos equipos dotados de sensores inerciales, multitud de marcadores reflectantes y cámaras de infrarrojos, lo que los convierte en tecnología exclusiva de entornos de laboratorio¹⁴⁻¹⁶. En la práctica clínica estos procesos no son factibles, dado su elevado coste económico y la dificultad de montaje y ajuste del aparataje y de análisis e interpretación de los resultados. Todo ello limita la utilización y aplicabilidad de la cinemática como método de valoración del equilibrio en el ámbito asistencial.

Por todo lo anteriormente expuesto, se llevó a cabo esta investigación con el objetivo de definir el punto óptimo de colocación de los dispositivos acelerométricos mediante la comparación de la fiabilidad su ubicación en los niveles raquídeos más empleados en la valoración del equilibrio con estos dispositivos. Para tal fin, se evaluó el control postural a través de la marcha y dos pruebas de equilibrio monopodal con tres acelerómetros. Además, correlacionamos los datos acelerométricos con el análisis de las imágenes de vídeo que se tomaron simultáneamente a las evaluaciones para comprobar si las alteraciones detectadas numéricamente por los acelerómetros eran un reflejo del comportamiento cinemático del cuerpo.

5.2. Material y método

5.2.1. Diseño experimental y muestra

Se realizó un estudio descriptivo y transversal en una muestra simple aleatoria de mujeres adultas y mayores de la ciudad de Ourense (España). Esta investigación contó con la aprobación ética obtenida por la Comisión de Ética de la Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) (número de referencia: 3-0406-14).

Este estudio incluyó a 66 mujeres sanas con una edad media de $64,9 \pm 7,6$ años, con un rango de edad entre 45 y 85 años. Se utilizaron los siguientes criterios de inclusión:

- a) Perfil de actividad física de entre 1 y 2 días por semana.
- b) Capacidad para caminar más de 30 minutos con independencia.

En este estudio, se consideraron criterios de exclusión para la participación:

- a) Mujeres que no eran capaces de caminar de forma independiente o sin elementos ortopédicos externos

b) Mujeres que no podían permanecer en bipedestación (sin elementos ortopédicos externos) durante al menos 60 segundos sin riesgo evidente de caída.

c) Mujeres que presentasen cualquier contraindicación específica para someterse a alguna de las pruebas de valoración o el tratamiento farmacológico con alguna medicación que pudiera alterar las respuestas del sistema de control postural evaluadas, su coordinación y/o su velocidad (como ansiolíticos, antidepresivos, antiparkinsonianos o inductores del sueño).

El proceso de selección de participantes aparece esquematizado en la Figura n°4.

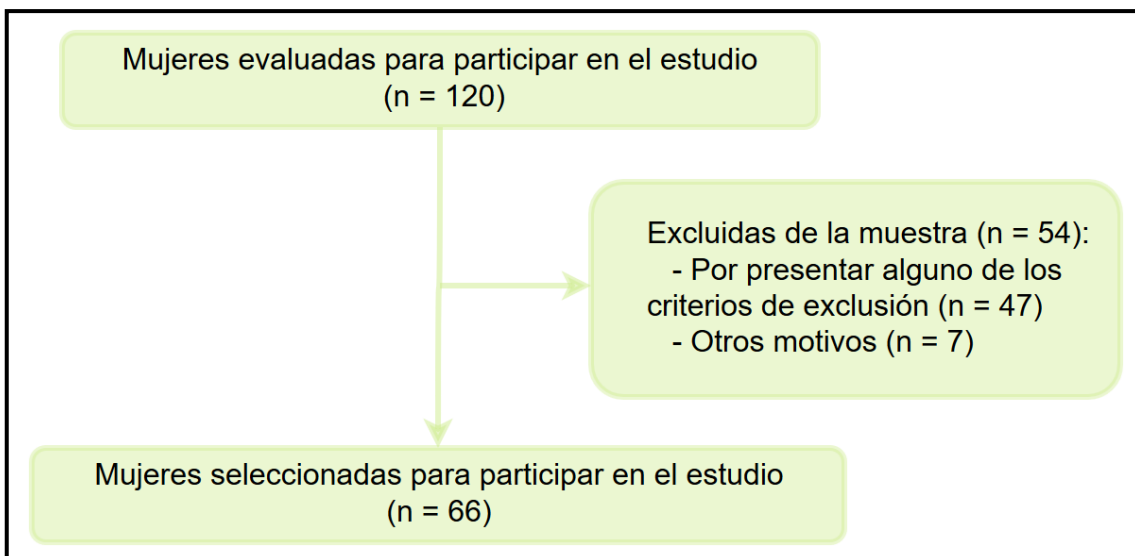


Figura n°4. Proceso de selección de la muestra

5.2.2. Procedimiento

5.2.2.1. Información y preparación de las participantes

La primera fase del procedimiento consistió en explicar a las mujeres participantes el objetivo del estudio y darles una breve descripción del procedimiento de evaluación al que serían sometidas. A continuación, se registraron los datos personales de las participantes (nombre completo y fecha de nacimiento) y cada una de ellas firmó el consentimiento informado, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2013).

Posteriormente, se registraron las medidas antropométricas de cada participante: talla y perímetro de cintura. Éste último fue elegido por su relación con el estado de salud físico de las personas mayores¹⁷.

5.2.2.2. Localización de los dispositivos

Se registraron los movimientos de las participantes a través de tres acelerómetros. Sus ubicaciones fueron (Figura nº5):

- En la espalda, a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar (L4).
- En la pelvis, a la altura de la charnela lumbo-sacra: entre la espinosa de la apófisis espinosa de la quinta vértebra lumbar y la base sacra (L5).
- En la cara anterior del tronco, sobre el esternón, a la altura del inicio del pliegue axilar (coincidente con la cuarta costilla).

Los dos niveles raquídeos lumbares fueron elegidos porque, de acuerdo a la biomecánica del cuerpo humano, son los que reflejan el comportamiento del CG¹⁸. Los registros del acelerómetro ubicado en el tórax fueron empleados para comparar la relación entre los movimientos de las regiones superior e inferior del tronco.

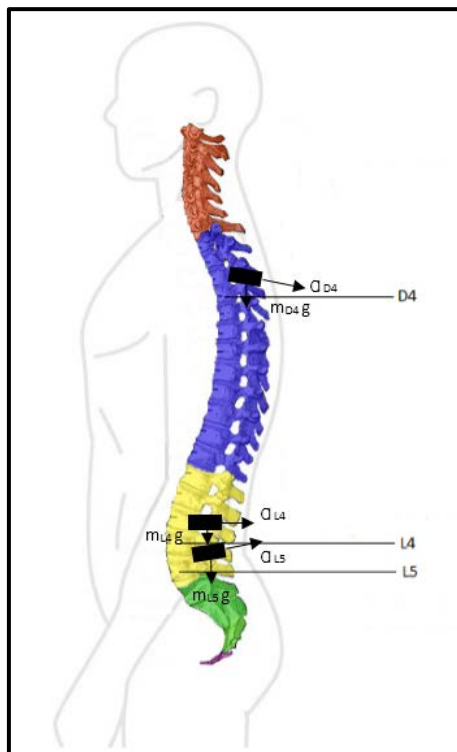


Figura nº5. Niveles raquídeos correspondientes a la localización de los dispositivos acelerométricos

La fijación de todos ellos sobre la piel se aseguró con cinturones ajustables y cinta adhesiva hipoalergénica para cerciorar que el aparato no se movía independientemente del tronco del sujeto durante la realización de las pruebas.

5.2.2.3. Protocolo de evaluación

Con el objetivo de medir las aceleraciones en el CG, cada participante hizo 3 repeticiones de cada una de las pruebas de evaluación. Éstas consistieron en:

- Equilibrio estático monopodal con ojos cerrados (EMOC).
- Equilibrio monopodal con ojos abiertos en una superficie inestable: sobre una colchoneta (EMC).
- Caminar a marcha normal un pasillo de 10 metros ida y vuelta (recorrido total de 20 metros) (M).

Todos los sujetos debían estar descalzos con calcetines, con ropa cómoda que les permitiese realizar las pruebas sin impedimentos.

Las dos pruebas de equilibrio fueron elegidas tras un estudio piloto aplicado sobre 30 mujeres¹⁹ (Anexo nº3). En él, se aplicaba una batería de seis pruebas de equilibrio, las que aportaron un mayor registro de actividad acelerométrica fueron las dos seleccionadas para el presente estudio. Las dos pruebas de equilibrio se realizaron durante 30 segundos. La prueba sobre superficie inestable se realizó sobre una superficie acolchada (colchoneta) con una densidad de 30 kg/m³ y unas dimensiones de 150 x 100 x 10 cm. Las participantes tenían la indicación de que, si durante una de las pruebas de equilibrio, sufrían una desestabilización que les obligase a realizar un apoyo bipodal, recuperasen la posición a evaluar en el menor tiempo posible. Se permitió a las participantes hacer ensayos previos antes de comenzar la valoración para elegir sobre qué pierna realizarían el apoyo, la elección debería respetarse para todos los ensayos registrados en la evaluación.

Las pruebas de M se cronometraron con el objetivo de estudiar la velocidad de la marcha.

Para evitar la fatiga de miembros inferiores las tres repeticiones de cada prueba de evaluación se aleatorizaron de la siguiente manera: EMOC – M – EMC – M – EMC – EMOC – M – EMOC – EMC. Con el mismo objetivo, entre prueba y prueba se mantuvo un intervalo de 30 segundos de descanso⁶.

5.2.3. Instrumento de medición y procesamiento de datos

Para la medición de las aceleraciones se utilizaron tres acelerómetros triaxiales ActiGraph GT3X+® (ActiGraph, Estados Unidos). Este acelerómetro permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil. Además, ya ha sido validado en diferentes estudios para la evaluación de la actividad física^{20,21}. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4,6 x 3,3 x 1,5 cm), unidas a su poco peso (19 gramos), hacen de este instrumento una de las mejores opciones para evaluar cambios en la posición corporal (Figura n°6). La precisión de los acelerómetros es de 3 mg/LSB y su rango de medición de ± 6 g.

Antes de cada sesión de evaluación cada acelerómetro se inicializó con el software específico, el mismo donde se enviaron los datos registrados tras cada ronda de recolección de datos. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso y configurados para que proporcionaran los datos en espacios de tiempo de 1 segundo.

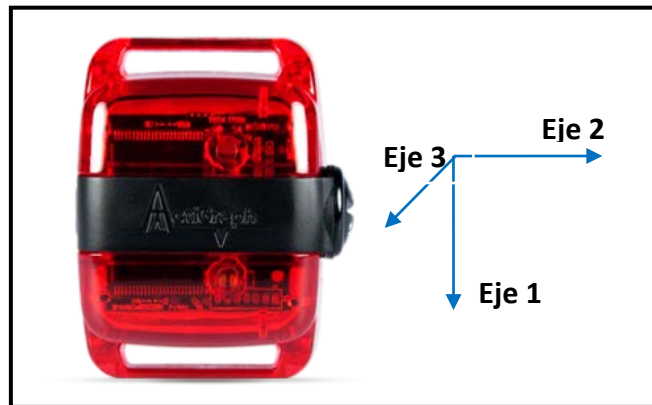


Figura n°6. Imagen del acelerómetro ActiGraph GT3X+® y representación de los tres ejes del espacio en los que el dispositivo recoge los datos.

Este instrumento proporciona los datos acelerométricos registrados en los tres ejes del espacio, siendo estos: eje 1 o vertical (correspondiente a los movimientos en el plano frontal o coronal); eje 2 o medio-lateral (correspondiente a los movimientos en el plano sagital); y el eje 3 o ántero-posterior (correspondiente a los movimientos en el plano transversal) (Figura n°6). El software del dispositivo facilita también los valores del módulo de las aceleraciones. Además, se calculó la *Root Mean Square* (RMS), representante de la tendencia central del módulo vectorial. Todos estos datos son exportados, primeramente, en un fichero .csv y, una vez filtrados y secuenciados se

convierten en una hoja de cálculo (Microsoft Office Excel®) desde la que se podrá iniciar el tratamiento estadístico.

Debido a que, en la medición de las acelerometrías, sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este filtro, en ocasiones demasiado bajo, hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor potencia. Por ello, la frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal^{22,23}.

A partir de las aceleraciones de la gravedad obtenidas por cada acelerómetro para cada eje del espacio, se hallaron los ángulos que marcan los cambios de posición de cada participante:

$$\text{eje 1: } \beta (\beta) = \arctan \left(\frac{A_1}{\sqrt{A_2^2 + A_3^2}} \right) \quad (1)$$

$$\text{eje 2: } \alpha (\alpha) = \arctan \left(\frac{A_2}{\sqrt{A_1^2 + A_3^2}} \right) \quad (2)$$

$$\text{eje 3: } \gamma (\gamma) = \arctan \left(\frac{\sqrt{A_2^2 + A_3^2}}{A_3} \right) \quad (3)$$

en donde A_1, A_2, A_3 son las aceleraciones de cada eje, y $\sqrt{\alpha^2 + \beta^2 + \gamma^2}$ es la resultante o módulo de los ángulos (1), (2) y (3). Se pueden observar gráficamente todas las fases del procesamiento de datos en la Figura nº7.

A modo de instrumento de comprobación, se utilizó una cámara de vídeo que registró la realización de todas las pruebas. Este elemento aportó una visión desde posterior que más tarde sería analizada con el objetivo de identificar cualitativamente las estrategias de estabilización de los sujetos y cómo se reflejan a nivel cuantitativo en las acelerometrías. Para la grabación de los ensayos se eligió una cámara de vídeo HD de

Sony®. La cámara siempre se mantuvo 3 metros de distancia del punto donde se encontraban los sujetos durante las pruebas de equilibrio. Además, se fijó sobre un trípode a una altura, modificable en función de la altura de la persona de estudio, que permitiese la captura de imagen del cuerpo completo de la misma.

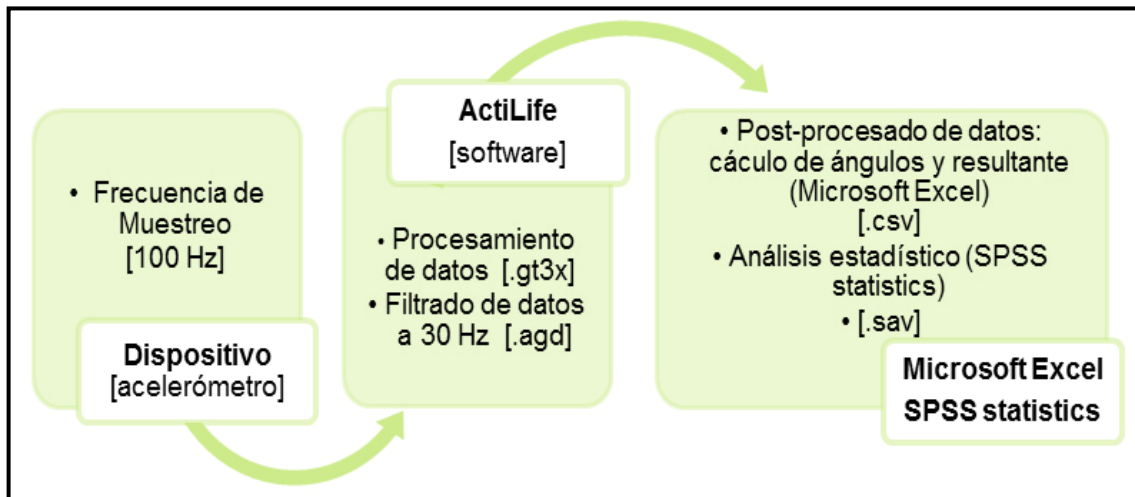


Figura nº7. Fases del procesamiento de los datos acelerométricos

La última fase consistió en el análisis e interpretación de datos. Con el fin de realizarlo, se compararon la observación cualitativa de los vídeos con su correlación cuantitativa de los datos de los acelerómetros en cada ensayo (concretamente, con la RMS de las aceleraciones). Se emplearon los vídeos para detectar las reacciones de equilibrio y enderezamiento: inclinaciones laterales y flexo-extensiones de tronco, movimientos de flexo-extensión de la rodilla de apoyo, movimientos de abducción de cadera de la pierna no apoyada, pequeños saltos (cuando la participante salta sobre el pie de apoyo para recuperar la base de apoyo) y las pérdidas irreversibles del equilibrio (cuando tocaron el suelo con el pie de la pierna no apoyada o perdieron totalmente la base de apoyo). De esta forma, se confirma si las aceleraciones registradas que se supone que representan una desestabilización, en realidad son el reflejo de un desequilibrio. Con ese objetivo, se revisó en el registro acelerométrico de cada prueba el segundo en la que se produjo una gran desestabilización observada en los vídeos. Es decir, se comprobó de forma fidedigna cómo los acelerómetros registraron las alteraciones del equilibrio.

El registro cronográfico de los tiempos de las pruebas de marcha se realizó con un reloj digital POLAR®.

5.2.4. Análisis estadístico

Para el análisis descriptivo de los datos se empleó la media como medida de tendencia central y la desviación típica como medida de dispersión.

La fiabilidad de la medición acelerométrica se evaluó utilizando una prueba de correlación promedio test-retest (o *inter-ítem*). De esta forma, se comprueba si las señales detectadas por los sensores inerciales mostraron consistencia entre los ensayos de una misma participante. Este método corresponde al concepto más intuitivo de fiabilidad: un instrumento es fiable si en veces sucesivas aporta los mismos resultados. Este test calcula la correlación entre cada par de señales y luego haya la media de todas esas correlaciones.

Se comparó la similaridad de las mediciones entre las participantes²⁴. Para hacerlo se aplicó el mismo test de correlación anterior. En este caso se correlacionaron los valores medios de los tres ensayos de cada prueba realizada en la evaluación.

Para evaluar la fiabilidad de las mediciones de los distintos acelerómetros se empleó el método de pruebas paralelas. Este test es empleado cuando se preparan dos versiones de un mismo test (en este estudio, diferentes colocaciones de un mismo sensor). De esta forma, se aplicó el coeficiente de correlación de Pearson, como indicador de la equivalencia entre las distintas ubicaciones de los acelerómetros. En este caso también se emplearon para la correlación los valores medios de los tres ensayos de cada prueba realizada en la evaluación.

Todas técnicas estadísticas se aplicaron con el programa SPSS de Windows versión 17.0 y con el nivel de significación fijado en $p < 0,05$.

El procedimiento experimental aplicado para la consecución de los objetivos de este estudio aparece representado en la Figura nº8.

5.3. Resultados

5.3.1. Análisis de fiabilidad test-retest y similaridad de las mediciones

Los resultados del análisis test-retest mostraron que los dispositivos ubicados en L4 y L5 tienen más fiabilidad que el dispositivo ubicado en dorsal ($r = 0,76; 0,64; 0,6$; para los ejes vertical, medio-lateral y ántero-posterior, respectivamente, en la prueba EMOC).

Los dispositivos ubicados en L4 tuvieron una alta correlación entre los ensayos ($r = 0,95; 0,74; y, 0,84$; para los ejes vertical, medio-lateral y ántero-posterior, respectivamente, en la prueba EMOC).

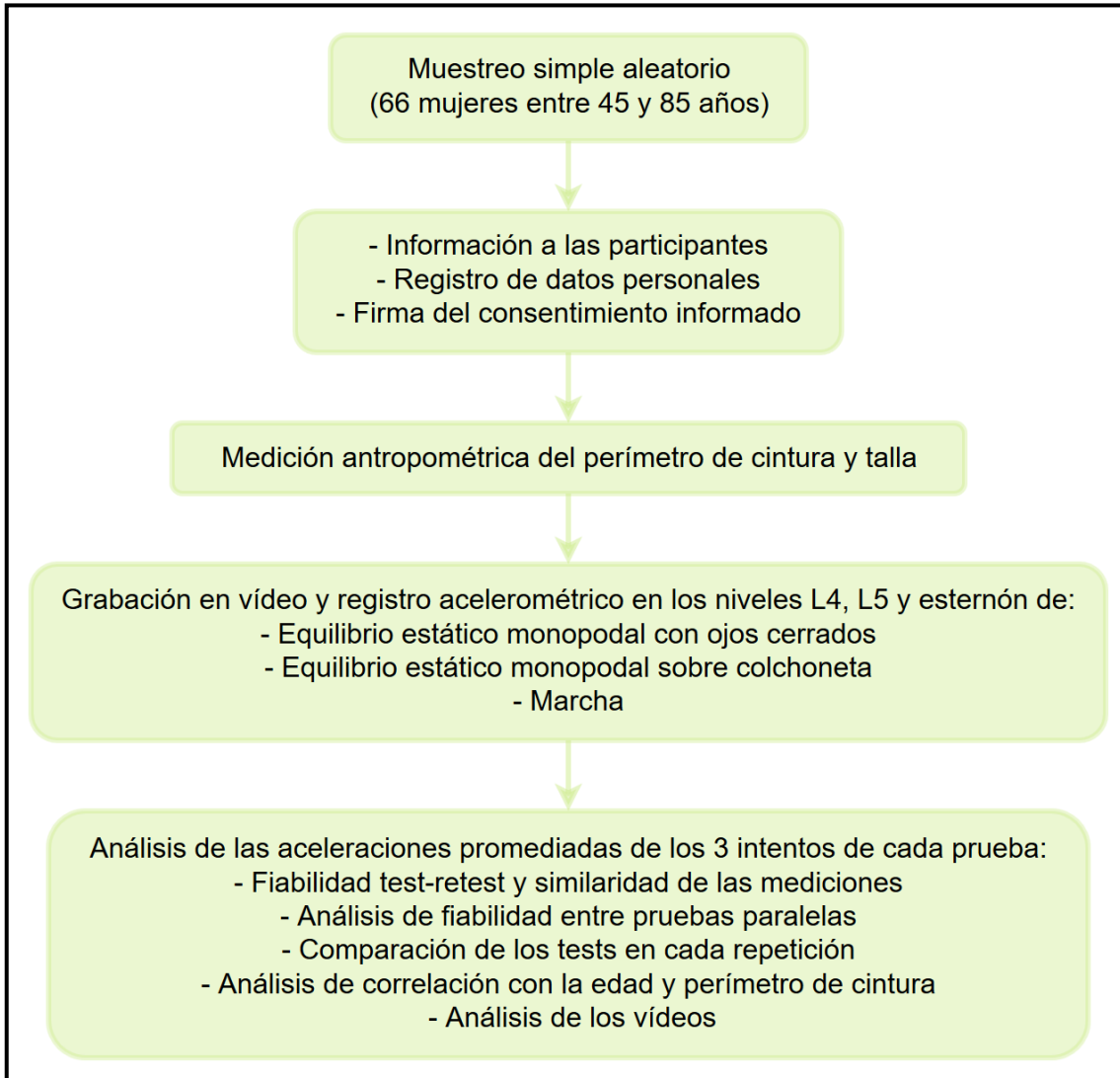


Figura n°8. Procedimiento experimental

Los dispositivos ubicados en L5 obtuvieron valores similares de correlación que L4 ($r = 0,89; 0,78; 0,8$; para los ejes vertical, medio-lateral y ántero-posterior, respectivamente, en la prueba EMOC). Los resultados de este análisis para las tres pruebas de evaluación pueden consultarse en la Tabla n°1.

La similaridad de las mediciones entre sujetos mostró que las aceleraciones a nivel de L4 en los ejes medio-lateral y ántero-posterior obtuvieron menor variabilidad en sus registros (valores de r entre $0,77$ y $0,9$ en todos los ejes). Por el contrario, las aceleraciones

en dorsal y L5 obtuvieron en todos sus ejes valores de r entre 0,5 y 0,72. Pueden consultarse todos los resultados obtenidos en este análisis en la Tabla n°2.

Tabla n°1. Resultados del análisis de fiabilidad test-retest para cada eje y prueba de evaluación

Eje	EMOC			EMC			M		
	Dorsal	L4	L5	Dorsal	L4	L5	Dorsal	L4	L5
1	0,76**	0,95***	0,89***	0,75**	0,9***	0,9***	0,8***	0,85***	0,82***
2	0,64*	0,74***	0,78***	0,6*	0,84***	0,8***	0,72**	0,8***	0,74***
3	0,6*	0,84***	0,8***	0,68**	0,8***	0,72**	0,7**	0,83***	0,7**

EMOC: equilibrio monopodal con ojos cerrados; EMC: equilibrio monopodal sobre colchoneta; M: marcha; Eje 1: eje vertical; Eje 2: eje medio-lateral; Eje 3: eje ántero-posterior.

*p < 0,05

**p < 0,01

***p < 0,001

Tabla n°2. Similaridad de las mediciones entre sujetos

Eje	EMOC			EMC			M		
	Dorsal	L4	L5	Dorsal	L4	L5	Dorsal	L4	L5
1	0,5	0,77**	0,7***	0,52*	0,78***	0,69***	0,65**	0,75**	0,72***
2	0,51	0,9***	0,66*	0,55	0,8***	0,6**	0,7***	0,84***	0,7**
3	0,68*	0,8***	0,6***	0,66*	0,89***	0,57***	0,6*	0,77***	0,65*

EMOC: equilibrio monopodal ojos cerrados; EMC: equilibrio monopodal sobre colchoneta; M: marcha; Eje 1: eje vertical; Eje 2: eje medio-lateral; Eje 3: eje ántero-posterior.

*p < 0,05

**p < 0,01

***p < 0,001

5.3.2. Análisis de fiabilidad entre pruebas paralelas

La Tabla n°3 muestra los rangos y valores medios para cada eje en las tres ubicaciones de registro. Las aceleraciones obtenidas con los dispositivos situados en L5 se correlacionaron con las obtenidas con los acelerómetros situados en L4 ($r = 0,88$; $p < 0,01$) y en dorsal ($r = 0,73$; $p < 0,001$).

Estos resultados indican que, las aceleraciones obtenidas con los dispositivos situados en L5, representan el 88% y el 73% de los resultados obtenidos con los acelerómetros situados en L4 y dorsal, respectivamente. Es decir, la colocación del acelerómetro en la L4 y L5 mostró resultados similares (Figura n°9).

Tabla n°3. Rangos y valores medios de cada eje y *Root Mean Square* de las aceleraciones en las tres ubicaciones empleadas (valores acelerométricos expresados en g)

Variable acelerométrica	EMOC			EMC			M		
	Dorsal	L4	L5	Dorsal	L4	L5	Dorsal	L4	L5
Eje 1	Máximo 10,6 ± 8,5	16,1 ± 8,2	16 ± 9,6	9,9 ± 6	16,2 ± 10	19 ± 15,3	78 ± 13	33,2 ± 15	34,4 ± 12,5
	Mínimo 0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	7 ± 2	8,2 ± 3,5	2,9 ± 3,1
	Media 2,1 ± 0,6	1,8 ± 1,4	3 ± 1,4	1,2 ± 0,8	4,5 ± 1,5	4,2 ± 1,6	44,6 ± 14,8	26,9 ± 9,2	26,5 ± 10,3
Eje 2	Máximo 55,8 ± 19	26,2 ± 16,3	27,5 ± 15	32 ± 16,5	17,3 ± 15,6	14 ± 8,9	28,9 ± 11	45,6 ± 11,9	48,8 ± 12
	Mínimo 1 ± 0,9	0,1 ± 0,1	0,1 ± 0,1	2 ± 0,6	0,1 ± 0,1	0 ± 0	5 ± 4,1	5,2 ± 6,5	5,2 ± 2,6
	Media 21,9 ± 4,4	4,6 ± 3,4	5,7 ± 2,6	4,6 ± 2	12 ± 1,8	13,7 ± 1	25 ± 8,8	30 ± 9,3	33,6 ± 6,1
Eje 3	Máximo 45,5 ± 20,2	27 ± 12,1	29,2 ± 13,6	34,3 ± 13,8	11,7 ± 10	9,3 ± 8	53 ± 13,8	49,6 ± 12,7	46,5 ± 11,4
	Mínimo 3,7 ± 2,1	0,1 ± 0,1	0,3 ± 0,2	4 ± 3,2	0 ± 0	0 ± 0	10,8 ± 6	9,1 ± 4,2	8,8 ± 4,8
	Media 13,4 ± 9,3	9,1 ± 2,6	10 ± 2,5	11,2 ± 5,1	10,2 ± 6	9,5 ± 7	29,8 ± 9,2	30,2 ± 7,3	31 ± 6,6
RMS	Máximo 42 ± 8,1	23,6 ± 12,2	24,9 ± 10	5 ± 2,9	15,3 ± 4,1	14,7 ± 8	57 ± 32,7	43,4 ± 10,8	43,7 ± 10
	Mínimo 2,21 ± 2,5	0,1 ± 0,1	0,2 ± 0,2	0,4 ± 0,2	0,1 ± 0	0 ± 0	8 ± 5	7,7 ± 3,6	6,1 ± 2,4
	Media 14,9 ± 7,8	6 ± 4,6	6,9 ± 4,7	2,6 ± 1,1	9,5 ± 2,6	9,9 ± 3	34,2 ± 13	29,1 ± 9	30,5 ± 10,8

EMOC: equilibrio monopodal ojos cerrados; EMC: equilibrio monopodal sobre colchoneta; M: marcha; Eje 1: eje vertical; Eje 2: eje medio-lateral;

Eje 3: eje ántero-posterior; RMS: *Root Mean Square* de las aceleraciones.

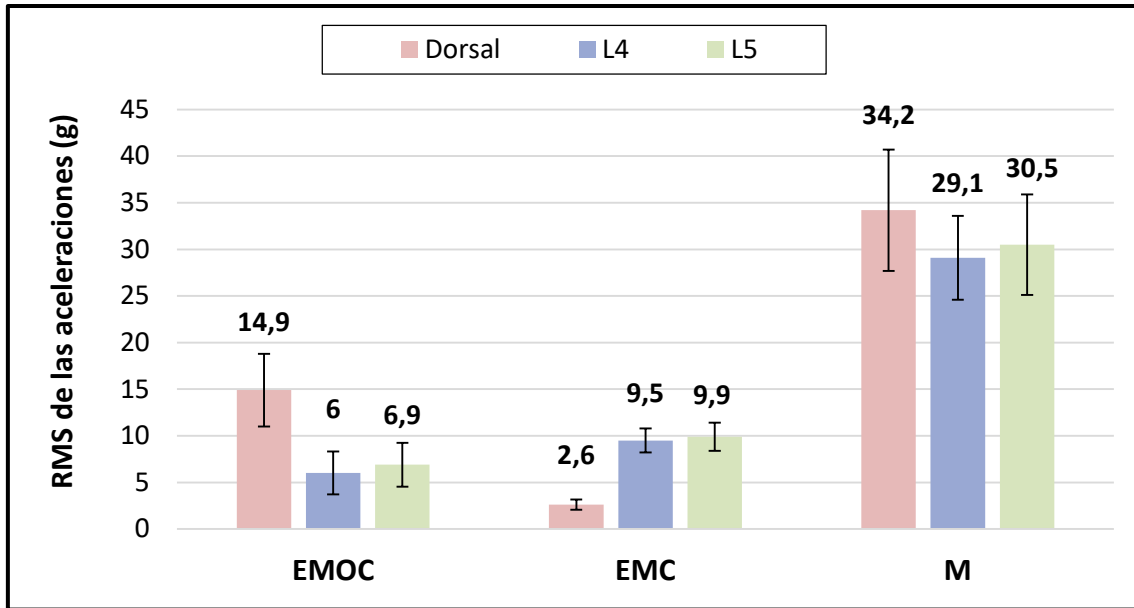


Figura n°9. Valor de la *Root Mean Square* (RMS) de las aceleraciones en las tres ubicaciones empleadas

(EMOC: equilibrio monopodal ojos cerrados; EMC: equilibrio monopodal sobre colchoneta; M: marcha)

5.3.3. Comparación de los tests en cada repetición

En las dos pruebas de equilibrio estático se detectaron un mayor número de pérdidas del equilibrio en el tercer intento de la prueba con respecto a las dos primeras. El estudio de la RMS de las aceleraciones mostró que el valor de ésta aumentó siguiendo el orden de los ensayos en las pruebas de equilibrio estático pero no en las de la M (Figura n°10).

Las aceleraciones máximas detectadas ocurrieron, en su mayoría, durante los segundos centrales de los tests, independientemente de si era la primera, segunda o tercera repetición de las dos pruebas de equilibrio estático (Tabla n°4). Este fenómeno puede observarse gráficamente en la Figura n°11 (los círculos rojos muestran los momentos de perturbación del control postural), que representa los movimientos de una participante durante la prueba EMOC. La prueba en la que se produjo un mayor número de perturbaciones del control postural fue EMOC. Las aceleraciones mayores, en la prueba EMOC, se detectaron en el eje ántero-posterior tanto para el acelerómetro en L4 como en L5. Sin embargo, para el acelerómetro ubicado en la región dorsal las mayores aceleraciones ocurrieron en el eje medio-lateral. En la prueba EMC, las mayores aceleraciones ocurrieron en el eje medio-lateral para los dos acelerómetros ubicados en la región lumbar; y en el eje ántero-posterior para el acelerómetro ubicado en zona dorsal.

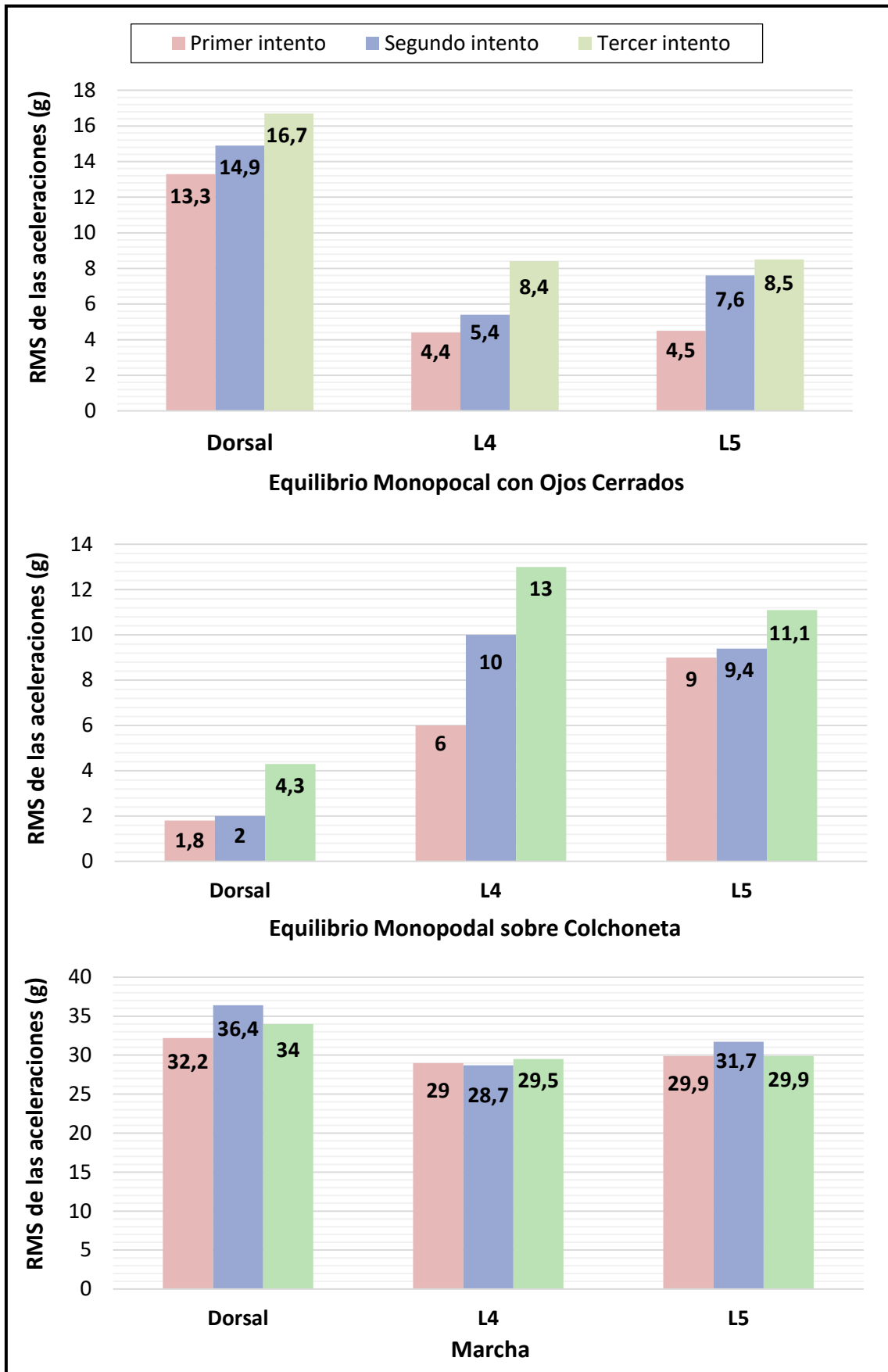


Figura nº10. Evolución del valor de la *Root Mean Square* (RMS) de las aceleraciones según intento

Tabla n°4. Segundo en el que se detectó la aceleración máxima en las pruebas de equilibrio estático

	EMOC			EMC		
	1 ^{er} intento	2 ^o intento	3 ^{er} intento	1 ^{er} intento	2 ^o intento	3 ^{er} intento
Segundo	15 ± 8	16 ± 9	15 ± 9	15 ± 10	16 ± 9	15 ± 9

EMOC: equilibrio monopodal ojos cerrados; EMC: equilibrio monopodal sobre colchoneta.

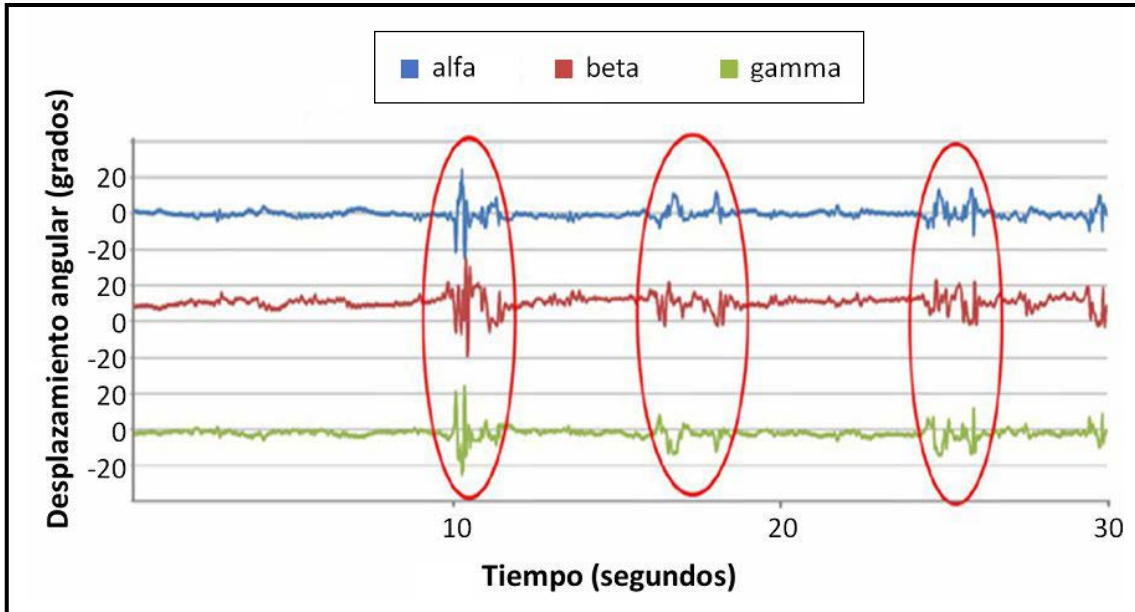


Figura n°11. Representación gráfica de los movimientos en los tres planos del espacio durante el tercer intento de la prueba de equilibrio monopodal con ojos cerrados (ejemplo de una participante)

Durante la M, las aceleraciones de mayor magnitud fueron detectadas en el eje vertical por el dispositivo de la zona dorsal; en el eje medio-lateral, por el de L5; y en el eje ántero-posterior (con muy poca diferencia respecto al eje medio-lateral), por el de L4.

La duración de la prueba de la M fue similar en las tres repeticiones (primer intento: 18,4 ± 3,5 segundos; segundo intento: 18,3 ± 3; tercer intento: 18,5 ± 5,7 segundos).

5.3.4. Análisis de correlación

La edad no se correlacionó con los resultados del análisis de M con respecto a las aceleraciones máximas y el desequilibrio promedio en los dos últimos intentos ($p > 0,05$).

Sin embargo, sí se observó una correlación entre la edad y el desequilibrio promedio durante el primer intento de M ($r = 0,4$; $p = 0,01$).

Se encontraron correlaciones significativas entre la edad y la duración de la prueba M en los tres intentos (primer intento: $r = 0,53$ $p < 0,01$; segundo intento: $r = 0,21$ $p < 0,01$; y tercer intento: $r = 0,2$ $p < 0,01$). Dicha variable también se correlacionó con las aceleraciones máximas y el desequilibrio promedio en el primer intento de M ($r = 0,4$; $p = 0,01$) pero no obtuvo resultados significativos en las dos siguientes repeticiones ($p > 0,05$).

En el análisis de cada eje por separado, el perímetro de cintura se correlacionó con la aceleración media en los tres ejes sólo en el primer intento de M (valores de r entre 0,7 y 0,79 y $p < 0,001$; para los tres ejes). Sin embargo, sí se correlacionó en los tres intentos de la prueba por separado con la aceleración media del eje vertical (valores de r entre 0,7 y 0,5 y $p < 0,02$; para los tres intentos).

Los resultados obtenidos mostraron una correlación significativa entre la edad y el valor promedio de la RMS en los tres intentos de la prueba EMC: en L5, $r = 0,49$, $p < 0,01$; en L4, $r = 0,7$, $p < 0,01$; y en dorsal, $r = 0,42$, $p < 0,01$. Resultados similares se encontraron en las correlaciones con la prueba EMOC: en L5, $r = 0,58$, $p < 0,001$; en L4, $r = 0,77$, $p < 0,001$; y en dorsal, $r = 0,4$, $p < 0,01$. Las correlaciones entre la edad y el valor promedio de la RMS para cada intento de las pruebas de equilibrio por separado no fueron significativas en ningún caso. El perímetro de cintura no se correlacionó con las aceleraciones registradas durante las pruebas de equilibrio estático.

5.3.5. Análisis de los vídeos

Con el estudio de las imágenes de vídeo, de las pruebas de equilibrio estático, se observó que todas las reacciones de enderezamiento y equilibrio como inclinaciones laterales y flexo-extensiones de tronco, movimientos de flexo-extensión de la rodilla de apoyo, movimientos de abducción de cadera de la pierna no apoyada, pequeños saltos y las pérdidas irreversibles del equilibrio correspondían a aceleraciones superiores a 6 g en el RMS de los registros en la región lumbar. Dicho umbral ascendía a 12 g para los registros de la región dorsal.

De todos los incidentes registrados, aproximadamente más del 60% eran desequilibrios y apoyos del pie que debía mantenerse en el aire. Además, casi el 90% se produjeron por pequeñas inclinaciones en el plano sagital (movimientos de abducción-

aducción) tanto del tronco como de las caderas y/o del tobillo del miembro inferior de apoyo.

5.4. Discusión

El objetivo de este trabajo fue definir el punto óptimo de colocación de los dispositivos acelerométricos mediante la comparación de la fiabilidad su ubicación en los niveles raquídeos más empleados en la valoración del equilibrio con estos dispositivos.

Debido a la alta correlación entre los datos de los tres dispositivos, sobretodo de los dos ubicados en la región lumbar, todo el análisis se podría reducir a un solo acelerómetro. Los resultados del análisis de fiabilidad mostraron buenos resultados para los dos acelerómetros ubicados en la región lumbar. Aunque en todas los test estadísticos la ubicación en L4 obtuvo mejores resultados. Ahora bien, aunque los datos obtenidos por los distintos dispositivos mostraron una elevada correlación, en ningún caso debe concluirse que todos transmitan la misma información o que se puedan emplear las aceleraciones de un solo segmento en representación del conjunto del cuerpo.

Si bien, los datos acelerométricos obtenidos en L4 y L5 menudo se han utilizado para la evaluación del equilibrio de manera arbitraria, en realidad hay diferencias entre sus registros. Estas diferencias detectadas responden a las diversas exigencias mecánicas las que están expuestos y las diferentes relaciones estructurales que mantienen con la pelvis: L5 está directamente expuesta a las fuerzas de cizallamiento sobre la base del sacro y tiende a estar afectada por los movimientos de rotación del sacro.

En relación a los resultados obtenidos en la evaluación del equilibrio, en las dos pruebas de equilibrio estático se observó que la RMS de las aceleraciones mostró un aumento entre la primera y la última repetición, en los tres puntos de registro. Tras el análisis de los vídeos realizados, tenemos la seguridad de que estos aumentos son el reflejo cuantitativo de la aparición de mayores ajustes posturales producidos por un desequilibrio. Dichos desequilibrios, sin un análisis pormenorizado de cómo se producen pueden explicarse por el modelo multisegmentario del equilibrio⁷, que los relaciona con la pérdida de la base de sustentación debido al desplazamiento del CG; o por el modelo de péndulo invertido propuesto por Winter²⁵, que los asocia los cambios en el Centro de Presión.

Una explicación plausible a estos valores acelerométricos es la aparición de la fatiga²⁶, que ocurre principalmente en los músculos estabilizadores de las extremidades

inferiores (sobre todo en los abductores de cadera y musculatura estabilizadora de tobillo), lo que altera la base de sustentación y obliga a un reajuste de la musculatura estabilizadora del tronco (mediante la acción de la musculatura abdominal y la musculatura paravertebral). Sin embargo, en la prueba de la marcha éste fenómeno no ocurrió. Posiblemente, durante la marcha, aunque se trate de una actividad más compleja que las pruebas de equilibrio estático monopodal, es más difícil que aparezca la fatiga porque es una habilidad que las participantes realizan diariamente sin complicaciones (tal y como se exigió en los criterios de inclusión). Además, es una actividad dinámica en la que las acciones biomecánicas se secuencian y coordinan entre diferentes grupos musculares.

En relación al momento de aparición de las desestabilizaciones más graves, todas las participantes (incluso teniendo en cuenta sus características individuales) experimentan una fase crítica similar durante las pruebas de equilibrio estático que aparece en los segundos centrales de las mismas. Es decir, las reacciones de enderezamiento y control postural, independientemente de la repetición de las pruebas, aparecen pocos segundos después del inicio del test. La fatiga, al contrario que en la magnitud de las aceleraciones, parece no influir en el momento de inicio de las desestabilizaciones.

Las correlaciones obtenidas entre la edad y las aceleraciones promedio en las pruebas de equilibrio estático están en línea con estudios anteriores como el de Martínez-Ramírez et al²⁷. Estos resultados son fruto de la menor capacidad de respuesta del sistema neuromuscular conforme avanza el proceso de envejecimiento²⁸.

Las correlaciones obtenidas con el perímetro de cintura con las aceleraciones en el eje vertical del cuerpo, muestran una relación entre el volumen del tronco con los movimientos realizados en el plano horizontal durante la marcha. Éstos movimientos son parte de los seis determinantes de la marcha normal que enunciaron Hayot et al²⁹. Concretamente, ellos señalaron la importancia de los movimientos de rotación pélvica producidos, en gran parte, por la activación del oblicuo menor del abdomen (que forma parte de la faja abdominal, con importante función dinámica y estabilizadora). Una explicación para este fenómeno puede ser que un mayor perímetro de cintura (debido al sobrepeso) hace a las participantes menos ágiles³⁰. Por lo tanto, tener demasiado volumen corporal en la región abdominal, donde se encuentra el CG del individuo, supone una desventaja para hacer movimientos estabilizadores eficaces durante la marcha. Pero, por el contrario, no está involucrado en los procesos de estabilización y control postural que se producen durante las pruebas de equilibrio estático. Por lo tanto, el sobrepeso hace que

las personas mayores menos ágiles, aspecto muy relevante puesto que los desequilibrios en la vida real (a diferencia del entorno de laboratorio) se producen de repente y durante la realización de tareas combinadas, donde una de ellas suele ser la marcha^{31,32}.

El estudio acelerométrico simultáneo al análisis de los vídeos es un valor añadido a este estudio ya que ha permitido correlacionar los datos cinemáticos con los movimientos realizados. Tras dicha visualización, se detectó que el eje donde se produce mayor actividad es el medio-lateral, que coincide con aquel donde se producen perturbaciones del equilibrio de mayor magnitud en la prueba EMC pero no en la prueba EMOC. Es decir, el fracaso de las reacciones de control postural sobre una superficie inestable, ocurrieron mayoritariamente en el plano sagital. Por el contrario, en privación del sentido de la vista, las desestabilizaciones más graves ocurrieron en el plano transversal.

Puesto que se trataba de una muestra formada por individuos sanos, es natural que las estrategias de estabilización empleadas, durante las pruebas realizadas, se desarrollasen de forma armónica en todo el tronco. Es decir, que los dispositivos mostrasen un comportamiento proporcionado en los diferentes puntos del tronco es indicativo de la ausencia de deterioro de los subsistemas de control postural³³. Sin embargo, aún no se ha determinado si existe alguna relación entre los cambios en las aceleraciones de otras partes del cuerpo y el riesgo de caída o inestabilidad postural, habiendo sólo evidencia de la fiabilidad de las medidas tomadas en la región lumbo-pélvica^{34,35}.

Finalmente, tras el estudio de los resultados obtenidos, se puede confirmar que el equilibrio y las reacciones de control postural obedecen al modelo multisegmentario que, en la práctica, implica la realización de ajustes constantes por parte del sistema neuromuscular en todos los segmentos corporales, con la participación principal del tronco y de los miembros inferiores. Por otra parte, factores como la edad, el perímetro de cintura y la fatiga pueden ser determinantes para realizar con eficacia dichos ajustes y mantener la estabilidad en actividades dinámicas (como la marcha) y estáticas (como el mantenimiento del apoyo monopodal sobre distintos tipos de superficie). También es destacable que, las caídas, entendidas como la pérdida total del control del CG sin posibilidad de recuperarlo, son raras para esta muestra de población sana y en buen estado físico.

Una limitación importante de este estudio es que los resultados obtenidos no permiten describir desde el punto de vista fisiológico cómo funcionan los subsistemas de

control postural para el mantenimiento del equilibrio. La acelerometría sólo es una medida indirecta de la eficacia con la que el SNC integra la información del entorno y del propio sujeto con el objetivo de mantener el equilibrio. Sin embargo, es importante haber identificado la ubicación óptima en el tronco de dispositivos acelerométricos, como tecnología de bajo coste y sencilla aplicación, para la evaluación del equilibrio en mujeres.

Paralelamente, aunque el empleo de un solo dispositivo para el estudio acelerométrico de equilibrio y de la marcha pueda ser suficiente, no se debe olvidar que la combinación de registros obtenidos en diferentes puntos anatómicos constituye un método de evaluación biomecánica que describe cómo la información somatosensorial, visual y vestibular se integra para mantener la estabilidad y puede ser una vía de investigación en el futuro. Por lo tanto, la acelerometría debe ser incorporada a la salud pública por las muchas posibilidades que ofrece a los servicios de salud, tales como la mejora de los métodos de evaluación y la optimización en el diseño de programas para mejorar la salud física^{36,37}.

5.5. Conclusiones

Este trabajo aporta datos empíricos sobre las diferencias del registro cinemático en diferentes puntos del raquis. Teniendo en cuenta que todos nuestros resultados están bajo el paradigma del modelo multisegmentario (por el empleo de puntos de registro próximos al CG), los análisis y test estadísticos empleados demuestran que la cuarta vértebra lumbar es el punto idóneo de registro cinemático para la evaluación del equilibrio. La elección de este nivel en lugar del inmediatamente inferior, tiene el objetivo de facilitar el análisis biomecánico de los cambios de posición del cuerpo en el espacio y evitar la introducción de una variable extraña que representa la movilidad intrínseca de la cintura pélvica.

Además, se ha identificado un umbral cuantitativo (6 g) a partir del cual el riesgo de caída podría resultar clínicamente relevante, por lo que este método diagnóstico podría resultar de gran aplicabilidad en los servicios de salud como prueba de cribado o para la evaluación de la eficacia de los programas de prevención de caídas.

Este estudio se publicó como artículo científico en la Revista Andaluza de Medicina del Deporte con la siguiente referencia: Leirós-Rodríguez R, Arce ME, Míguez-Álvarez C, García-Soidán JL. Definition of the proper placement point for balance assessment with accelerometers in older women. *Rev Andal Med Deporte*. 2016. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ramd.2016.09.001> (Anexo nº4).

5.6. Bibliografía

1. Aziz O, Park EJ, Mori G, Robinovitch SN. Distinguishing the causes of falls in humans using an array of wearable tri-axial accelerometers. *Gait Posture*. 2014;39(1):506-12.
2. Whitney S, Roche J, Marchetti G, Lin CC, Steed DP, Furman GR, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait Posture*. 2011;33(4):594-9.
3. Cuesta-Vargas A, William J. Estudio de la cinemática y fiabilidad inter e intraterapeutas de la manipulación vertebral cervical basada en sensores inerciales. *Fisioterapia*. 2011;33(1):25-30.
4. Hartmann A, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Reproducibility of spatio-temporal gait parameters under different conditions in older adults using a trunk tri-axial accelerometer system. *Gait Posture*. 2009;30(3):351-5.
5. Adlerton A, Moritz U, Moe-Nilssen R. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiother Res Int*. 2003;8(4):187-99.
6. Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait Posture*. 2009;29(3):444-8.
7. Hodges P, Gurfinkel V, Brumagne S, Smith T, Cordo P. Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res*. 2002;144(3):293-302.
8. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Parts I & II: The instrument & gait analysis. *Clin Biomech*. 1998;13(4):320-35.
9. Lin Y, Gfoehler M, Pandy MG. Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *J Biomech*. 2014;47(6):1324-31.

10. Lowry KA, Smiley-Oyen AL, Carrel AJ, Kerr JP. Walking stability using harmonic ratios in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2009;24(2):261-7.
11. O'Sullivan M, Blake C, Cunningham C, Boyle G, Finucane C. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age Ageing.* 2009;38(3):308-13.
12. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
13. Bonnet C, Carello C, Turvey M. Diabetes and postural stability: Review and hypotheses. *J Mot Behav.* 2009;41(2):172-92.
14. Kuramatsu Y, Muraki T, Oouchida Y, Sekiguchi Y, Izumi S. Influence of constrained visual and somatic senses on controlling centre of mass during sit-to-stand. *Gait Posture.* 2012;36(1):90-4.
15. Forsell C, Halvorsen K. A method for determining minimal sets of markers for the estimation of center of mass, linear and angular momentum. *J Biomech.* 2009;42(3):361-5.
16. Esser P, Dawes H, Collett J, Howells K. IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *J Biomech.* 2009;42(10):1578-81.
17. López PM, Fernández-Ballesteros R, Zamarrón MD, López SR. Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach. *J Biosoc Sci.* 2011;43(05):597-610.
18. Gangnet N, Pomero V, Dumas R, Skalli W, Vital J. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: A three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surg Radiol Anat.* 2003;25(5-6):424-33.
19. Leirós-Rodríguez R, Arce ME, García-Soidán JL. Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático. *Retos.* 2015(28):90-3.
20. Hamer M, Stamatakis E, Steptoe A. Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(10):1946-50.
21. Hildebrand M, van Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age-group comparability of raw accelerometer output from wrist-and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(9):1816-24.
22. Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(3):136-47.

23. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2009;56(3):871-9.
24. Martínez-Méndez R, Sekine M, Tamura T. Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8(1):17.
25. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3(4):193-214.
26. McGregor SJ, Armstrong WJ, Yaggie JA, Bollt EM, Parshad R, Bailey JJ, et al. Lower extremity fatigue increases complexity of postural control during a single-legged stance. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8(1):43.
27. Martínez-Ramírez A, Lecumberri P, Gómez M, Rodríguez-Mañas L, García F, Izquierdo M. Frailty assessment based on wavelet analysis during quiet standing balance test. *J Biomech.* 2011;44(12):2213-20.
28. Faulkner JA, Larkin LM, Claffin DR, Brooks SV. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 2007;34(11):1091-6.
29. Hayot C, Sakka S, Lacouture P. Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Hum Mov Sci.* 2013;32(2):279-89.
30. Guallar-Castillón P, Balboa-Castillo T, López-García E, León-Muñoz LM, Gutiérrez-Fisac JL, Banegas JR, et al. BMI, waist circumference, and mortality according to health status in the older adult population of Spain. *Obesity.* 2009;17(12):2232-8.
31. Long JS, Pavalko EK. The life course of activity limitations: Exploring indicators of functional limitations over time. *J Aging Health.* 2004;16(4):490-516.
32. Hernández ME, Goldberg A, Alexander NB. Decreased muscle strength relates to self-reported stooping, crouching, or kneeling difficulty in older adults. *Phys Ther.* 2010;90(1):67-74.
33. Tucker MG, Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. *Hum Mov Sci.* 2008;27(5):728-37.
34. Mesure S, Azulay J, Pouget J, Amblard B. Strategies of segmental stabilization during gait in Parkinson's disease. *Exp Brain Res.* 1999;129(4):573-81.

35. Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR. Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: A comparison of fallers and nonfallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2009;64(6):700-6.

36. Saiz-Llamosas J, Casado-Vicente V, Martos-Álvarez H. Impacto de un programa de fisioterapia en atención primaria en las personas mayores, con antecedentes de caídas. *Fisioterapia*. 2014;36(3):103-9.

37. Martín-Nogueras A, Calvo-Arenillas J, Sánchez-Sánchez M, Méndez-Sánchez R, Barbero-Iglesias F. Incidencia de caídas en mujeres que participan periódicamente en un programa de revitalización geriátrica. Estudio con seguimiento de 5 años. *Fisioterapia*. 2013;35(4):139-45.

CAPÍTULO VI:

**CUANTIFICACIÓN DEL DETERIORO
DEL EQUILIBRIO CON
ACELERÓMETROS EN MUJERES**

6.1. Introducción

Se estima que entre el 30 y 40% de las personas mayores de 65 años se caerá al menos una vez al año y, aproximadamente la mitad de ellos (es decir, entre un 15 y 20% de los mayores), sufrirán caídas de manera repetida¹. Por tanto, la prevención de caídas en mayores es una prioridad de la salud pública. Para conseguirlo, el diagnóstico precoz del deterioro del equilibrio facilitaría la intervención precoz en las personas con mayor riesgo de sufrir un accidente de este tipo. La prevención de caídas en personas mayores es una prioridad en este grupo de población, ya que éstas son fuente directa de dependencia, morbilidad y mortalidad por las lesiones físicas que provocan. Indirectamente, también hay importantes consecuencias psicosociales, incluyendo el miedo a caer y el autoaislamiento impuesto por los propios mayores después de una caída^{1,2}. En consecuencia, una reducción en la incidencia de caídas y sus lesiones derivadas, puede dar lugar a una importante disminución de costes para el sistema sanitario².

Los estudios de investigación han basado sus resultados, en su mayoría, en los análisis llevados a cabo con plataformas de fuerza y pasarela electrónica³⁻⁶. Esta herramienta proporciona resultados basados en el comportamiento del Centro de Presión del cuerpo. Este parámetro se ha relacionado con el riesgo de caída, pero no es un reflejo del comportamiento global del cuerpo en el espacio^{7,8}.

Una alternativa poco costosa, portátil y de fácil aplicación es el análisis cinemático de los movimientos del individuo¹. Los acelerómetros pueden cuantificar los movimientos de cualquier segmento corporal y, el estudio acelerométrico del equilibrio, se basa en el comportamiento del Centro de Gravedad del individuo^{9,10}. Estudios anteriores demostraron la sensibilidad de estos dispositivos a pequeños cambios producidos por los sistemas de control postural¹⁰⁻¹². Además, el análisis de la marcha basado en el estudio de las aceleraciones del cuerpo se ha aplicado de manera válida y fiable para la predicción del riesgo de caída o discriminar grupos de población¹³⁻¹⁵. El estudio cinemático del cuerpo facilita la detección de alteraciones en la marcha precozmente, cuando todavía no son detectables a través del análisis visual^{16,17}.

La utilización de acelerómetros en investigación permite identificar características de la marcha que proporcionan información adicional sobre el grado de funcionalidad del paciente o el riesgo que éste puede tener de sufrir una caída. Además, es una alternativa más objetiva que el empleo de escalas de valoración clínica¹⁸⁻²¹.

Por todo ello, en este trabajo se expone una metodología de valoración de la marcha con acelerómetros, de fácil y rápida aplicación, que contrastamos con pruebas de equilibrio vigentes en la práctica clínica. Todo ello con el objetivo de determinar si la valoración acelerométrica de la marcha es capaz de detectar alteraciones en la estabilidad y el equilibrio.

6.2. Material y método

6.2.1. Diseño experimental y muestra

Se realizó un estudio descriptivo y transversal en una muestra simple aleatoria de mujeres adultas y mayores de la ciudad de Ourense (España). Esta investigación contó con la aprobación ética obtenida por la Comisión de Ética de la Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) (número de referencia: 3-0406-14).

La muestra estuvo compuesta por 145 mujeres adultas sanas con una media de edad de $63,8 \pm 8,4$ años, con un rango de edad entre 45 y 85 años. Se utilizaron los siguientes criterios de inclusión:

- a) Perfil de actividad física de entre 1 y 2 días por semana.
- b) Capacidad para caminar más de 30 minutos con independencia.

Los criterios de exclusión fueron:

- a) La incapacidad para realizar la marcha de forma independiente.
- b) Utilizar elementos ortopédicos externos para mantener el equilibrio estático bipodal con ojos abiertos 60 segundos.
- c) La presencia de alguna contraindicación o enfermedad que le impidiese someterse a alguna de las pruebas de valoración o el tratamiento farmacológico con alguna medicación que pudiera alterar las respuestas del sistema de control postural evaluadas, su coordinación y/o su velocidad (como ansiolíticos, antidepresivos, antiparkinsonianos o inductores del sueño).
- d) No alcanzar la puntuación máxima en la Escala del Equilibrio de Berg²² y el Test de Tinetti²³. Ambos test cuentan con evidencia que sustenta su capacidad predictora de futuras caídas en personas mayores. Sin embargo, no son capaces de detectar precozmente el deterioro del equilibrio²¹.

El proceso de selección de participantes aparece esquematizado en la Figura nº12.

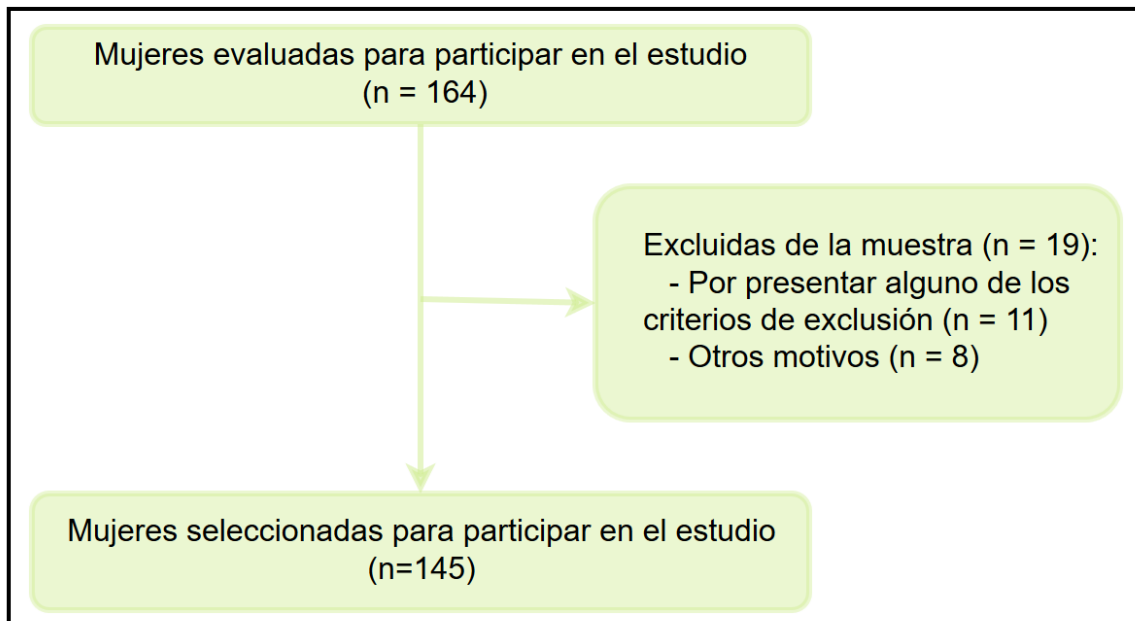


Figura nº12. Proceso de selección de la muestra

6.2.2. Instrumento de medición

Para la medición de las aceleraciones se utilizaron tres acelerómetros triaxiales ActiGraph GT3X+[®]) (ActiGraph, Estados Unidos). Este acelerómetro permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil. Además, ya ha sido validado en diferentes estudios para la evaluación de la actividad física^{24,25}. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4,6 x 3,3 x 1,5 cm), unidas a su poco peso (19 gramos), hacen de este instrumento una de las mejores opciones para evaluar cambios en la posición corporal. La precisión de los acelerómetros es de 3 mg/LSB y su rango de medición de ± 6 g.

Antes de cada sesión de evaluación cada acelerómetro se inicializó con el software específico, el mismo donde se enviaron los datos registrados tras cada ronda de recolección de datos. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso y configurados para que proporcionaran los datos en espacios de tiempo de 1 segundo.

Este instrumento proporciona los datos acelerométricos registrados en los tres ejes del espacio, siendo estos: eje 1 o vertical (correspondiente a los movimientos en el plano frontal o coronal); eje 2 o medio-lateral (correspondiente a los movimientos en el plano sagital); y el eje 3 o ántero-posterior (correspondiente a los movimientos en el plano

transversal). El software del dispositivo facilita también los valores del módulo de las aceleraciones. Además, se calculó la *Root Mean Square* (RMS), representante de la tendencia central del módulo vectorial. Todos estos datos son exportados, primeramente, en un fichero *.csv* y, una vez filtrados y secuenciados se convierten en una hoja de cálculo (Microsoft Office Excel®) desde la que se podrá iniciar el tratamiento estadístico.

Debido a que, en la medición de las acelerometrías, sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este filtro, en ocasiones demasiado bajo, hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor potencia. Por ello, la frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal^{26,27}.

Para el análisis de los datos acelerométricos, se calculó el promedio de los resultados obtenidos en las tres repeticiones de la prueba. A continuación, para el análisis estadístico se utilizaron los valores máximo, mínimo y medio obtenidos por cada participante en cada eje y la RMS de las aceleraciones.

6.2.3. Procedimiento

6.2.3.1. Información y preparación de las participantes

La primera fase del procedimiento consistió en explicar a las mujeres participantes el objetivo del estudio y darles una breve descripción del procedimiento de evaluación a las que serían sometidas. A continuación, se registraron los datos personales de las participantes (nombre completo y fecha de nacimiento) y cada una de ellas firmó el consentimiento informado, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2013).

Las participantes debían estar descalzas con calcetines y ropa confortable que les permitiese realizar las pruebas cómodamente.

El acelerómetro se colocó directamente sobre la piel a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar. La fijación del dispositivo se aseguró con un cinturón ajustable y cinta adhesiva hipoalérgica para cerciorar que el aparato no se movía independientemente al tronco del sujeto, durante la realización de las pruebas.

6.2.3.2. Protocolo de evaluación

Se solicitó a las participantes que recorriesen una distancia de 20 metros, divididos en dos tramos de ida y vuelta. Tanto el comienzo como el punto final de giro del trayecto estaban debidamente señalizados. La prueba se repitió 3 veces separadas por intervalos de 30 segundos para evitar el efecto fatiga de la musculatura de miembros inferiores¹⁸.

A continuación, las participantes realizaron una batería de pruebas y mediciones clínicas relacionadas con el equilibrio y el estado físico:

- Prueba *Timed Up & Go* (TUG): es un test clínico que evalúa la marcha y las transferencias de sedestación a bipedestación. Fue elegida porque se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia²⁸.

- *Chair Stand Test* (CST): evalúa la fuerza de miembros inferiores a través del número de transferencias de sedestación a bipedestación, y viceversa, que los sujetos eran capaces de hacer en 30 segundos. Esta prueba se ha correlacionado con el riesgo de caída y con el estado del equilibrio²⁹.

- Test de los 6 Minutos Marcha (6MM): es empleado para medir la distancia máxima que una persona puede caminar en seis minutos. Esta prueba es útil como medida de la movilidad³⁰.

- Índice de Masa Corporal (IMC) y Perímetro de cintura (PC): ambas variables antropométricas se escogieron por su relación con el estado de salud física en las personas mayores³¹.

6.2.4. Análisis estadístico

Para el análisis de resultados, la muestra se dividió en tres grupos de edad: G1 entre 45 y 60 años ($n = 38$); G2, entre 61 y 70 años ($n = 72$) y G3, entre 71 y 85 años ($n = 35$). El promedio de los tres intentos de la prueba acelerométrica de la marcha fue empleado para el análisis.

Para la estadística descriptiva se utilizó la media como medida de tendencia central y la desviación típica como medida de dispersión.

Para comprobar si las diferencias entre los grupos son significativas se empleó el análisis de la varianza (ANOVA) con la corrección de Bonferroni. Se empleó la regresión lineal utilizando la TUG (como variable independiente) y las variables acelerométricas de la marcha (como variables dependientes), con ajuste para la variable edad.

Todas las técnicas estadísticas se aplicaron con el programa SPSS de Windows versión 17.0 y con el nivel de significación fijado en $p < 0,05$.

El procedimiento experimental aplicado para la consecución de los objetivos de este estudio aparece representado en la Figura nº13.

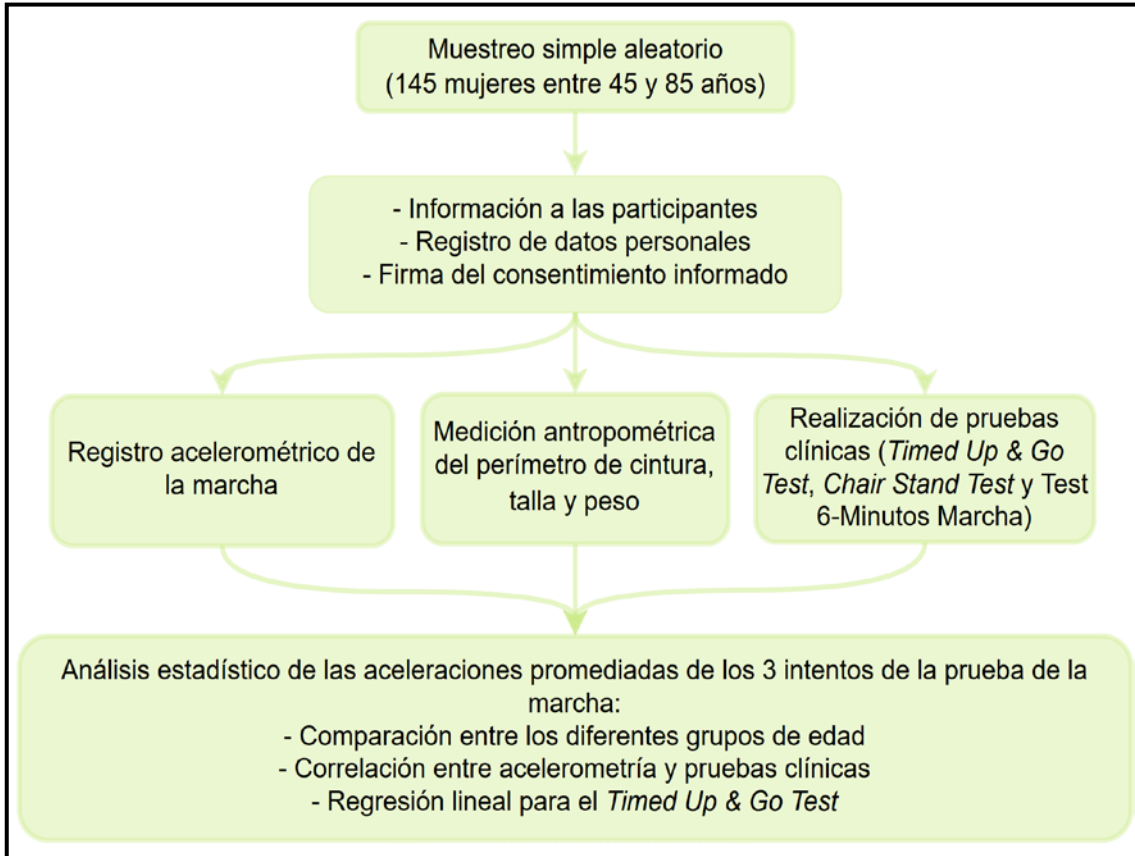


Figura nº13. Procedimiento experimental

6.3. Resultados

6.3.1. Análisis comparativo entre grupos

En los resultados obtenidos no hubo diferencias significativas entre grupos para el peso, IMC ni CST. Entre los grupos G2 y G3, hubo diferencias en el 6MM. Sólo la TUG identificó diferencias entre los tres grupos de edad (Tabla nº5).

En la Tabla nº6 se observa una reducción de los valores de las aceleraciones registradas en los tres ejes y la RMS a medida que aumenta la edad. Esta reducción fue muy significativa para los valores mínimos registrados en los ejes vertical y ántero-

posterior y los valores máximos en el eje medio-lateral. Sólo los valores máximos de la RMS obtuvieron diferencias significativas entre los tres grupos de edad. La duración media de los tres intentos diferencia al G3 de los otros dos grupos, pero no encuentra diferencia significativa entre G1 y G2.

Tabla nº5. Estadística descriptiva de las variables clínicas y antropométricas

Variable	Muestra (n=145)	G1 (n=38)	G2 (n=72)	G3 (n=35)
Edad (años)	63,8 ± 8,4	53,4 ± 5,3 ^{a**, b**}	64,2 ± 2,7 ^{a**, c**}	74,2 ± 4,6 ^{b**, c**}
Peso (kg)	65,6 ± 10,1	63 ± 7,6 ^{b**}	65,4 ± 11,1	69,5 ± 10,1 ^{b**}
Talla (cm)	153,9 ± 5,4	155,6 ± 5 ^{b*}	154 ± 5,5	151,8 ± 5,2 ^{b*}
IMC (kg/m ²)	27,6 ± 4,1	25,9 ± 3,3	27,6 ± 4,7	30,1 ± 3,2
PC (cm)	91,5 ± 8,8	85,2 ± 6 ^{a*, b*}	92,5 ± 8,9 ^{a*}	94,5 ± 8,3 ^{b*}
TUG (s)	6,1 ± 1	5,6 ± 0,8 ^{a*, b**}	6,1 ± 0,8 ^{a*, c*}	6,7 ± 1,3 ^{b**, c*}
CST (rep)	20,5 ± 5,3	21,5 ± 5,3	20,1 ± 5,5	20 ± 4,9
6MM (m)	588,4 ± 84,5	610,2 ± 58,7 ^{b*}	594,8 ± 92,7 ^{c*}	551,7 ± 81,3 ^{b**, c*}

IMC: Índice de Masa Corporal; PC: Perímetro de cintura; TUG: Prueba *Timed Up & Go*; CST: *Chair Stand Test*; 6MM: Test de los 6 Minutos Marcha.

a: comparación entre G1 y G2; b: comparación entre G1 y G3; c: comparación entre G2 y G3.

*p valor < 0,05

**p valor < 0,001

6.3.2. Análisis de correlación

Las correlaciones de la TUG con las variables acelerométricas mostraron diferencias según el grupo de edad. En el G1, la TUG se asoció con el valor máximo del eje antero-posterior ($r = -0,63$; $p < 0,001$). En el G2 y G3, la TUG se asoció con el valor máximo de la RMS (G2: $r = -0,52$; G3: $r = -0,71$; $p < 0,001$, para ambos). Todos los grupos correlacionaron la TUG con la duración de la prueba acelerométrica (G1: $r = 0,71$; G2: $r = 0,68$; G3: $r = 0,81$; $p < 0,001$ para los tres).

Las correlaciones con el 6MM fueron significativas en el G1, con los valores máximos del eje medio-lateral ($r = 0,65$; $p < 0,001$), del eje antero-posterior ($r = 0,72$; $p < 0,001$) y de la RMS ($r = 0,54$; $p < 0,05$). Las correlaciones del CST con las variables acelerométricas mostraron valores significativos en el G3 con el valor máximo del eje medio-lateral ($r = 0,69$; $p < 0,001$) y la duración de la prueba ($r = -0,68$; $p < 0,001$).

El peso se correlacionó con el valor mínimo de la RMS en el G3 ($r = -0,54$; $p < 0,05$). El IMC se correlacionó con el valor mínimo del eje vertical ($r = -0,65$; $p < 0,05$) y de la RMS ($r = 0,5$; $p < 0,05$) en el G3. El PC no obtuvo correlación con ninguna variable acelerométrica en el análisis por grupos.

Tabla n°6. Rangos y valores medios de cada eje y *Root Mean Square* de las aceleraciones (valores acelerométricos expresados en g)

Variable	Muestra (n=145)	G1 (n=38)	G2 (n=72)	G3 (n=35)
Eje vertical				
Máximo	61,6 ± 16,3	68 ± 19,3 ^{b**}	61,7 ± 15	54,4 ± 12,5 ^{b**}
Mínimo	4,1 ± 5	7 ± 7,2 ^{a***, b**}	3,2 ± 3,6 ^{a***}	2,9 ± 3,1 ^{b**}
Media	39,3 ± 12,3	43,4 ± 14,2 ^{b*}	39,9 ± 11,2 ^{c*}	33,5 ± 10,3 ^{b*, c*}
Eje medio-lateral				
Máximo	48,6 ± 12,9	53,9 ± 15,1 ^{a*, b*}	47,6 ± 10,9 ^{a*}	44,8 ± 12,8 ^{b*}
Mínimo	5,5 ± 3,7	6,5 ± 4,6 ^{b*}	5,6 ± 3,5	4,2 ± 2,6 ^{b*}
Media	20,7 ± 6,9	22,5 ± 8 ^{b*}	20,9 ± 6,3	18,6 ± 6, ^{b*}
Eje ántero-posterior				
Máximo	41,6 ± 11,6	45,3 ± 13,3 ^{b*}	41,1 ± 10,7	38,5 ± 10,4 ^{b*}
Mínimo	6,9 ± 5,6	10 ± 6,9 ^{a***, b**}	6,1 ± 4,9 ^{a***}	5,1 ± 3,6 ^{b**}
Media	24,2 ± 8,2	28 ± 9,2 ^{a*, b*}	23,5 ± 7,8 ^{a*}	21,5 ± 6,6 ^{b*}
<i>Root Mean Square</i>				
Máximo	76,6 ± 16,1	84,9 ± 19,6 ^{a*, b***}	76,4 ± 13,6 ^{a*, c*}	68,2 ± 12,1 ^{b***, c*}
Mínimo	23,7 ± 10,8	27,6 ± 13,1 ^{b*}	23,2 ± 9,7	20,5 ± 9 ^{b*}
Media	54,7 ± 12,7	60,5 ± 15,3 ^{b***}	54,9 ± 10,9 ^{c*}	48 ± 9,7 ^{b***, c*}
Duración (s)	16,4 ± 2,5	15,6 ± 2,2 ^{b*}	16,3 ± 2 ^{c*}	17,5 ± 3,1 ^{b*, c*}

a: comparación entre G1 y G2; b: comparación entre G1 y G3; c: comparación entre G2 y G3

* $p < 0,05$

** $p < 0,01$

*** $p < 0,001$

6.3.3. Análisis de regresión lineal

A través de un modelo de regresión lineal para la TUG, se observó que las variables acelerométricas que más explican el resultado de ese test fueron los valores mínimos de los tres ejes. Al ajustar el resultado del modelo para la variable edad, las variables que más información aportaron fueron el valor mínimo del eje vertical y los valores máximos de los ejes medio-lateral y ántero-posterior y la RMS (Tabla n°7).

Tabla n°7. Modelos de regresión lineal para la prueba *Timed Up & Go* (variable continua)

Variable incluida		Valor crudo		Valor ajustado: Edad	
		B	Error Estándar	B	Error Estándar
Eje vertical	Máximo	-0,02***	0,004	-0,01**	0,004
	Mínimo	-0,07***	0,016	-0,04**	0,015
	Media	-0,02***	0,007	-0,01*	0,006
Eje medio-lateral	Máximo	-0,03***	0,006	-0,02***	0,006
	Mínimo	-0,06**	0,022	-0,04	0,02
	Media	-0,02	0,02	-0,03	0,01
Eje ántero-posterior	Máximo	-0,04***	0,007	-0,03***	0,006
	Mínimo	-0,06***	0,014	-0,03*	0,014
	Media	-0,04***	0,01	-0,02*	0,01
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	-0,03***	0,004	-0,02***	0,005
	Mínimo	-0,03***	0,008	-0,02*	0,007
	Media	-0,03***	0,006	-0,02***	0,006
Duración	Media	0,06***	0,015	0,06***	0,002

*p < 0,05

**p < 0,01

***p < 0,001

6.4. Discusión

El objetivo de este artículo fue identificar si la valoración acelerométrica de la marcha es capaz de detectar alteraciones relacionadas con el envejecimiento natural en una población de mujeres adultas y mayores. Los resultados sugieren que la acelerometría es capaz de detectar diferencias en la marcha en diferentes grupos de edad.

Las correlaciones de las variables clínicas concuerdan con investigaciones anteriores como la de la prueba TUG con la edad³². Dicho test también se correlacionó con el tiempo que tardaron los sujetos en completar la prueba con el acelerómetro. De entre las pruebas clínicas empleadas, sólo la TUG obtuvo diferencias significativas para todos los grupos. La correlación de la prueba TUG con los valores máximos de la RMS, concuerda con resultados anteriores, ya que ambos parámetros se han relacionado con el riesgo de caída³³.

Las correlaciones por grupos de las variables clínicas con los ejes del espacio mostraron una mayor dependencia en los grupos más mayores con la fuerza de miembros inferiores y con la antropometría (IMC y peso). Estos resultados concuerdan con la literatura existente, donde la relación del riesgo de caída con la pérdida de fuerza y de masa muscular en miembros inferiores se ha comprobado en numerosas ocasiones^{34,35}.

En cuanto al análisis individualizado de cada eje, es destacable el papel que juegan los movimientos en el plano sagital (eje medio-lateral). En esta muestra se observa una reducción de las aceleraciones en este eje conforme aumenta la edad. Anteriormente, se ha relacionado el balanceo exagerado en el plano sagital durante la marcha con compensaciones asociadas a deterioro¹³. Este deterioro, en concreto, se debería a rigidez de la cintura pélvica y rompería con la premisa fisiológica del principio de economía energética.

Tanto las aceleraciones de en el plano sagital como su RMS se han asociado fuertemente al riesgo de caída anteriormente³³. Lo que concuerda con estos resultados, donde los valores máximos del eje medio-lateral y los valores mínimos del RMS se correlacionaron directamente con la fuerza de miembros inferiores y la composición corporal en el grupo de mayor edad.

En relación a los movimientos en el plano transversal (eje ántero-posterior), que estos tampoco aumentasen concuerda con la ausencia de patologías de la muestra. El aumento de las aceleraciones en este plano se ha relacionado con la necesidad de ejercer un impulso hacia delante desde el tronco, como consecuencia a debilidad o fatiga de miembros inferiores³⁶.

El modelo de regresión permitió identificar los valores que más información aportan del estándar de oro clínico del equilibrio. Su resultado identificó los valores máximos de la RMS y del eje medio-lateral como los más importantes (al igual que el análisis de las correlaciones acelerométricas y clínicas), además de los valores mínimos del eje vertical.

Las aceleraciones y velocidad de marcha se redujeron a medida que avanza la edad como resultado del aumento de la cadencia y reducción de la longitud de paso^{14,20}. Este dato concuerda con observaciones anteriores que encuentran cómo se reduce la velocidad de marcha con el envejecimiento, aun en ausencia de patología^{15,37}. Además, la capacidad a responder eficazmente a perturbaciones está mantenida aún en el G3 ya que en ninguno de los ejes aumentaron las aceleraciones registradas³⁸.

Los resultados indican que, durante el envejecimiento, y en ausencia de patología, la velocidad de marcha y las aceleraciones durante la misma se reducen. Que la velocidad decrezca hace más sensible a sufrir una caída al individuo. Pero eso se produce para mantener la estabilidad a pesar de las alteraciones en la función neuromotriz, muscular y propioceptiva asociadas al envejecimiento³⁶. Pero, si las aceleraciones registradas no aumentan, es que la secuenciación de la marcha no se ha alterado^{33,39}.

Por todo lo expuesto, podemos afirmar que este instrumento permite identificar cambios tempranos en los parámetros espaciotemporales de la marcha. Su uso clínico como herramienta diagnóstica permitirá el diagnóstico precoz de los signos relacionados con el deterioro físico^{5,40}.

Por otra parte, debemos señalar las limitaciones de este estudio. Primeramente, el pequeño tamaño muestral, unido a la ausencia de hombres en la misma, hacen poco generalizables los resultados. También debe ser objetivo de investigaciones futuras, la obtención de datos longitudinales en la evaluación del deterioro del equilibrio para evaluar la sensibilidad de la acelerometría para identificar cambios durante el proceso de envejecimiento.

6.5. Conclusiones

Los resultados sugieren que la acelerometría es capaz de detectar diferencias en la marcha en diferentes grupos de edad y permite analizar pormenorizadamente los movimientos en los tres ejes del espacio.

Ante el estudio de personas sanas donde la variabilidad en la duración de las pruebas es pequeña, el análisis diferenciado de cada uno de los ejes puede ser fuente de diagnóstico precoz de deterioro del equilibrio. Un análisis exhaustivo de los valores mínimos del eje vertical y de los valores máximos del eje medio-lateral y su RMS permitirá detectar alteraciones prematuras en el patrón automático de la marcha.

Este estudio se publicará como artículo científico en *Journal of Women & Aging* con la siguiente referencia: Leirós-Rodríguez R, Romo-Pérez V, Arce ME, García-Soidán JL. Quantification of the balance deterioration in women by accelerometers. *J Women Aging*. 2018; 30 (1) (Anexo nº5).

6.6. Bibliografía

1. Rubenstein LZ. Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*. 2006;35 (Suppl 2):ii37-41.
2. Bradley SM. Falls in older adults. *Mt Sinai J Med*. 2011;78(4):590-5.
3. Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, Moffatt M, Taback SP. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004;4.
4. Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomech*. 2000;15(5):365-9.
5. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*. 2011;34(1):111-8.
6. Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Tormakangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2008;63(2):171-8.
7. Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, et al. Aging, muscle activity, and balance control: Physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture*. 2003;18(2):101-8.
8. Rogers ME, Rogers NL, Takeshima N, Islam MM. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Prev Med*. 2003;36(3):255-64.
9. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*. 2002;16(1):60-8.
10. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech*. 2004;37(1):121-6.
11. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193-214.

12. Helbostad JL, Askim T, Moe-Nilssen R. Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):993-9.
13. Bautmans I, Jansen B, van Keymolten B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture.* 2011;33(3):366-72.
14. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
15. Senden R, Grimm B, Heyligers I, Savelberg H, Meijer K. Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture.* 2009;30(2):192-6.
16. Kang HG, Dingwell JB. Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. *Gait Posture.* 2009;30(2):260-3.
17. Thiede R, Toosizadeh N, Mills JL, Zaky M, Mohler J, Najafi B. Gait and balance assessments as early indicators of frailty in patients with known peripheral artery disease. *Clin Biomech.* 2015;32:1-7.
18. Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait Posture.* 2009;29(3):444-8.
19. Lowry K, Lokenvitz N, Smiley-Oyen A. Age-and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait Posture.* 2012;35(2):272-6.
20. Senden R, Savelberg H, Grimm B, Heyligers I, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture.* 2012;36(2):296-300.
21. Lin M, Hwang H, Hu M, Wu HI, Wang Y, Huang F. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(8):1343-8.
22. Bogle-Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys Ther.* 1996;76(6):576-83.
23. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986;34(2):119-26.
24. Hamer M, Stamatakis E, Steptoe A. Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(10):1946-50.

25. Hildebrand M, van Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age-group comparability of raw accelerometer output from wrist-and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(9):1816-24.
26. Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(3):136-47.
27. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2009;56(3):871-9.
28. Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing.* 2003;32(3):315-20.
29. Cho KH, Bok SK, Kim Y, Hwang SL. Effect of lower limb strength on falls and balance of the elderly. *Ann Rehabil Med.* 2012;36(3):386-93.
30. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Phys Ther.* 2002;82(2):128-37.
31. López PM, Fernández-Ballesteros R, Zamarrón MD, López SR. Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach. *J Biosoc Sci.* 2011;43:597-610.
32. Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture.* 2009;30(1):60-4.
33. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc.* 2015;4(1):1-9.
34. Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2006;61(10):1059-64.
35. Schlicht J, Camaione DN, Owen SV. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001;56(5):M281-6.
36. Kavanagh JJ. Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *J Neuroeng Rehabil.* 2009;6:9.

37. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*. 2003;32(2):137-42.
38. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Identification of fall risk predictors in daily life measurements: Gait characteristics' reliability and association with self-reported fall history. *Neurorehabil Neural Repair*. 2015;29(1):54-61.
39. Matsumoto H, Makabe T, Morita T, Ikuhara K, Kajigase A, Okamoto Y, et al. Accelerometry-based gait analysis predicts falls among patients with a recent fracture who are ambulatory: A 1-year prospective study. *Int J Rehabil Res*. 2015;38(2):131-6.
40. Ojagbemi A, D'Este C, Verdes E, Chatterji S, Gureje O. Gait speed and cognitive decline over 2 years in the Ibadan study of aging. *Gait Posture*. 2015;41(2):736-40.

CAPÍTULO VII:
RELACIÓN ENTRE COMPOSICIÓN
CORPORAL Y MOVIMIENTOS
REALIZADOS DURANTE LA
MARCHA

7.1. Introducción

En los últimos cincuenta años se está produciendo un envejecimiento progresivo de las poblaciones en los países desarrollados. La prevalencia de sobrepeso en estas edades provoca mayores riesgos para la salud (enfermedades cardiovasculares, metabólicas, respiratorias y osteoarticulares)^{1,2}. Además, con el proceso de envejecimiento se pierden masa muscular (en relación con la sarcopenia) y ósea y se gana masa grasa³. Esta modificación de la composición corporal produce un aumento del índice de masa corporal (IMC), parámetro indicador de morbilidad, dependencia y mortalidad en personas adultas y mayores⁴. En consecuencia, el declive funcional incrementa el gasto sanitario y asistencial⁵.

Caminar es indispensable para el mantenimiento de las actividades de la vida diaria y, calidad de vida de los mayores^{6,7}. El exceso de peso aumenta la carga mecánica en las articulaciones de las extremidades inferiores lo que puede alterar el comportamiento biodinámico de dichas articulaciones⁸. En consecuencia, y teniendo que el sobrepeso es un problema creciente de salud pública, las intervenciones que reducen el IMC también podría ser una estrategia de prevención primaria y secundaria eficaz de prevención y minimización de problemas funcionales⁹.

La velocidad de la marcha es uno de los signos más empleados para estimar la dependencia en gerontología^{10,11}. Pero este indicador puede presentar deterioro cuando el desarrollo de síndromes o patologías ya están instauradas¹². Esto es debido a que, con el envejecimiento, se reducen lentamente la fuerza muscular y la amplitud de los movimientos¹³. En consecuencia, los mayores prolongan la fase de apoyo y reducen el tiempo de zancada¹⁴. Estas adaptaciones se asocian con la disminución de los movimientos de cadera en el plano sagital y un aumento de la inclinación pélvica en el plano ántero-posterior¹⁵.

La utilización de acelerómetros en investigación permite identificar precozmente características de la marcha que proporcionan información adicional sobre el grado de funcionalidad del paciente o el riesgo que éste puede tener a sufrir una caída¹⁶⁻¹⁹. El análisis de la marcha basado en el estudio de las aceleraciones del cuerpo se ha aplicado de manera válida y fiable para la predicción del riesgo de caída o discriminar grupos de población²⁰⁻²².

Identificar los factores que deterioran la estabilidad de la marcha es fundamental para diseñar intervenciones para mantener la independencia y la movilidad. Esto es

especialmente importante en las mujeres debido a su mayor esperanza de vida y la mayor incidencia de caídas en ellas en relación con los hombres²³. El objetivo de este estudio fue explorar las relaciones entre los parámetros de la marcha y la composición corporal en mujeres sanas y con normopeso. Conocer dichas relaciones permitirá identificar prematuramente alteraciones de la marcha y modificaciones en la composición corporal que deban ser objeto de intervenciones para la prevención del deterioro del equilibrio y diagnosticar en estados iniciales patologías que cursen con alteración de la estabilidad.

7.2. Material y método

7.2.1. Diseño experimental y muestra

Se realizó un estudio descriptivo y transversal en una muestra simple aleatoria de mujeres adultas y mayores de la ciudad de Ourense (España). Esta investigación contó con la aprobación ética obtenida por la Comisión de Ética de la Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) (número de referencia: 3-0406-14).

La muestra estuvo compuesta por 112 mujeres adultas sanas con una media de edad de $64,1 \pm 8,6$ años, con un rango de edad entre 51 y 80 años. Se utilizaron los siguientes criterios de inclusión:

- a) Perfil de actividad física de entre 1 y 2 días por semana.
- b) Capacidad para caminar más de 30 minutos con independencia.
- c) Tener un buenos niveles de independencia y estabilidad de la marcha (completando la prueba *Timed Up & Go* en 10 segundos o menos)²⁴.

Los criterios de exclusión fueron:

- a) La incapacidad para realizar la marcha de forma independiente.
- b) Presentar un IMC menor a 18,5 (infrapeso) o superior a 29,9 (obesidad)²⁵.
- c) La presencia de alguna contraindicación o enfermedad que le impidiese someterse a alguna de las pruebas de valoración o el tratamiento farmacológico con alguna medicación que pudiera alterar las respuestas del sistema de control postural evaluadas, su coordinación y/o su velocidad (como ansiolíticos, antidepresivos, antiparkinsonianos o inductores del sueño).

El proceso de selección de participantes aparece esquematizado en la Figura nº14.

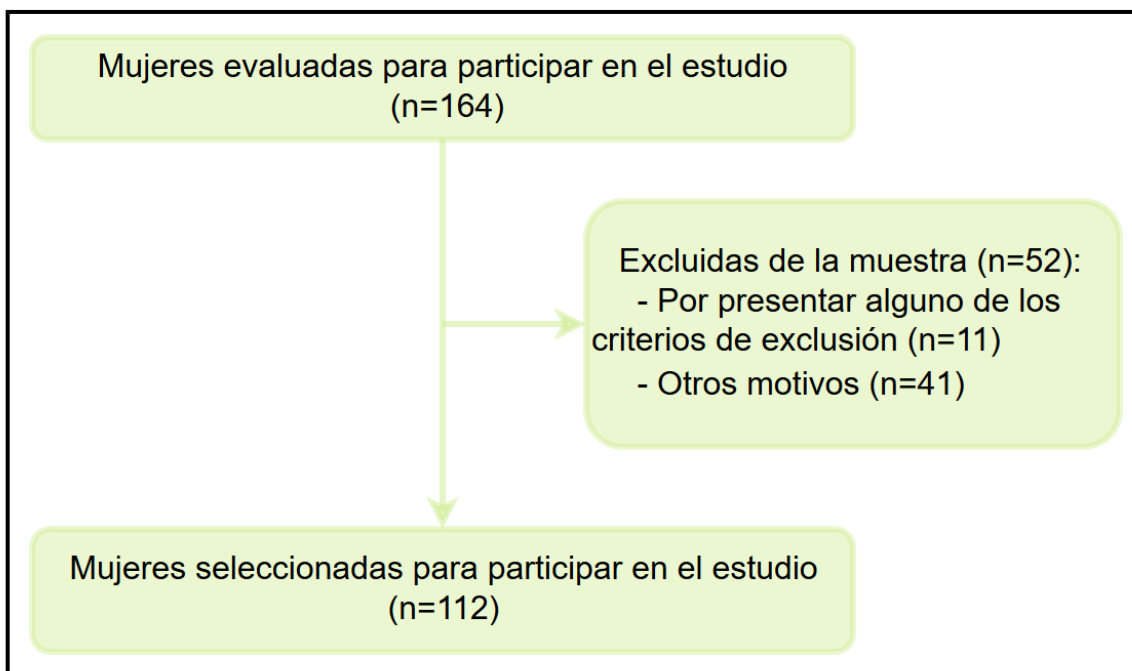


Figura nº14. Proceso de selección de la muestra

7.2.2. Instrumento de medición

Para la medición de las aceleraciones se utilizaron tres acelerómetros triaxiales ActiGraph GT3X+® (ActiGraph, Estados Unidos). Este acelerómetro permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil. Además, ya ha sido validado en diferentes estudios para la evaluación de la actividad física^{26,27}. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4,6 x 3,3 x 1,5 cm), unidas a su poco peso (19 gramos), hacen de este instrumento una de las mejores opciones para evaluar cambios en la posición corporal. La precisión de los acelerómetros es de 3 mg/LSB y su rango de medición de ± 6 g.

Antes de cada sesión de evaluación cada acelerómetro se inicializó con el software específico, el mismo donde se enviaron los datos registrados tras cada ronda de recolección de datos. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso y configurados para que proporcionaran los datos en espacios de tiempo de 1 segundo.

Este instrumento proporciona los datos acelerométricos registrados en los tres ejes del espacio, siendo estos: eje 1 o vertical (correspondiente a los movimientos en el plano frontal o coronal); eje 2 o medio-lateral (correspondiente a los movimientos en el plano sagital); y el eje 3 o ántero-posterior (correspondiente a los movimientos en el plano

transversal). El software del dispositivo facilita también los valores del módulo de las aceleraciones. Además, se calculó la *Root Mean Square* (RMS), representante de la tendencia central del módulo vectorial. Todos estos datos son exportados, primeramente, en un fichero *.csv* y, una vez filtrados y secuenciados se convierten en una hoja de cálculo (Microsoft Office Excel®) desde la que se podrá iniciar el tratamiento estadístico.

Debido a que, en la medición de las acelerometrías, sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este filtro, en ocasiones demasiado bajo, hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor potencia. Por ello, la frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal^{28,29}.

Para el análisis de los datos acelerométricos, se calculó el promedio de los resultados obtenidos en las tres repeticiones de la prueba. A continuación, para el análisis estadístico se utilizaron los valores máximo, mínimo y medio obtenidos por cada participante en cada eje y la RMS de las aceleraciones.

7.2.3. Procedimiento

7.2.3.1. Información y preparación de las participantes

La primera fase del procedimiento consistió en explicar a las mujeres participantes el objetivo del estudio y darles una breve descripción del procedimiento de evaluación al que serían sometidas. A continuación, se registraron los datos personales de las participantes (nombre completo y fecha de nacimiento) y cada una de ellas firmó el consentimiento informado, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2013).

Las participantes debían estar descalzas con calcetines y ropa confortable que les permitiese realizar las pruebas cómodamente.

El acelerómetro se colocó directamente sobre la piel a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar. La fijación del dispositivo se aseguró con un cinturón ajustable y cinta adhesiva hipoalérgica para cerciorar que el aparato no se movía independientemente al tronco del sujeto, durante la realización de las pruebas.

7.2.3.2. Protocolo de evaluación

Se solicitó a las participantes que recorriesen una distancia de 20 metros, divididos en dos tramos de ida y vuelta. Tanto el comienzo como el punto final de giro del trayecto estaban debidamente señalizados. La prueba se repitió 3 veces separadas por intervalos de 30 segundos para evitar el efecto fatiga de la musculatura de miembros inferiores¹⁶.

A continuación, las participantes realizaron una batería de pruebas y mediciones clínicas relacionadas con el equilibrio y el estado físico:

- Prueba *Timed Up & Go* (TUG): es una prueba clínica que evalúa la marcha y las transferencias de sedestación a bipedestación. Fue elegida porque se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia²⁴.

- Test de los 6 Minutos Marcha (6MM): es empleado para medir la distancia máxima que una persona puede caminar en seis minutos. Esta prueba es útil como medida de la movilidad³⁰.

- Perímetro de Cintura (PC): esta variable antropométrica se escogió por su relación con el estado de salud física en las personas mayores³¹.

- Bioimpedancia Electrónica: La cuantificación de la composición corporal se realizó mediante bioimpedancia electrónica. Todos los participantes se les midió en ayunas, en ropa interior y por la mañana, después de ir al servicio y advirtiéndoles de que el día anterior no deberían realizar ningún esfuerzo intenso. Primero, se les midió la altura con una balanza-tallímetro SECA 700 (SECA, Berlín, Alemania). La altura se comprobó 2 veces si había coincidencia y si no se hacía una tercera medida, hallando la media, con un margen de error de ± 1 mm) y después se les midió el peso con una balanza-tallímetro modelo SECA 700 (SECA, Berlín, Alemania). Con un margen de error de ± 50 g, se comprobó dos veces el peso si había coincidencia y si no, se hacía una tercera medida, para hallar la media. A continuación, fueron evaluados mediante el analizador multifrecuencia por bioimpedancia (InBody720, Biospace Japan Inc., Tokyo, Japón®) para medir los parámetros relacionados con su composición corporal. Las variables antropométricas extraídas mediante este método fueron: la impedancia, la masa muscular, la masa grasa y los porcentajes de estas dos últimas. Las cantidades de masa (y sus porcentajes) son proporcionadas en relación al tronco, miembros inferiores y al total del cuerpo.

7.2.4. Análisis estadístico

Para el análisis de resultados, la muestra se dividió en tres grupos de edad: G1 entre 51 y 60 años ($n = 29$); G2, entre 61 y 70 años ($n = 55$) y G3, entre 71 y 80 años ($n = 28$).

Para la estadística descriptiva se utilizó la media como medida de tendencia central y la desviación típica como medida de dispersión.

Para comprobar si las diferencias entre los grupos son significativas se empleó el análisis de la varianza (ANOVA) con la corrección de Bonferroni. Se empleó la regresión lineal utilizando las variables acelerométricas (como variable independiente) y las pruebas de evaluación física y funcional (como variables dependientes), con ajuste para la variable edad.

Todas las técnicas estadísticas se aplicaron con el programa SPSS de Windows versión 17.0 y con el nivel de significación fijado en $p < 0,05$.

El procedimiento experimental aplicado para la consecución de los objetivos de este estudio aparece representado en la Figura nº15.

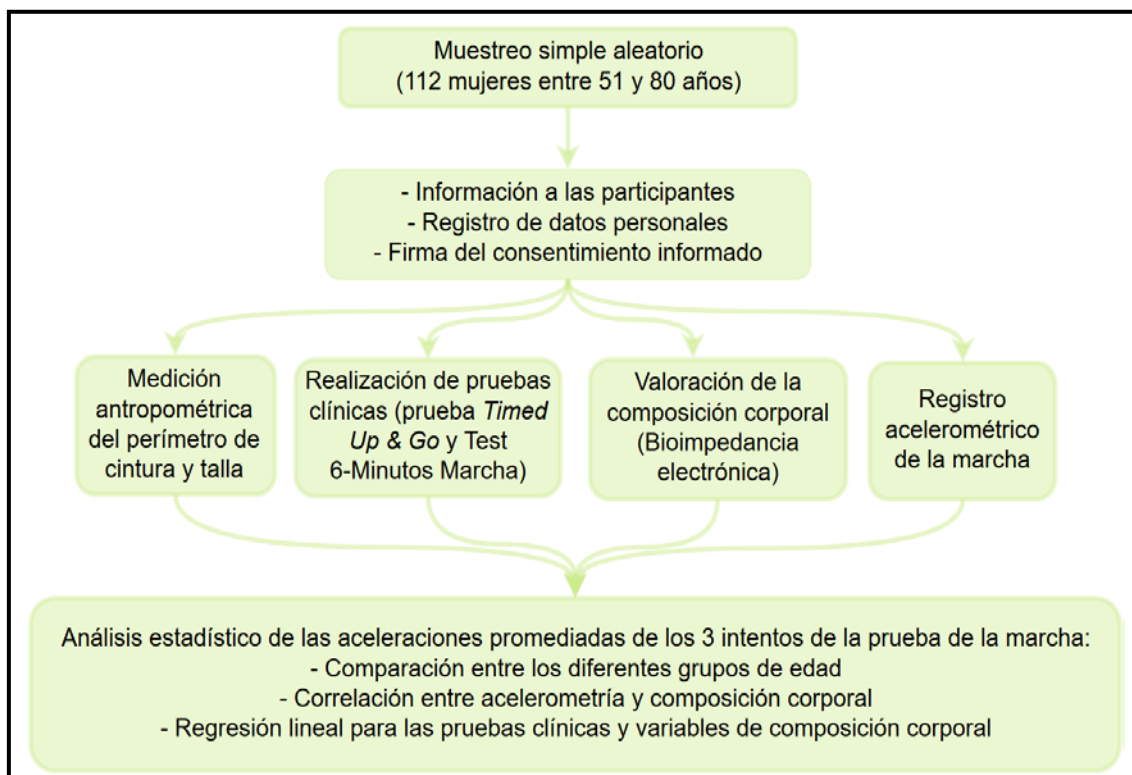


Figura nº15. Procedimiento experimental

7.3. Resultados

7.3.1. Comparación entre grupos de las variables analizadas

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en los que se dividió la muestra para el peso, IMC o el porcentaje de masa grasa total. Entre los grupos G1 y G3, hubo diferencias en la altura, PC, 6MM, impedancia y el porcentaje de masa grasa en las extremidades inferiores. Entre los grupos G1 y G2, hubo diferencias en el PC y el porcentaje de masa grasa en las extremidades inferiores. Sólo la prueba TUG identificó diferencias entre los tres grupos de edad (Tabla nº8).

Los registros acelerométricos mostraron que hubo una reducción de las aceleraciones en los tres ejes y RMS según progresaba el grupo de edad (Figura nº16). Esta reducción fue muy significativa para los valores mínimos registrados en los ejes vertical ($p = 0,001$) y ántero-posterior ($p = 0,001$) ejes y los valores máximos en el eje medio-lateral ($p = 0,03$). Los valores máximos de la RMS de las aceleraciones obtuvieron diferencias significativas entre los tres grupos de edad ($p < 0,001$). La duración media de los tres intentos diferencia el G3 de los otros dos grupos ($p < 0,01$), pero no encuentra diferencias significativas entre G1 y G2.

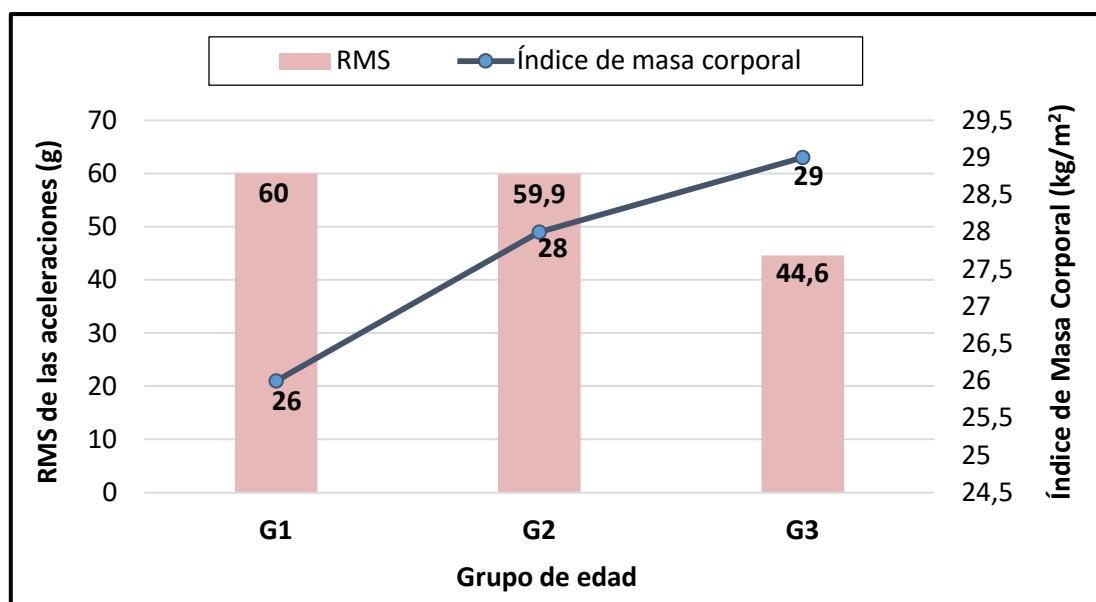


Figura nº16. Progresión del Índice de Masa Corporal y de la *Root Mean Square* (RMS) de las aceleraciones por grupo de edad

Tabla n°8. Análisis descriptivo de la muestra

Variable	Muestra (n=112)			G1 (n=29)			G2 (n=55)			G3 (n=28)		
	$\bar{x} \pm DT$	(95% IC)	$\bar{x} \pm DT$	(95% IC)	$\bar{x} \pm DT$	(95% IC)	$\bar{x} \pm DT$	(95% IC)	$\bar{x} \pm DT$	(95% IC)	$\bar{x} \pm DT$	(95% IC)
Edad (años)	64,1 ± 8,6	(62,5-65,7)	53,6 ± 5,6 ^{a,***,b,***}	(51,4-55,7)	64,4 ± 2,7 ^{a,***,c,***}	(63,6-65,1)	74,5 ± 4,8 ^{b,***,c,***}	(72,7-76,4)				
Peso (kg)	65,6 ± 10,1	(63,7-67,5)	63 ± 7,6	(60,1-65,9)	66,4 ± 11,1	(63,4-69,5)	66,5 ± 10,1	(62,5-70,4)				
Altura (cm)	154 ± 5,5	(153-155)	155,6 ± 5,1 ^{b*}	(153,6-157,5)	154,2 ± 5,5	(152,7-155,7)	151,8 ± 5,3 ^{b*}	(149,8-153,9)				
IMC (kg/m ²)	27,6 ± 4,1	(26,8-28,3)	26 ± 3,3	(24,8-27,3)	28 ± 4,7	(26,7-29,2)	29 ± 3,2	(27,1-29,5)				
PC (cm)	91,9 ± 9	(89,7-94,1)	85,4 ± 6,6 ^{a*,b,**}	(81,4-89,4)	92,4 ± 9,2 ^{a*}	(89,2-95,7)	95,2 ± 8,1 ^{b,**}	(91,5-98,9)				
TUG (s)	6,1 ± 1,1	(5,9-6,3)	5,5 ± 0,8 ^{a*,b,***}	(5,2-5,8)	6 ± 0,8 ^{a*,c,**}	(5,8-6,3)	6,8 ± 1,3 ^{b,***,c,**}	(6,3-7,3)				
6MM (m)	592,5 ± 88,9	(575,6-609,5)	613,6 ± 54,4 ^{b*}	(592,9-634,2)	600,5 ± 101,4	(572,5-628,4)	552,9 ± 82,5 ^{b*}	(519,6-586,3)				
Cuerpo IMP	633,5 ± 60,6	(622,2-644,8)	656,3 ± 54,9 ^{b*}	(635,4-677,2)	630,8 ± 65,2	(613,2-648,5)	615,2 ± 50,3 ^{b*}	(595,7-634,7)				
MM	39,4 ± 3,4	(38,7-40)	39,2 ± 2,6	(38,2-40,2)	39,7 ± 3,7	(38,7-40,7)	38,9 ± 3,3	(37,6-40,2)				
%MG	24 ± 7,1	(22,6-25,3)	21,8 ± 5,5	(19,7-23,9)	24,8 ± 8	(22,6-26,9)	24,7 ± 6,5	(22,2-27,2)				
Tronco MM	22,6 ± 1,8	(22,3-22,9)	22,5 ± 1,4	(21,9-23)	22,8 ± 1,9	(22,3-23,3)	22,4 ± 1,8	(21,7-23,1)				
%MG	31,7 ± 6,6	(30,4-32,9)	30,1 ± 5,8	(27,8-32,3)	32 ± 7,1	(30,1-34)	32,6 ± 6,3	(30,2-35)				
MMII MM	6,4 ± 0,6	(6,3-6,5)	6,4 ± 0,5	(6,2-6,6)	6,4 ± 0,7	(6,2-6,6)	6,2 ± 0,6	(6-6,5)				
%MG	42,2 ± 4,8	(41,3-43)	40 ± 4 ^{a*,b,**}	(38,5-41,5)	42,6 ± 4,9 ^{a*}	(41,2-43,9)	43,6 ± 4,5 ^{b,**}	(41,8-45,3)				

IMC: Índice de Masa Corporal; PC; Perímetro de cintura; TUG: prueba *Timed Up & Go*; 6MM: Test de los 6 Minutos Marcha; IMP: Impedancia; MM: Masa Muscular; %MG: porcentaje de Masa Grasa; MMII: Miembros inferiores.

a: comparación entre G1 y G2; b: comparación entre G1 y G3; c: comparación entre G2 y G3.

*p < 0,05

**p < 0,01

***p < 0,001

7.3.2. Análisis de correlación

Sólo el G3 mostró correlaciones significativas entre las variables de composición corporal y de análisis de la marcha. El porcentaje de masa grasa total se correlacionó con la misma intensidad con los valores mínimos del eje vertical y la RMS ($r = -0,52$; $p = 0,03$). El porcentaje de masa grasa de los miembros inferiores se correlacionó con el valor medio del eje medio-lateral ($r = 0,58$; $p = 0,01$), la duración media del test acelerométrico ($r = -0,55$; $p = 0,02$) y de la TUG ($r = 0,4$; $p = 0,04$). Las cantidades netas de grasa y masa muscular no mostraron resultados significativos ($p > 0,05$).

7.3.3. Análisis de regresión lineal

El análisis de regresión lineal mostró la influencia de las variables clínicas y de composición corporal sobre las aceleraciones del cuerpo (Tabla nº9). Los resultados identificaron una fuerte relación entre las pruebas clínicas funcionales y las acelerometrías. Los resultados medios en los ejes vertical y medio-lateral y la RMS de las aceleraciones están condicionados por los resultados de TUG y 6MM. Sólo el eje vertical mostró relación con el PC. Los porcentajes de grasa se relacionaron fuertemente con la aceleración media del eje vertical y la mínima de la RMS. De entre ellos, el que más información aportaba fue el porcentaje de grasa de miembros inferiores. Las cantidades netas de masa muscular y grasa no obtuvieron resultados significativos.

7.4. Discusión

El objetivo de este estudio fue explorar las relaciones entre los parámetros de la marcha y la composición corporal en mujeres sanas. Los resultados obtenidos sugieren que durante el envejecimiento la proporción de grasa corporal total y de miembros inferiores influencia los movimientos del cuerpo durante la marcha.

7.4.1. Relaciones entre pruebas funcionales y parámetros acelerométricos de la marcha

Las correlaciones obtenidas por las pruebas clínicas de evaluación funcional están en consonancia con estudios previos, como la relación entre los resultados en la prueba

Tabla n°9. Modelos de regresión lineal para las pruebas funcionales y variables de composición corporal (variables continuas)

Variable		β -PC	β -TUG	β -6MM	β -IMP	β -MG		
						Total	Tronco	MMII
Eje vertical	Máximo	-0,17*	-0,01**	1,53**	0,52	-0,1**	-0,08*	-0,62*
	Mínimo	-0,4	-0,03	0,01	0,81	-0,26	-0,21	-0,25**
	Media	-0,22**	-0,02**	1,72**	1*	-0,14**	-0,1*	-0,95**
Eje medio-lateral	Máximo	0,03	-0,02***	2,09**	-0,93*	0,05	0,03	0,04
	Mínimo	0	-0,04	4,87*	-2,78	0,01	-0,05	-0,02
	Media	0,02	-0,04***	3,17**	-2,55**	0,18	0,11	0,16**
Eje ántero-posterior	Máximo	-0,02	-0,03***	1,43	0,36	-0,1	-0,1	-0,04
	Mínimo	-0,36	-0,02	0,6	0,48	-0,26*	-0,22	-0,22**
	Media	0,02	-0,02	0,04	0,3	-0,16	-0,14	-0,1
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	-0,12	-0,03***	1,93***	0,21	-0,1*	-0,09*	-0,06
	Mínimo	-0,08	-0,02*	1,23	0,19	-0,14*	-0,13*	-0,11**
	Media	-0,17	-0,03***	1,96**	0,45	-0,12*	-0,1*	-0,07*
Duración	Media	0,67	0,22***	-3,66	0,72	-0,2	-0,09	-0,2

PC; Perímetro de Cintura; TUG: Prueba *Timed Up & Go*; 6MM: Test de los 6 Minutos Marcha; IMP: Impedancia; %MG: Porcentaje de Masa Grasa; MMII: Miembros Inferiores.

*p < 0,05

**p < 0,01

***p < 0,001

TUG y la edad³². Esta prueba también se correlacionó con la duración de la prueba acelerométrica e la marcha. De todas las pruebas físicas y funcionales empleadas, solamente la TUG (que evalúa indirectamente la velocidad de la marcha) tuvo diferencias significativas entre los tres grupos de edad. Las aceleraciones registradas y la velocidad de la marcha se fueron reduciendo según progresaba la edad del grupo muestral. Estos resultados pueden ser fruto de la reducción de la cadencia y de la longitud de la zancada^{19,21}. Este aspecto es consistente con investigaciones previas, que también observaron cómo se reducía la velocidad de la marcha conforme avanza la edad, como resultado de adaptaciones neuromusculares durante el envejecimiento^{15,33}. Todo esto hace plausible que, durante el envejecimiento, los cambios en la biomecánica de la marcha y la reducción de la velocidad durante la misma, hacen más propensos a caer a las personas mayores, pero si las aceleraciones registradas no aumentan, es que la marcha es todavía coordinada y estable^{34,35}.

7.4.2. Relaciones entre composición corporal y parámetros acelerométricos de la marcha

Sólo a partir de los 70 años tomó importancia la composición corporal. Destaca la relevancia del porcentaje de masa grasa (%MG) frente a la cantidad neta de la misma o de masa muscular. La pérdida de importancia de la cantidad de masa muscular puede deberse al cambio en el rendimiento de las funciones motoras durante la marcha, asociado a la reducción de las funciones sensoriomotrices naturales durante el envejecimiento¹⁵. En cualquier caso, la importancia de la masa muscular tiene evidencia que la justifica^{23,36} pero su poco peso en nuestros resultados puede deberse al estudio de una muestra sana y con normopeso.

La relevancia del %MG por encima de su cantidad neta puede deberse al aumento de las infiltraciones de tejido graso en la musculatura, típica manifestación del envejecimiento^{37,38}. De forma que, una cantidad normal de grasa ante el mantenimiento de la masa muscular no es indicativa de deterioro. Sin embargo, la sustitución progresiva del músculo por grasa, y consecuente mayor proporción de ésta, es un factor que influirá en el control postural y biomecánica de la marcha^{23,39}.

Una de las asociaciones más fuertes fue la de la edad con los movimientos en plano horizontal. El mismo plano que obtuvo fuerte correlación inversa con el %MG total y de miembros inferiores. Anteriormente, se ha observado que con el envejecimiento se

produce una limitación de la movilidad de los miembros inferiores en el plano sagital, que se compensa con un aumento de los movimientos de flexo-extensión (plano horizontal)⁴⁰. Este mecanismo se incentiva ante el exceso de masa grasa⁴¹.

El %MG de miembros inferiores también se relaciona con la lenta velocidad de marcha observada en el grupo más mayor. Estos resultados concuerdan con otros estudios que también relacionaron el mayor IMC con fases de apoyo prolongadas durante la marcha^{4,41,42}.

Ya se demostrado anteriormente la relación entre el exceso de grasa abdominal y la incidencia de enfermedades cardiovasculares, cáncer y mayor mortalidad de mujeres con menopausia^{43,44}. Frente a las mujeres con predisposición al acúmulo de grasa glúteo-femoral, con menor riesgo de morbimortalidad⁴⁵. Posiblemente por este motivo, el grupo de mujeres mayores de 71 años (sanas y con normopeso) mostró patrones de marcha caracterizados por la proporción de grasa en miembros inferiores. Probablemente, mujeres de esta edad con exceso de grasa abdominal no hubieran superado los criterios de inclusión de este trabajo.

A su vez, el %MG y la velocidad determinaron los movimientos en los planos horizontal y medio-lateral y su RMS. Estos resultados también están sustentados por investigaciones anteriores, que habían relacionado el exceso de masa grasa con modificaciones en los patrones de carga en rodillas y pies y movilidad reducida de miembros inferiores en el plano medio-lateral^{8,41,46}.

7.4.3. Progresos, limitaciones y líneas futuras de la investigación

Estudios anteriores han explorado la influencia de la obesidad en la movilidad de las personas mayores^{2,4,8,41,42,46,47} pero, que tengamos constancia, este es el primer estudio que explora las relaciones entre la composición corporal y los movimientos realizados durante la marcha en mujeres adultos y mayores con normo y sobrepeso. En este trabajo, el %MG se ha relacionado con los movimientos durante la marcha. Aun estando en normopeso, y sin patologías estructurales asociadas, una proporción de masa grasa excesiva modifica la velocidad y movimientos de la marcha en las mujeres mayores.

Finalmente, señalar las limitaciones de este trabajo. El pequeño tamaño muestral y la ausencia de varones en la muestra hace que los resultados obtenidos sean poco generalizables. Por otra parte, en el futuro, sería de gran interés realizar un estudio longitudinal que relacione las variaciones de la composición corporal con la estabilidad

de la marcha durante el envejecimiento. Una investigación de ese tipo permitiría determinar y comparar la evolución paralela de los porcentajes de grasa y músculo y parámetros cinemáticos de la marcha.

7.5. Conclusiones

Este estudio muestra cómo un sencillo análisis acelerométrico puede generar parámetros espacio-temporales que nos permiten detectar precozmente alteraciones de la marcha en el entorno ambulatorio. Los resultados obtenidos muestran que, en mujeres mayores de 71 años, la proporción de grasa corporal total y de miembros inferiores determina los movimientos del cuerpo durante la marcha. La cantidad de masa grasa está asociada a la estabilidad en la marcha de las personas mayores. Aun estando en normopeso, y sin patologías estructurales asociadas, una proporción de masa grasa excesiva tiene relación con la velocidad y movimientos de la marcha en las mujeres mayores.

El uso de acelerómetros y el análisis de la composición corporal mediante bioimpedancia en mujeres mayores con normo y sobrepeso puede ayudar a la identificación temprana de alteraciones de la marcha. Ambos métodos pueden aplicarse fácilmente en el ámbito clínico en mujeres mayores que muestren limitaciones funcionales y/o aumento de peso.

Este estudio se publicará como artículo científico en la Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte con la siguiente referencia: Leirós-Rodríguez R, Romo-Pérez V, Arce ME, García-Soidán JL. Associations between body composition and movements during gait in women. *Rev Int Med Cienc Act Fís Dep.* (Anexo nº6).

7.6. Bibliografía

1. Arterburn DE, Crane PK, Sullivan SD. The coming epidemic of obesity in elderly americans. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(11):1907-12.
2. Chaput J, Doucet E, Tremblay A. Obesity: A disease or a biological adaptation? An update. *Obes Rev.* 2012;13(8):681-91.

3. Vincent H, Vincent K, Lamb K. Obesity and mobility disability in the older adult. *Obes Rev.* 2010;11(8):568-79.
4. Kuchibhatla MN, Fillenbaum GG, Kraus WE, Cohen HJ, Blazer DG. Trajectory classes of body mass index in a representative elderly community sample. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2013;68(6):699-704.
5. Fuller D, Pabayo R. The relationship between utilitarian walking, utilitarian cycling, and body mass index in a population based cohort study of adults: Comparing random intercepts and fixed effects models. *Prev Med.* 2014;69:261-6.
6. Faulkner JA, Larkin LM, Claflin DR, Brooks SV. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 2007;34(11):1091-6.
7. Shin S, An D. The effect of motor dual-task balance training on balance and gait of elderly women. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(3):359-61.
8. Harding GT, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Wilson JLA. Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2012;20(11):1234-42.
9. Viester L, Verhagen EA, Hengel KMO, Koppes LL, van der Beek, Allard J, Bongers PM. The relation between body mass index and musculoskeletal symptoms in the working population. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;14(1):1.
10. Bohannon RW, Andrews AW. Normal walking speed: A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy.* 2011;97(3):182-9.
11. van Kan GA, Rolland Y, Andrieu S, Bauer J, Beauchet O, Bonnefoy M, et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an international academy on nutrition and aging (IANA) task force. *J Nutr Health Aging.* 2009;13(10):881-9.
12. Kang HG, Dingwell JB. Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. *Gait Posture.* 2009;30(2):260-3.
13. Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *J Biomech.* 2008;41(14):2899-905.
14. Bendall MJ, Bassey EJ, Pearson MB. Factors affecting walking speed of elderly people. *Age Ageing.* 1989;18(5):327-32.
15. DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol (1985).* 2000;88(5):1804-11.

16. Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait Posture*. 2009;29(3):444-8.
17. Lin M, Hwang H, Hu M, Wu HI, Wang Y, Huang F. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52(8):1343-8.
18. Lowry K, Lokenvitz N, Smiley-Oyen A. Age-and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait Posture*. 2012;35(2):272-6.
19. Senden R, Savelberg H, Grimm B, Heyligers I, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture*. 2012;36(2):296-300.
20. Bautmans I, Jansen B, van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture*. 2011;33(3):366-72.
21. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*. 2003;18(1):35-46.
22. Senden R, Grimm B, Heyligers I, Savelberg H, Meijer K. Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture*. 2009;30(2):192-6.
23. Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet*. 2013;381(9868):752-62.
24. Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing*. 2003;32(3):315-20.
25. Sociedad Española para el Estudio de la Obesidad (SEEDO). Consenso SEEDO'2000 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Med Clín*. 2000;115:587-97.
26. Hamer M, Stamatakis E, Steptoe A. Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(10):1946-50.
27. Hildebrand M, van Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age-group comparability of raw accelerometer output from wrist-and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(9):1816-24.

28. Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(3):136-47.
29. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2009;56(3):871-9.
30. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go test, and gait speeds. *Phys Ther.* 2002;82(2):128-37.
31. López PM, Fernández-Ballesteros R, Zamarron MD, López SR. Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach. *J Biosoc Sci.* 2011;43:597-610.
32. Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture.* 2009;30(1):60-4.
33. Ogaya S, Iwata A, Higuchi Y, Fuchioka S. The association between intersegmental coordination in the lower limb and gait speed in elderly females. *Gait Posture.* 2016;48:1-5.
34. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc.* 2015;4(1):1-9.
35. Matsumoto H, Makabe T, Morita T, Ikuhara K, Kajigase A, Okamoto Y, et al. Accelerometry-based gait analysis predicts falls among patients with a recent fracture who are ambulatory: A 1-year prospective study. *Int J Rehabil Res.* 2015;38(2):131-6.
36. Cuoco A, Callahan DM, Sayers S, Frontera WR, Bean J, Fielding RA. Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2004;59(11):1200-6.
37. Visser M, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, Rubin SM, et al. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005;60(3):324-33.
38. Iannuzzi-Sucich M, Prestwood KM, Kenny AM. Prevalence of sarcopenia and predictors of skeletal muscle mass in healthy, older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002;57(12):M772-7.

39. Reinders I, Murphy RA, Koster A, Brouwer IA, Visser M, García ME, et al. Muscle quality and muscle fat infiltration in relation to incident mobility disability and gait speed decline: The age, gene/environment susceptibility-Reykjavik study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2015;70(8):1030-6.
40. Tadano S, Takeda R, Sasaki K, Fujisawa T, Tohyama H. Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-gait systems). *J Biomech*. 2016;49(5):684-90.
41. Butterworth PA, Landorf K, Gilleard W, Urquhart D, Menz H. The association between body composition and foot structure and function: A systematic review. *Obes Rev*. 2014;15(4):348-57.
42. Ko S, Stenholm S, Ferrucci L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the Baltimore longitudinal study of aging. *J Biomech*. 2010;43(6):1104-10.
43. Britton KA, Massaro JM, Murabito JM, Kreger BE, Hoffmann U, Fox CS. Body fat distribution, incident cardiovascular disease, cancer, and all-cause mortality. *J Am Coll Cardiol*. 2013;62(10):921-5.
44. Ma X, He W, Zhu S. Fat and fat distribution in menopause: Chinese aspects. In: *Nutrition and diet in menopause*. Springer; 2013:271-9.
45. Cerhan JR, Moore SC, Jacobs EJ, Kitahara CM, Rosenberg PS, Adami HO, et al. A pooled analysis of waist circumference and mortality in 650,000 adults. *Mayo Clin Proc*. 2014;89(3):335-45.
46. Widmyer MR, Utturkar GM, Leddy HA, Coleman JL, Spritzer CE, Moorman CT, et al. High body mass index is associated with increased diurnal strains in the articular cartilage of the knee. *Arthritis Rheum*. 2013;65(10):2615-22.
47. So WY, Choi DH. Differences in physical fitness and cardiovascular function depend on BMI in Korean men. *J Sports Sci Med*. 2010;9(2):239-44.

CAPÍTULO VIII:

**VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UNA
HERRAMIENTA PARA LA
VALORACIÓN ACELEROMÉTRICA
DEL EQUILIBRIO**

8.1. Introducción

Cada año, uno de cada tres adultos mayores de 65 años o y uno de cada dos mayores de 80 años sufrirá una caída^{1,2}. Las caídas causan lesiones moderadas y graves en el 30% de los casos, lo que para los mayores resulta en fracturas, deterioro funcional, reducción de los niveles de actividad física, entrada prematura en instituciones de atención residencial, miedo a caer e, incluso, la muerte³⁻⁵. El miedo a caer (que a veces está presente sin haber experimentado caídas anteriormente) es una consecuencia grave, ya que conduce a un patrón cíclico de movilidad reducida, aislamiento social y disminución de la calidad de vida⁴. La identificación de factores que alteran la estabilidad postural es fundamental en el diseño de intervenciones para mantener la independencia y la movilidad. Esto es especialmente importante para las mujeres debido a su mayor esperanza de vida y una mayor incidencia de caídas en ellas que en los hombres⁶.

La detección temprana del deterioro de equilibrio es importante porque es la primera causa de caídas⁷. La evaluación de esta capacidad es compleja, ya que es multidimensional. Es decir, para el correcto desarrollo de reacciones de equilibrio, es necesaria la actividad coordinada de los sistemas nerviosos periférico y central, el aparato locomotor y los órganos de los sentidos^{4,7}.

La evaluación clínica de equilibrio a menudo implica la realización de test o baterías de pruebas funcionales con el fin de cuantificar subjetivamente la calidad de la postura, la marcha o la fuerza de las extremidades inferiores^{8,9}. Estos métodos simplifican el estudio de una habilidad muy compleja y sólo proporcionan información parcial sobre el control postural y el equilibrio, mientras obvian la evaluación de componentes físicos importantes para el mantenimiento del equilibrio. Por tanto, la elección inadecuada de métodos de evaluación del equilibrio puede limitar la interpretación del estado del equilibrio de un individuo⁸.

En un entorno de laboratorio, estas evaluaciones se llevan a cabo con plataformas de fuerza, pasarelas electrónicas o sensores inerciales distribuidos por todo el cuerpo. Estos métodos son objetivos y fiables, pero requieren largos procesos de instalación y análisis y dispositivos costosos^{10,11}.

Una alternativa de bajo coste, portátil y de fácil aplicación, es el análisis acelerométrico, que permite evaluar los movimientos de cualquier segmento corporal. El estudio del equilibrio con este método se basa, principalmente, en el análisis del Centro de Gravedad (CG) de un individuo^{12,13}. La sensibilidad de estos dispositivos a pequeños

cambios en el funcionamiento de los sistemas de control postural los hace muy útiles para la evaluación de resultados tras programas de ejercicio físico, tratamientos de fisioterapia y rehabilitación o para el diagnóstico precoz del deterioro de degeneración somatosensorial¹³⁻¹⁵.

A pesar de todas estas ventajas, el uso clínico del estudio cinemático del cuerpo todavía no se ha extendido, como lo demuestra la falta de protocolos de normalización de la batería de pruebas a realizar, las condiciones en las que deben realizarse y la configuración del dispositivo y el posterior análisis de los datos^{16,17}.

Los acelerómetros han obtenido diferentes resultados en cuanto a su sensibilidad (55-100%) y especificidad (15-100%) para la evaluación del riesgo de caída¹⁶. En los últimos años, varios artículos de revisión han resumido los progresos en la utilización de esta herramienta, y todos ellos señalan la gran variedad de análisis y variables empleadas para cuantificar la estabilidad postural^{18,19}. Al mismo tiempo, también indican la necesidad de identificar un conjunto de variables acelerométricas con el objetivo de definir un modelo sólido, objetivo y fiable para la evaluación clínica de equilibrio²⁰⁻²².

La evaluación clínica de equilibrio estático con acelerómetros implica la realización de diferentes pruebas de equilibrio sobre una sola pierna con los ojos abiertos o cerrados, ya sea en el suelo o en superficies inestables. El objetivo de este estudio fue identificar los factores representantes del constructo equilibrio y los ítems que expliquen cada uno de ellos, utilizando un modelo basado en variables acelerométricas, para desarrollar una herramienta para evaluar el equilibrio de fácil aplicación en el ámbito clínico.

8.2. Material y método

8.2.1. Diseño experimental y muestra

Se realizó un estudio descriptivo y transversal en una muestra simple aleatoria de mujeres adultas y mayores de la ciudad de Ourense (España). Esta investigación contó con la aprobación ética obtenida por la Comisión de Ética de la Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) (número de referencia: 3-0406-14).

La muestra estuvo compuesta por 145 mujeres adultas sanas con una media de edad de $63,8 \pm 8,4$ años, con un rango de edad entre 45 y 85 años. Se utilizaron los siguientes criterios de inclusión:

- a) Perfil de actividad física de entre 1 y 2 días por semana.
- b) Capacidad para caminar más de 30 minutos con independencia.

Los criterios de exclusión fueron:

- a) La incapacidad para realizar la marcha de forma independiente.
- b) Utilizar elementos ortopédicos externos para mantener el equilibrio estático bipodal con ojos abiertos 60 segundos.

c) La presencia de alguna contraindicación o enfermedad que le impidiese someterse a alguna de las pruebas de valoración o el tratamiento farmacológico con alguna medicación que pudiera alterar las respuestas del sistema de control postural evaluadas, su coordinación y/o su velocidad (como ansiolíticos, antidepresivos, antiparkinsonianos o inductores del sueño).

d) No alcanzar la puntuación máxima en la Escala del Equilibrio de Berg²³ y el Test de Tinetti²⁴. Ambos test cuentan con evidencia que sustenta su capacidad predictora de futuras caídas en personas mayores. Sin embargo, no son capaces de detectar precozmente el deterioro del equilibrio²⁵.

El proceso de selección de participantes aparece esquematizado en la Figura n°17.

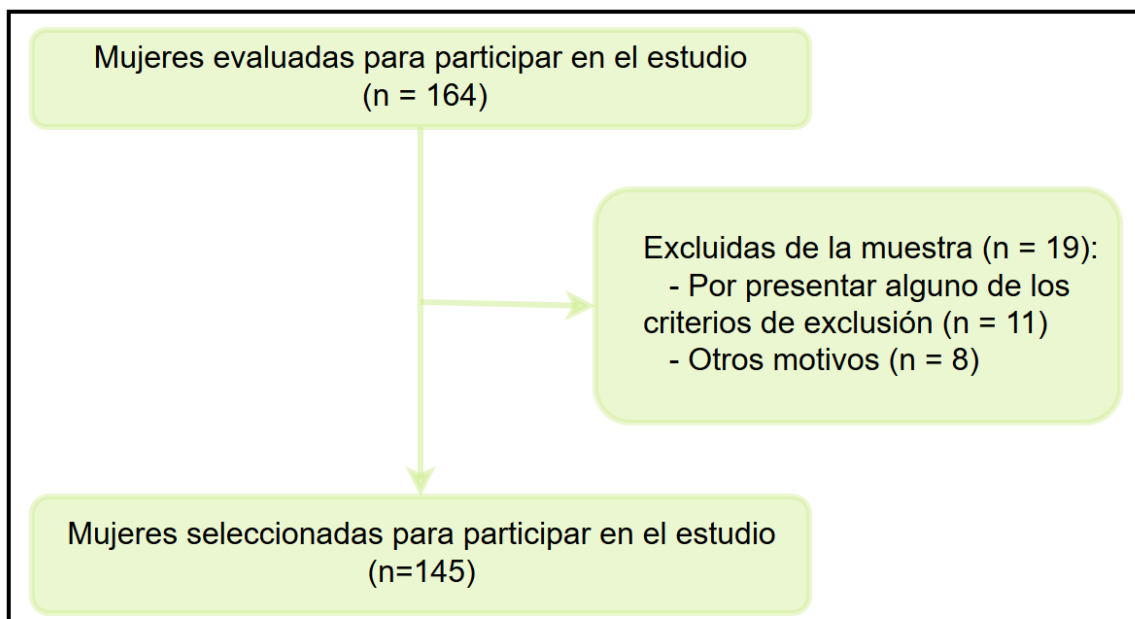


Figura n°17. Proceso de selección de la muestra

8.2.2. Instrumento de medición

Para la medición de las aceleraciones se utilizaron tres acelerómetros triaxiales ActiGraph GT3X+[®] (ActiGraph, Estados Unidos). Este acelerómetro permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil. Además, ya ha sido validado en diferentes estudios para la evaluación de la actividad física^{26,27}. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4,6 x 3,3 x 1,5 cm), unidas a su poco peso (19 gramos), hacen de este instrumento una de las mejores opciones para evaluar cambios en la posición corporal. La precisión de los acelerómetros es de 3 mg/LSB y su rango de medición de ± 6 g.

Antes de cada sesión de evaluación cada acelerómetro se inicializó con el software específico, el mismo donde se enviaron los datos registrados tras cada ronda de recolección de datos. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso y configurados para que proporcionaran los datos en espacios de tiempo de 1 segundo.

Este instrumento proporciona los datos acelerométricos registrados en los tres ejes del espacio, siendo estos: eje 1 o vertical (correspondiente a los movimientos en el plano frontal o coronal); eje 2 o medio-lateral (correspondiente a los movimientos en el plano sagital); y el eje 3 o ántero-posterior (correspondiente a los movimientos en el plano transversal). El software del dispositivo facilita también los valores del módulo de las aceleraciones. Además, se calculó la *Root Mean Square* (RMS), representante de la tendencia central del módulo vectorial. Todos estos datos son exportados, primeramente, en un fichero .csv y, una vez filtrados y secuenciados se convierten en una hoja de cálculo (Microsoft Office Excel[®]) desde la que se podrá iniciar el tratamiento estadístico.

Debido a que, en la medición de las acelerometrías, sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este filtro, en ocasiones demasiado bajo, hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor potencia. Por ello, la frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal^{28,29}.

Para el análisis de los datos acelerométricos, se calculó el promedio de los resultados obtenidos en las tres repeticiones de la prueba. A continuación, para el análisis

estadístico se utilizaron los valores máximo, mínimo y medio obtenidos por cada participante en cada eje y la RMS de las aceleraciones.

8.2.3. Procedimiento

8.2.3.1. Información y preparación de las participantes

La primera fase del procedimiento consistió en explicar a las mujeres participantes el objetivo del estudio y darles una breve descripción del procedimiento de evaluación a las que serían sometidas. A continuación, se registraron los datos personales de las participantes (nombre completo y fecha de nacimiento) y cada una de ellas firmó el consentimiento informado, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2013).

Las participantes debían estar descalzas con calcetines y ropa comfortable que les permitiese realizar las pruebas cómodamente.

El acelerómetro se colocó directamente sobre la piel a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar. La fijación del dispositivo se aseguró con un cinturón ajustable y cinta adhesiva hipoalergénica para cerciorar que el aparato no se movía independientemente al tronco del sujeto, durante la realización de las pruebas.

8.2.3.2. Protocolo de evaluación

Los participantes realizaron una batería de pruebas de equilibrio estático que incluyó la evaluación acelerométrica en:

- a) Equilibrio bipodal con los ojos cerrados (EBOC)
- b) Equilibrio monopodal con los ojos abiertos (EMOA)
- c) Equilibrio monopodal con los ojos cerrados (EMOC).
- d) Equilibrio bipodal con los ojos abiertos en una superficie inestable: sobre una colchoneta (EBC).
- e) Equilibrio monopodal con los ojos abiertos en una superficie inestable: sobre una colchoneta (EMC).

La secuencia de aleatorización de las pruebas fue la siguiente: EMOC – EBC – EMOA – EBOC – EMC. Ésta se repitió tres veces y se promediaron los resultados para cada prueba. Todas las pruebas se llevaron a cabo durante 30 segundos. Las pruebas sobre una superficie inestable se realizaron sobre una colchoneta con una densidad de 30 kg/m³

y unas dimensiones de 150 x 100 x 10 cm. Las participantes tenían la indicación de que, si durante una de las pruebas de equilibrio, sufrían una desestabilización que les obligase a realizar un apoyo bipodal, recuperasen la posición a evaluar en el menor tiempo posible. Se permitió a las participantes hacer ensayos previos antes de comenzar la valoración para elegir sobre qué pierna realizarían el apoyo, la elección debería respetarse para todos los ensayos registrados en la evaluación.

Las pruebas fueron separadas por intervalos de 30 segundos para prevenir los efectos de la fatiga muscular en los miembros inferiores³⁰.

Posteriormente, también se aplicaron pruebas clínicas de valoración del equilibrio. Estas pruebas fueron:

a) Prueba *Timed Up & Go* (TUG): que evalúa la marcha y las transferencias de sedestación a bipedestación. Fue elegida porque se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia³¹.

b) *Chair Stand Test* (CST): que evalúa la fuerza de miembros inferiores a través del número de transferencias de sedestación a bipedestación, y viceversa, que los sujetos eran capaces de hacer en 30 segundos. Esta prueba se ha correlacionado con el riesgo de caída y con el estado del equilibrio³².

Ambas pruebas fueron escogidas debido a la evidencia de su fiabilidad y su utilidad clínica para evaluar el equilibrio y a que no tienen una puntuación máxima o techo (principal inconveniente de las pruebas clínicas para poder detectar precozmente los trastornos del equilibrio)²⁵.

8.2.4. Desarrollo del instrumento

Para desarrollar esta herramienta, en primer lugar, se decidieron las variables a incluir en el estudio y los ítems de cada una de las dimensiones. En definitiva, identificar qué variables son relevantes sobre la valoración del equilibrio estático. Se realizó de la siguiente forma:

a) Revisión de la literatura sobre la valoración del equilibrio: la revisión indicó qué pruebas acelerométricas eran relevantes (equilibrio bipodal y monopodal, con ojos abiertos y cerrados y sobre superficie inestable) y las dos pruebas funcionales más importantes para tal fin (prueba *Timed Up & Go* y *Chair Stand Test*).

- b) Valoración clínica y acelerométrica de la muestra.
- c) Análisis factorial exploratorio (AFE) inicial

El resultado fue una herramienta que incluía cinco factores: equilibrio bipodal con ojos cerrados (EBOC), equilibrio monopodal con ojos abiertos (EMOA), equilibrio monopodal con ojos cerrados (EMOC), equilibrio bipodal sobre colchoneta con ojos abiertos (EBC) y equilibrio monopodal sobre colchoneta con ojos abiertos (EMC). Resultando un total de 40 ítems para la escala. Los ítems figuran en la Tabla nº10.

Tabla nº10. Estadística descriptiva de las variables acelerométricas y clínicas (valores acelerométricos expresados en g)

Variable		Media	D.T.	I.C. (95%)
Equilibrio bipodal con ojos cerrados (EBOC)				
Eje vertical	Máximo	0,11	0,64	(0,00-0,21)
	Media	0,01	0,04	(0,00-0,01)
Eje medio-lateral	Máximo	0,46	1,68	(0,18-0,73)
	Media	0,03	0,18	(0,00-0,06)
Eje ántero-posterior	Máximo	0,65	2,22	(0,28-1,01)
	Media	0,05	0,24	(0,01-0,09)
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	0,94	2,64	(0,51-1,38)
	Media	0,07	0,74	(0,02-0,13)
Equilibrio monopodal con ojos abiertos (EMOA)				
Eje vertical	Máximo	4,65	7,69	(3,38-5,91)
	Media	0,36	0,74	(0,24-0,48)
Eje medio-lateral	Máximo	11,78	11,35	(9,92-13,65)
	Media	1,39	1,91	(1,07-1,7)
Eje ántero-posterior	Máximo	9,04	8,95	(7,57-10,51)
	Media	0,95	1,19	(0,75-1,14)
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	15,87	14,26	(13,53-18,21)
	Media	2,07	2,58	(1,64-2,49)

Tabla nº10. Estadística descriptiva de las variables acelerométricas y clínicas (valores acelerométricos expresados en g) (continuación)

Variable		Media	D.T.	I.C. (95%)
Equilibrio monopodal con ojos cerrados (EMOC)				
Eje vertical	Máximo	16,09	18,21	(13,1-19,08)
	Media	1,78	4,42	(1,05-2,51)
Eje medio-lateral	Máximo	30,18	16,34	(27,5-32,87)
	Media	4,64	3,43	(4,08-5,21)
Eje ántero-posterior	Máximo	22,93	12,06	(20,95-24,91)
	Media	3,07	2,62	(2,64-3,5)
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	40,64	22,19	(36,82-44,11)
	Media	7,09	6,56	(6,02-8,17)
Equilibrio bipodal sobre colchoneta con ojos abiertos (EBC)				
Eje vertical	Máximo	0,17	0,94	(0,02-0,33)
	Media	0,01	0,06	(0,00-0,02)
Eje medio-lateral	Máximo	2,14	4,36	(1,42-2,86)
	Media	0,14	0,47	(0,07-0,22)
Eje ántero-posterior	Máximo	1,8	4,59	(1,05-2,56)
	Media	0,12	0,38	(0,06-0,19)
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	3,17	6,21	(2,15-4,19)
	Media	0,24	0,72	(0,12-0,36)
Equilibrio monopodal sobre colchoneta con ojos abiertos (EMC)				
Eje vertical	Máximo	6,23	10,04	(4,59-7,88)
	Media	0,5	1,52	(0,25-0,75)
Eje medio-lateral	Máximo	12,28	15,57	(14,72-19,83)
	Media	2	2,6	(1,57-2,42)
Eje ántero-posterior	Máximo	11,73	10,57	(9,99-13,46)
	Media	1,17	1,45	(0,93-1,41)
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	21,95	19,15	(18,81-25,09)
	Media	2,8	3,59	(2,21-3,39)
Pruebas funcionales				
Prueba <i>Timed Up & Go</i> (segundos)		6,09	1,01	(5,92-6,26)
<i>Chair Stand Test</i> (repeticiones)		20,5	5,3	(19,58-21,35)

8.2.5. Análisis estadístico

Para el análisis estadístico, se realizó un análisis factorial exploratorio (AFE) de componentes principales con rotación Varimax para conocer la estructura factorial de la herramienta y qué ítems eran relevantes (por su carga factorial), eliminándose los que tuvieran cargas inferiores a 0,85 (72,25% de la varianza), sancionando la fiabilidad de la escala. También se realizó un análisis de fiabilidad en términos de consistencia interna mediante al cálculo del coeficiente alfa de Cronbach de cada uno de los factores y del total de la escala. Finalmente, se realizó un análisis factorial confirmatorio (AFC) con ecuaciones estructurales para verificar con nuevos datos el grado de ajuste del modelo de medida generado con la primera muestra.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa STATA, versión 13 (State Corporation, Estados Unidos).

El procedimiento experimental aplicado para la consecución de los objetivos de este estudio aparece representado en la Figura nº18.

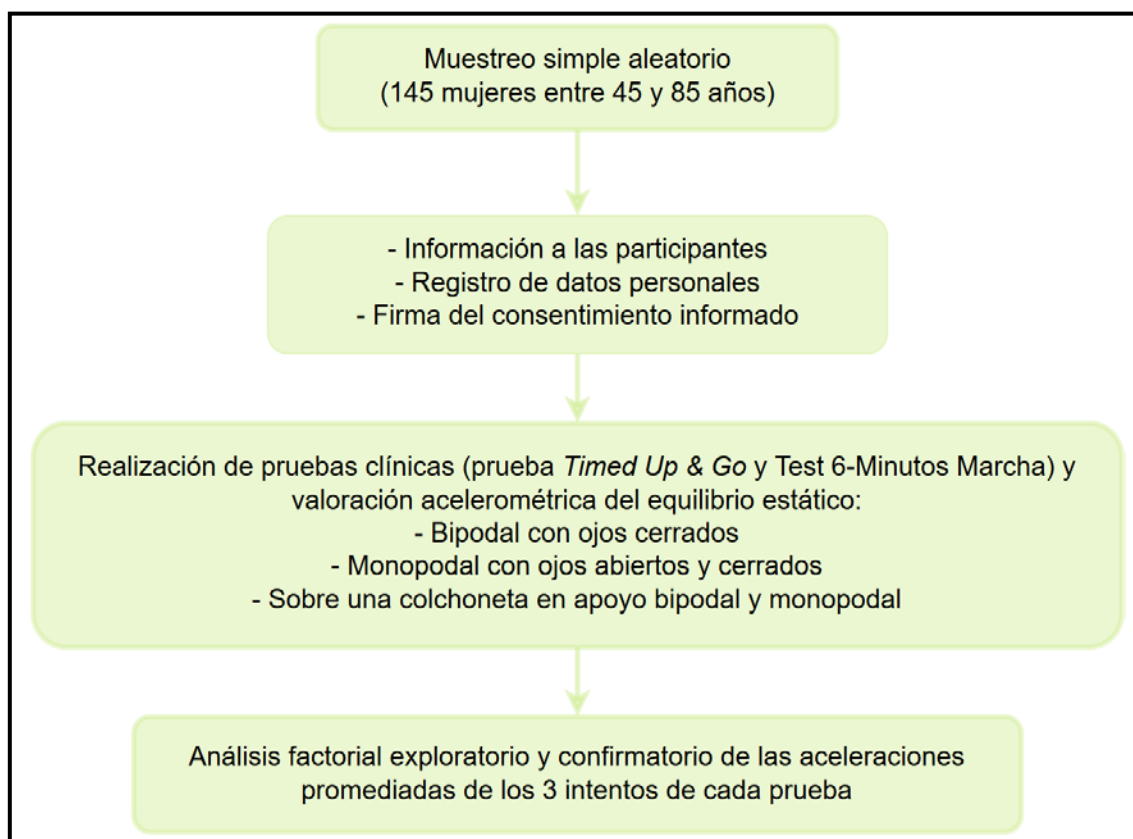


Figura nº18. Procedimiento experimental

8.3. Resultados

8.3.1. Análisis factorial exploratorio

Tras realizar el AFE por el método de componentes principales aparecen tres factores con un total de 11 ítems. Con este análisis se descartaron 29 de los ítems iniciales que formaban parte de la valoración. Estos ítems fueron eliminados por presentar niveles bajos de fiabilidad con cargas factoriales inferiores a 0,85. La agrupación de ítems resultante en tres factores fue:

- a) Equilibrio monopodal sobre colchoneta con ojos abiertos (EMC), con cuatro ítems.
- b) Equilibrio monopodal con ojos abiertos (EMOA), con cuatro ítems.
- c) Equilibrio monopodal con ojos cerrados (EMOC), con tres ítems.

En la Tabla nº11 se observa que todas las cargas factoriales alcanzan valores altos.

La consistencia interna de la escala se estimó con el coeficiente alfa de Cronbach. El factor I (EMC) con un valor de alfa de 0,596; el factor II (EMOA), con 0,803; y el factor III (EMOC), con 0,752. Para el total de la escala fue de 0,908.

Tabla nº11. Análisis factorial exploratorio

Ítem	Carga Factorial
Factor I: Equilibrio monopodal con ojos abiertos sobre colchoneta (EMC)	
Valor máximo del eje medio-lateral	0,911
Valor medio del eje medio-lateral	0,914
Valor máximo de la <i>Root Mean Square</i>	0,899
Valor medio de la <i>Root Mean Square</i>	0,883
Factor II: Equilibrio monopodal con ojos abiertos (EMOA)	
Valor máximo del eje ántero-posterior	0,922
Valor medio del eje ántero-posterior	0,91
Valor máximo de la <i>Root Mean Square</i>	0,864
Valor medio de la <i>Root Mean Square</i>	0,81
Factor III: Equilibrio monopodal con ojos cerrados (EMOC)	
Valor medio del eje ántero-posterior	0,892
Valor máximo de la <i>Root Mean Square</i>	0,867
Valor medio de la <i>Root Mean Square</i>	0,893

8.3.2. Análisis factorial confirmatorio

El modelo de medida generado se sometió a un análisis factorial confirmatorio (AFC). Los parámetros fueron estimados mediante el método de máxima verosimilitud. Los índices de ajuste que se utilizaron fueron el SRMR (*Standardized Root Mean Squared Residual*), RMSEA (*Root Mean Square Error of Approximation*), TLI (*Tucker-Lewis index*), y el CFI (*Comparative Fit Index*). El valor de TLI fue 0,943 y del CFI, 0,912. El RMSEA fue igual a 0,035 y el SRMR, 0,049. El ajuste del modelo es aceptable y las cargas factoriales son apropiadas (Tabla nº 12 y Figura nº19), siendo la mínima de 0,84 para el valor máximo de la RMS de las aceleraciones en la prueba EMOC y la máxima de 0,99 para el valor medio del eje medio-lateral durante la prueba EMC. En general, la correlación entre los factores es moderada. Se hallaron mayores correlaciones entre los factores EMC y TUG, y los factores EMC y EMOA.

Las pruebas funcionales incluidas en la valoración mostraron una relación moderada ($B = -0,45$) entre ellas. La prueba TUG mostró correlación con el Factor 1 (EMC) de la herramienta.

Tabla nº12. Coeficientes del análisis factorial confirmatorio

Variable	Coefficiente binomial	Error estándar	Z	P
Prueba <i>Timed Up & Go</i> ← <i>Chair Stand Test</i>	-0,406	0,068	-6,02	<0,001
Valor máximo en eje medio-lateral ← EMC	0,871	0,022	40,44	<0,001
Valor medio en eje medio-lateral ← EMC	0,985	0,004	238,28	<0,001
Valor máximo de <i>Root Mean Square</i> ← EMC	0,887	0,019	46,87	<0,001
Valor medio de <i>Root Mean Square</i> ← EMC	0,984	0,004	228,88	<0,001
Valor máximo en eje ántero-posterior ← EMOA	0,939	0,012	77,24	<0,001
Valor medio en eje ántero-posterior ← EMOA	0,971	0,009	112,19	<0,001
Valor máximo de <i>Root Mean Square</i> ← EMOA	0,91	0,018	50,86	<0,001
Valor medio de <i>Root Mean Square</i> ← EMOA	0,921	0,015	60,72	<0,001
Valor medio en eje ántero-posterior ← EMOC	0,911	0,019	48,23	<0,001
Valor máximo de <i>Root Mean Square</i> ← EMOC	0,839	0,028	30,39	<0,001
Valor medio de <i>Root Mean Square</i> ← EMOC	0,974	0,014	71,71	<0,001

EMC: Equilibrio monopodal sobre colchoneta con ojos abiertos; EMOA: Equilibrio monopodal con ojos abiertos; EMC: Equilibrio monopodal con ojos cerrados.

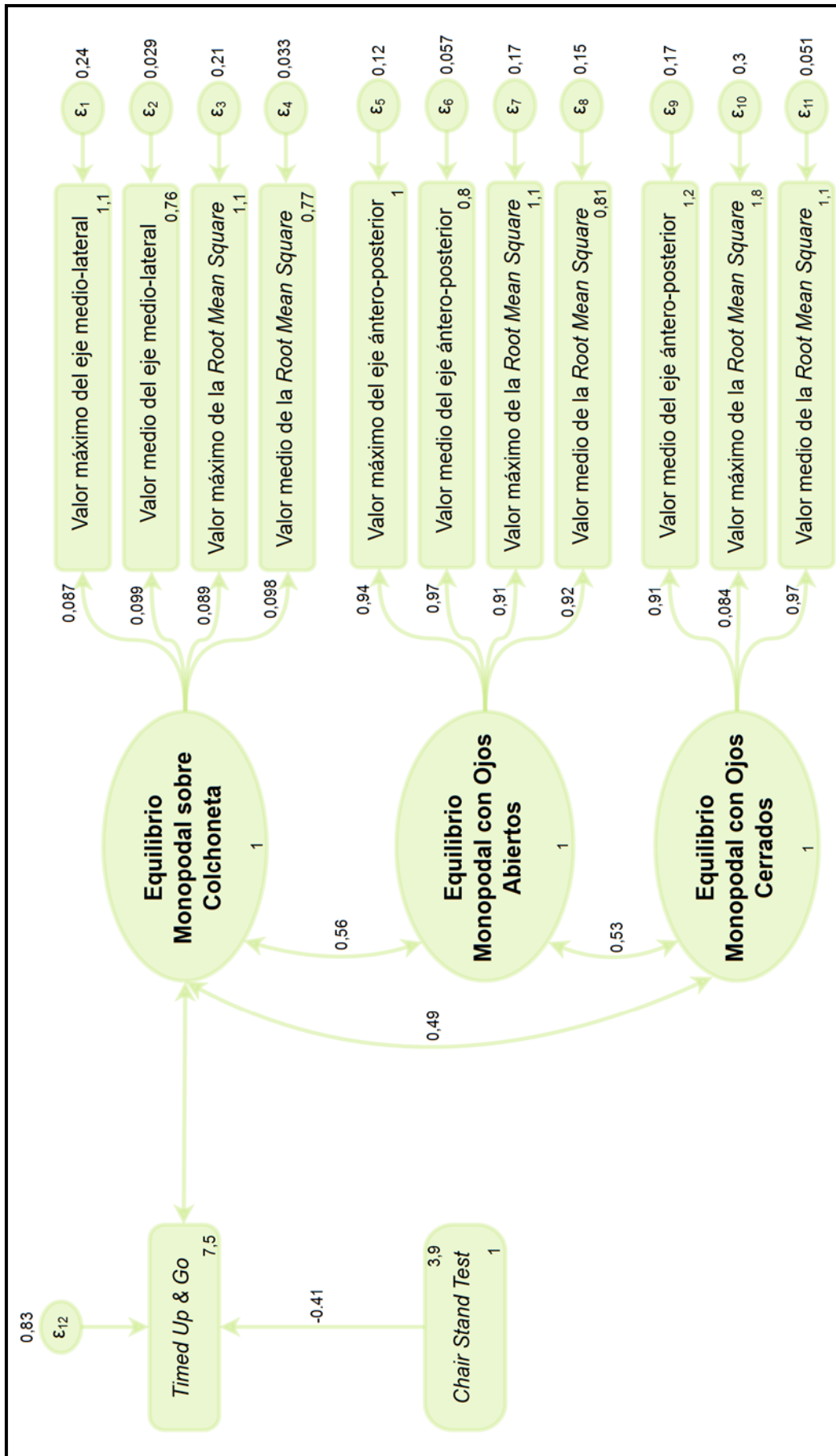


Figura nº19. Análisis factorial confirmatorio

8.4. Discusión

En la introducción de este trabajo se justifica la pertinencia del estudio sobre la validación de un test de valoración acelerométrica del equilibrio estático. Los resultados de este tipo de estudios tienen gran trascendencia debido al papel fundamental que juega el equilibrio en la independencia de las personas mayores, por lo que se hace necesario disponer de herramientas de evaluación que permitan identificar precozmente su deterioro y así, intervenir en la prevención de lesiones y reducir el riesgo de dependencia²⁰⁻²²..

Existen estudios previos donde se analizan los avances en el campo de la valoración acelerométrica de la marcha y que insisten en que estos sensores son prometedores pero su uso no se generalizará y producirá beneficios para la salud pública hasta que se desarrolle un modo de empleo factible en el entorno clínico^{16,19}. Para conseguirlo, ellos mismos indican la importancia de determinar las pruebas funcionales y variables acelerométricas óptimas a extraer en el análisis para la evaluación del equilibrio^{16,20}.

El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar una herramienta de fácil aplicación que permita evaluar el equilibrio estático en un modelo basado en variables acelerométricas. La mayor puntuación figura en los ítems del factor I “Equilibrio monopodal sobre colchoneta con ojos abiertos” donde se desafía al participante a mantener el control postural en apoyo monopodal y sobre una superficie inestable como una colchoneta. Por el contrario, la menor puntuación corresponde a los ítems del factor III “Equilibrio monopodal con ojos cerrados”, la única prueba incluida en el modelo que priva al participante de referencias visuales. Los tres factores incluyen ítems relacionados con la RMS y los complementan con ítems relacionados con el eje ántero-posterior (en los factores II y III) o el eje medio-lateral (en el factor I).

Los resultados del AFE identifican los tres factores determinantes para un cuestionario sobre el equilibrio para mujeres adultas y mayores. Los tres factores muestran una buena consistencia interna con valores superiores a 0,85, lo que explica más del 72,25% de la varianza en el caso del factor con un menor valor de alfa (factor I). Por ese motivo se ha decidido mantener todos los ítems dado que se consideran importantes para explicar correctamente el carácter complejo y multidimensional implícito al desarrollo del equilibrio. Los resultados sugieren que la herramienta tiene una fiabilidad adecuada.

En relación con la validez de constructo cuantificado por los resultados del AFC, se ha obtenido una medida parsimoniosa del constructo sustentada en tres dimensiones, además presenta una buena estabilidad en su estructura factorial al obtener la muestra de validación valores suficientes en los estadísticos de ajuste, donde se observan que tanto RMSEA como SRMR obtienen valores óptimos por debajo del valor de referencia de 0,08.

La herramienta cuyo proceso de validación acabamos de presentar es una potente herramienta que permite analizar el estado del equilibrio estático de mujeres adultas y mayores, en relación a variables acelerométricas en los tres ejes del espacio. El test permite hacer una descripción global, superando valoraciones parciales y sesgadas, compuestas por pruebas elegidas arbitrariamente. Por tanto, el cuestionario sirve para cuantificar la capacidad del usuario para mantener el control postural en diferentes condiciones de apoyo, de información visual y de superficie, así como identificar limitaciones del mismo derivadas del deterioro del aparato locomotor, del sistema nervioso y de los órganos de los sentidos.

La selección de los ítems que se realizó en base a criterios psicométricos ha permitido definir una escala breve compuesta por tres factores y once ítems, se trata de una herramienta de fácil aplicación y análisis. La herramienta que se presenta posee una buena validez de criterio explicando el estado del equilibrio estático basado en las aceleraciones del CG. Esta permitirá la identificación objetiva y precisa de personas en riesgo de sufrir una caída y candidatas a entrar en un programa de rehabilitación y actividad física específicamente dirigida a la recuperación de las diferentes aptitudes relacionadas con el equilibrio y el control postural.

Las pruebas funcionales incluidas en la valoración complementan esta herramienta y confirman que el constructo que cuantifican es el equilibrio. La correlación de la fuerza de miembros inferiores (cuantificada por la prueba CST) con la velocidad y estabilidad de la marcha (cuantificada por la prueba TUG); y de ésta, con el equilibrio monopodal sobre superficie inestable concuerda con la literatura existente. La relación entre el riesgo de caída con la pérdida de fuerza en miembros inferiores y pérdida del equilibrio sobre colchoneta ya se ha comprobado en numerosas ocasiones^{33,34}.

En el futuro, este campo de investigación debe ampliarse a poblaciones más especializadas; incluyendo, pacientes de enfermedades neurodegenerativas (como la enfermedad de Alzheimer y de Parkinson). Diseñar test específicos con los ítems que más

deterioro muestren estas poblaciones permitirá identificar a pacientes en las primeras etapas de estas patologías.

8.5. Conclusiones

La selección de los elementos que conforman esta herramienta de evaluación en función de criterios psicométricos ayudó a definir una breve escala que consta de tres factores y once ítems. Esta herramienta es fácil de aplicar y analizar, y presenta una buena validez para explicar el estado de equilibrio estático basado en las aceleraciones del CG. Esto permitirá la identificación objetiva y precisa de las personas con riesgo de caída, y su introducción en programas de rehabilitación y actividad física dirigida específicamente a la recuperación de las habilidades relacionadas con el equilibrio y el control postural.

8.6. Bibliografía

1. Bischoff-Ferrari H, Orav J, Kanis J, Rizzoli R, Schlögl M, Staehelin HB, et al. Comparative performance of current definitions of sarcopenia against the prospective incidence of falls among community-dwelling seniors age 65 and older. *Osteoporosis Int.* 2015;26(12):2793-802.
2. Tromp A, Pluijm S, Smit J, Deeg D, Bouter L, Lips P. Fall-risk screening test: A prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *J Clin Epidemiol.* 2001;54(8):837-44.
3. Sterling DA, O'Connor JA, Bonadies J. Geriatric falls: Injury severity is high and disproportionate to mechanism. *J Trauma.* 2001;50(1):116-9.
4. Finlayson ML, Peterson EW. Falls, aging, and disability. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2010;21(2):357-73.
5. Maki BE, Sibley KM, Jaglal SB, Bayley M, Brooks D, Fernie GR, et al. Reducing fall risk by improving balance control: Development, evaluation and knowledge-translation of new approaches. *J Saf Res.* 2011;42(6):473-85.
6. Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet.* 2013;381(9868):752-62.
7. Weinstein M, Booth J. Preventing falls in older adults: A multifactorial approach. *Home Health Care Manag Pract.* 2006;19(1):45-50.

8. Sibley KM, Beauchamp MK, van Ooteghem K, Straus SE, Jaglal SB. Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: A scoping review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(1):122-32.
9. Cho C, Kamen G. Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *J Am Geriatr Soc.* 1998;46(4):426-30.
10. Nelson-Wong E, Appell R, McKay M, Nawaz H, Roth J, Sigler R, et al. Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(4):1379-89.
11. Hahn ME, Chou L. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clin Biomech.* 2003;18(8):737-44.
12. Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(11):1377-85.
13. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Parts I & II: The instrument & gait analysis. *Clin Biomech.* 1998;13(4):320-35.
14. Helbostad JL, Askim T, Moe-Nilssen R. Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):993-9.
15. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3(4):193-214.
16. Howcroft J, Kofman J, Lemaire ED. Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10(1):1.
17. Leirós-Rodríguez R, Arce M, Souto-Gestal A, García-Soidán J. Identificación de puntos de referencia anatómicos para la valoración del equilibrio mediante dispositivos cinemáticos. *Fisioterapia.* 2015;37(5):223-9.
18. Yang C, Hsu Y. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors.* 2010;10(8):7772-88.
19. Shany T, Redmond SJ, Narayanan MR, Lovell NH. Sensors-based wearable systems for monitoring of human movement and falls. *IEEE Sens J.* 2012;12(3):658-70.
20. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol Meas.* 2004;25(2):R1-20.

21. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D, Meijer K, Crompton R. Activity identification using body-mounted sensors—a review of classification techniques. *Physiol Meas*. 2009;30(4):R1-33.
22. Taraldsen K, Chastin SF, Riphagen II, Vereijken B, Helbostad JL. Physical activity monitoring by use of accelerometer-based body-worn sensors in older adults: A systematic literature review of current knowledge and applications. *Maturitas*. 2012;71(1):13-9.
23. Bogle-Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys Ther*. 1996;76(6):576-83.
24. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc*. 1986;34(2):119-26.
25. Lin M, Hwang H, Hu M, Wu HI, Wang Y, Huang F. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52(8):1343-8.
26. Hamer M, Stamatakis E, Steptoe A. Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(10):1946-50.
27. Hildebrand M, van Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age-group comparability of raw accelerometer output from wrist-and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(9):1816-24.
28. Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1997;44(3):136-47.
29. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2009;56(3):871-9.
30. Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait Posture*. 2009;29(3):444-8.
31. Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing*. 2003;32(3):315-20.
32. Cho KH, Bok SK, Kim Y, Hwang SL. Effect of lower limb strength on falls and balance of the elderly. *Ann Rehabil Med*. 2012;36(3):386-93.

33. Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2006;61(10):1059-64.
34. Schlicht J, Camaione DN, Owen SV. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001;56(5):M281-6.

CAPÍTULO IX:

DISCUSIÓN CONJUNTA

9.1. Discusión conjunta

El objetivo de la presente investigación era desarrollar un método de valoración del equilibrio en mujeres adultas y mayores mediante acelerometría. Alcanzar dicho objetivo resulta pertinente en el momento actual por el aumento de la media edad poblacional en el mundo, con muchos adultos que viven con limitaciones funcionales y déficits sensoriales y motrices. Estos cambios relacionados con la edad afectan al desarrollo de actividades de la vida diaria y al riesgo intrínseco de sufrir una caída durante las mismas^{1,2}. Estos fenómenos se acentúan todavía más cuando se hace referencia a las mujeres que, de media, tienen una esperanza de vida siete años mayor a los hombres y, con el envejecimiento, frecuentemente, desarrollan limitaciones más graves en la funcionalidad^{3,4}.

Para alcanzar el objetivo planteado, primeramente, se determinó la fiabilidad del dispositivo empleado y el punto de ubicación idóneo para realizar los registros acelerométricos. A través de la primera etapa experimental, se pudieron determinar ambos.

En la literatura existente, no se han encontrado estudios anteriores que realizaran la valoración acelerométrica en diferentes puntos de la región lumbo-pélvica para identificar si existen diferencias entre los registros y sus diferentes fiabilidades de medición. Aunque el empleo de un solo acelerómetro es habitual, es la primera vez que se comprueba experimentalmente la fiabilidad del empleo de un solo dispositivo. Además, con el estudio simultáneo de los vídeos realizados, tenemos la seguridad de que estos aumentos son el reflejo cuantitativo de la aparición de mayores ajustes posturales producidos por un desequilibrio.

Por los resultados expuestos en el capítulo V, se asumió como correcta la ubicación del dispositivo sobre la apófisis espinosa de L4, usualmente empleado en estudios de valoración acelerométrica del equilibrio, pero carente de la justificación adecuada. También se comprobó la idoneidad de la aplicación de las pruebas de equilibrio estático durante treinta segundos (que se mostraron como suficientes para desencadenar desestabilizaciones) y su repetición tres veces para aumentar la fiabilidad de las variables de estudio.

En relación al análisis acelerométrico de la marcha, destaca la importancia de los valores de la *Root Mean Square* (RMS) o raíz promedio de los cuadrados (parámetro descriptivo del módulo de las aceleraciones en los tres ejes del espacio) y de las

aceleraciones producidas en el plano sagital, ambos hallazgos concuerdan con la literatura existente. Tanto las aceleraciones en el eje medio-lateral como la magnitud del vector de la aceleración se han asociado fuertemente al riesgo de caída anteriormente⁵. Lo que concuerda con estos resultados, donde los valores máximos del eje medio-lateral y los valores mínimos de la RMS se correlacionaron directamente con la fuerza de miembros inferiores y la composición corporal (porcentaje de masa grasa total y en miembros inferiores) en las personas más mayores (a partir de los 70 años especialmente).

Por un lado, el estudio del módulo de las aceleraciones es una constante en los estudios basados en acelerometría. Dicha medida de la magnitud del movimiento realizado ha sido empleada en prácticamente todos los estudios basados en análisis acelerométrico desde el inicio de este método como herramienta de valoración del equilibrio, tanto estático como dinámico⁶⁻⁹.

En cuanto a los movimientos en el eje medio-lateral, estudios anteriores han relacionado el balanceo exagerado en éste durante la marcha con compensaciones asociadas a deterioro¹⁰. Este deterioro, en concreto, se debería a rigidez de la cintura pélvica y rompería con la premisa fisiológica del principio de economía energética. Además, el envejecimiento produce una limitación de la movilidad de los miembros inferiores en el eje medio lateral, que se compensa con un aumento de los movimientos de flexo-extensión (eje ántero-posterior)¹¹. Dichos movimientos compensatorios en el eje ántero-posterior también se reflejaron en los resultados obtenidos por esta investigación ya que una de las asociaciones más fuertes obtenidas en el capítulo VII fue la de la edad con los movimientos en dicho eje. Este mecanismo compensatorio se incentiva ante el exceso de masa grasa¹².

De entre las pruebas clínicas empleadas, la que mostró un poder discriminatorio constante entre los grupos de edad fue la prueba *Timed Up & Go*, probablemente la prueba con mayor utilidad clínica para valorar la funcionalidad de las personas mayores en el entorno clínico¹³. Teniendo en cuenta, el buen estado funcional de la muestra en este trabajo, este aspecto corrobora la buena sensibilidad de este test para la detección de cambios en la marcha y control dinámico del equilibrio en las personas mayores¹⁴. Esta prueba cuando fue sometida a análisis de regresión lineal se mostró muy relacionada con la información aportada por los registros acelerométricos en los tres ejes del espacio, especialmente, por el valor máximo de los ejes medio-lateral y ántero-posterior y de la RMS de las aceleraciones.

Finalmente, la relación entre la composición corporal (especialmente del exceso de masa grasa) y los movimientos realizados durante la marcha, ha obtenido resultados de interés en esta investigación. El porcentaje de masa grasa de miembros inferiores se ha relacionado con la lenta velocidad de marcha observada en el grupo de estudio de mayor edad, en el que el Índice de Masa Corporal (IMC) y el peso se correlacionaron indirectamente con los valores acelerométricos en el eje vertical y la RMS de las aceleraciones (Capítulo VI). Estos resultados concuerdan con otros estudios que también relacionaron un mayor IMC con fases de apoyo prolongadas durante la marcha^{12,15,16}.

Una correlación constante a lo largo de las distintas etapas experimentales fue la de la reducción de la velocidad de la marcha y de la magnitud de las aceleraciones registradas conforme avanzaba la edad de las participantes. Las aceleraciones y velocidad de marcha se redujeron a medida que avanza la edad como resultado del aumento de la cadencia y reducción de la longitud de paso^{17,18}. Este dato concuerda con observaciones anteriores que encuentran cómo se reduce la velocidad de marcha con el envejecimiento, aun en ausencia de patología^{19,20}. Además, la capacidad a responder eficazmente a perturbaciones está mantenida aun en el grupo más mayor (con más de 70 años) ya que en ninguno de los ejes aumentaron las aceleraciones registradas²¹.

Los resultados indican que, durante el envejecimiento, y en ausencia de patología, la velocidad de marcha y las aceleraciones durante la misma se reducen. Que la velocidad decrezca hace más sensible a sufrir una caída al individuo. Pero eso se produce para mantener la estabilidad a pesar de las alteraciones en la función neuromotriz, muscular y propioceptiva asociadas al envejecimiento²². Pero, si las aceleraciones registradas no aumentan, es que la secuenciación de la marcha no se ha alterado^{5,23}.

En relación al estudio acelerométrico del equilibrio estático, en el capítulo VIII se concluye que una herramienta de valoración eficaz podría consistir en la realización de tres pruebas de equilibrio estático en apoyo monopodal: dos sobre el suelo con ojos abiertos y cerrados y una sobre colchoneta con ojos abiertos. De los registros acelerométricos durante las mismas deberían extraerse once variables, todas ellas hacen referencia a los valores máximos y/o promediados de la RMS de las aceleraciones y de los ejes medio-lateral (para la prueba de equilibrio monopodal sobre colchoneta) y ántero-posterior (para las pruebas de equilibrio monopodal sobre el suelo).

Esta herramienta de valoración del equilibrio estático, además, al ser desarrollada en conjunto con otras pruebas funcionales, confirma el significado de las variables que incluye: el control postural durante el equilibrio estático. La correlación de la fuerza de

miembros inferiores (cuantificada por la prueba *Chair Stand Test*) con la velocidad y estabilidad de la marcha (cuantificada por la prueba *Timed Up & Go*); y de ésta, con el equilibrio monopodal sobre superficie inestable concuerda con la literatura existente. La relación entre el riesgo de caída con la pérdida de fuerza en miembros inferiores y pérdida del equilibrio sobre colchoneta ya se ha comprobado en otras ocasiones^{24,25}.

La combinación de ambas evaluaciones implicaría la realización de cuatro pruebas (tres de equilibrio estático y una para la marcha), que repetidas tres veces cada una, supondría una inversión de menos de diez minutos de aplicación. Una vez importados los registros acelerométricos al ordenador, el procesamiento de los mismos puede ser fácilmente automatizado mediante una hoja de cálculo que proporcione de manera inmediata los registros promediados de las tres repeticiones de cada prueba y los valores máximos y medios de los tres ejes y la RMS de los mismos.

Tal y como se desarrolló anteriormente, el control postural se relaciona con el Centro de Gravedad (CG) que, de acuerdo con Mapelli et al²² es resultado de la concepción multisegmentaria del equilibrio. Esto es, la concepción del cuerpo como un sistema de cuerpos rígidos cuyo CG es el promedio de todos los centros de masa de dichos segmentos, definición que sigue la línea propuesta por Hogdes et al²³. En consecuencia, el control del CG forma parte de los requisitos para el mantenimiento del equilibrio durante las actividades de la vida diaria, donde se incluyen actividades diarias fundamentales como caminar, subir y bajar escaleras, agacharse o realizar las transferencias de sedestación y bipedestación, y viceversa²⁴. Tradicionalmente, el equilibrio se ha valorado de forma cualitativa (y, en mayor o menor grado, subjetiva) en el entorno clínico y de forma cuantitativa en entornos de laboratorio mediante el empleo de plataformas de fuerza. Estas plataformas comparan el desplazamiento del Centro de Presión (CP) entre los pies, parámetro independiente al CG. Es decir, es un parámetro fuertemente condicionado por la actividad intrínseca de tobillo y objeto de estudio con la teoría del péndulo invertido del equilibrio²⁵. Pero dicha teoría, válida para el estudio de algunas estrategias de movimiento de las que se vale el sistema de control postural para el mantenimiento del equilibrio, es incompleta para una evaluación completa del funcionamiento del sistema de control postural y de todas las estrategias de las que se sirve para mantener el equilibrio^{15,33}. Sin embargo, instrumentos cinemáticos como los acelerómetros permiten el estudio objetivo del equilibrio, mediante el análisis del CG sin necesidad de una gran inversión económica en los dispositivos ni complejos y extensos procesos de tratamiento y análisis de datos^{26,27}.

Finalmente, tras el estudio de los resultados obtenidos a lo largo de las distintas etapas experimentales, se puede confirmar que el equilibrio y las reacciones de control postural obedecen al modelo multisegmentario del equilibrio que, en la práctica, implica la realización de ajustes constantes por parte del sistema neuromuscular. Por otra parte, factores como la edad y la composición corporal pueden ser determinantes para realizar con eficacia dichos ajustes y mantener la estabilidad en actividades dinámicas (como la marcha) y estáticas (como el mantenimiento del apoyo monopodal sobre distintos tipos de superficie).

9.1.1. Limitaciones y líneas futuras de investigación

El tamaño muestral de las distintas etapas experimentales, aunque supera al empleado en la mayoría de estudios sobre valoración acelerométrica publicados hasta el momento, no es el suficiente para generalizar los resultados obtenidos al total de la población de mujeres. Consecuentemente, la ausencia de varones hace estos resultados menos generalizables al total de la población de personas mayores. Comprobar la eficacia de esta herramienta de valoración del equilibrio en hombres y explorar las posibles diferencias en el deterioro del equilibrio entre los dos sexos deben ser objetivo de mejora en estudios que continúen esta línea de investigación (Anexo nº7). Además, el estudio de tamaños muestrales más amplios debe tener como objetivo la determinación de valores acelerométricos normales e indicativos del buen funcionamiento del sistema de control postural según la edad.

Una limitación importante de este estudio es que los resultados obtenidos no permiten describir desde el punto de vista fisiológico cómo funcionan los sistemas de control postural para el mantenimiento del equilibrio. La acelerometría sólo es una medida indirecta de la eficacia con la que el Sistema Nervioso Central integra la información del entorno y del propio sujeto con el objetivo de mantener el equilibrio.

En el futuro, debe explorarse la posibilidad de ampliar la muestra a poblaciones más especializadas; incluyendo, pacientes de enfermedades neurodegenerativas (como la enfermedad de Alzheimer y de Parkinson y la neuropatía periférica en miembros inferiores). Diseñar test específicos con las variables acelerométricas que más deterioro muestren estas poblaciones permitirá identificar a pacientes en las primeras etapas de estas patologías.

Por otra parte, en el futuro, sería de gran interés realizar un estudio longitudinal que relacione las variaciones de composición corporal con la estabilidad de la marcha y cómo se modifican según avanza el proceso de envejecimiento. Una investigación de ese tipo permitiría determinar y comparar la evolución paralela de los porcentajes de grasa y músculo y parámetros cinemáticos de la marcha.

9.2. Bibliografía

1. Arterburn DE, Crane PK, Sullivan SD. The coming epidemic of obesity in elderly americans. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(11):1907-12.
2. Chaput J, Doucet E, Tremblay A. Obesity: A disease or a biological adaptation? an update. *Obesity reviews.* 2012;13(8):681-91.
3. Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet.* 2013;381(9868):752-62.
4. Collard RM, Boter H, Schoevers RA, Oude-Voshaar RC. Prevalence of frailty in Community-Dwelling older persons: A systematic review. *J Am Geriatr Soc.* 2012;60(8):1487-92.
5. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc.* 2015;4(1):1-9.
6. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture.* 2002;16(1):60-8.
7. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Parts I & II: The instrument & gait analysis. *Clin Biomech.* 1998;13(4):320-35.
8. Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(11):1377-85.
9. Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, Hermens H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture.* 2002;16(1):55-9.
10. Bautmans I, Jansen B, van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture.* 2011;33(3):366-72.

11. Tadano S, Takeda R, Sasaki K, Fujisawa T, Tohyama H. Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-gait systems). *J Biomech.* 2016;49(5):684-90.
12. Butterworth PA, Landorf K, Gilleard W, Urquhart D, Menz H. The association between body composition and foot structure and function: A systematic review. *Obesity Reviews.* 2014;15(4):348-57.
13. Podsiadlo D, Richardson S. The timed “Up & go”: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991;39(2):142-8.
14. van Iersel MB, Munneke M, Esselink RA, Benraad CE, Rikkert MGO. Gait velocity and the timed-up-and-go test were sensitive to changes in mobility in frail elderly patients. *J Clin Epidemiol.* 2008;61(2):186-91.
15. Kuchibhatla MN, Fillenbaum GG, Kraus WE, Cohen HJ, Blazer DG. Trajectory classes of body mass index in a representative elderly community sample. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2013;68(6):699-704.
16. Ko S, Stenholm S, Ferrucci L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the baltimore longitudinal study of aging. *J Biomech.* 2010;43(6):1104-10.
17. Senden R, Savelberg H, Grimm B, Heyligers I, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture.* 2012;36(2):296-300.
18. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
19. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing.* 2003;32(2):137-42.
20. Senden R, Grimm B, Heyligers I, Savelberg H, Meijer K. Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture.* 2009;30(2):192-6.
21. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Identification of fall risk predictors in daily life measurements: Gait characteristics' reliability and association with self-reported fall history. *Neurorehabil Neural Repair.* 2015;29(1):54-61.
22. Kavanagh JJ. Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *J Neuroeng Rehabil.* 2009;6:9.

23. Matsumoto H, Makabe T, Morita T, Ikuhara K, Kajigase A, Okamoto Y, et al. Accelerometry-based gait analysis predicts falls among patients with a recent fracture who are ambulatory: A 1-year prospective study. *Int J Rehabil Res.* 2015;38(2):131-6.
24. Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2006;61(10):1059-64.
25. Schlicht J, Camaione DN, Owen SV. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001;56(5):M281-6.

CAPÍTULO X:

CONCLUSIONES

10.1. Conclusiones

La presente investigación tenía como objetivo desarrollar un método de valoración del equilibrio en mujeres adultas y mayores mediante acelerometría. Para conseguirlo, primero, se aportaron empíricos sobre las diferencias del registro cinemático en diferentes puntos del raquis. Teniendo en cuenta que todos nuestros resultados están bajo el paradigma del modelo multisegmentario, por el empleo de puntos de registro próximos al Centro de Gravedad, los análisis y test estadísticos empleados demuestran que la cuarta vértebra lumbar es el punto idóneo de registro cinemático para la evaluación del equilibrio.

Posteriormente, se comprobó cómo un sencillo análisis acelerométrico de la marcha puede generar parámetros espacio-temporales que nos permiten detectar precozmente alteraciones de la marcha en el entorno clínico y ambulatorio. Los resultados obtenidos muestran que, en mujeres mayores de 71 años con normopeso, y sin patologías estructurales asociadas, una proporción de masa grasa excesiva tiene relación con la velocidad y movimientos de la marcha en las mujeres mayores.

Para el análisis acelerométrico del equilibrio estático, se definió una breve escala que consta de tres factores y once ítems. Esta herramienta es fácil de aplicar y analizar, y presenta una buena validez para explicar el estado de equilibrio estático basado en las aceleraciones del Centro de Gravedad.

La combinación de ambos análisis puede permitir la identificación objetiva y precisa de las personas con riesgo de caída, y su introducción en programas de rehabilitación y actividad física dirigida específicamente a la recuperación de las habilidades relacionadas con el equilibrio y el control postural.

Ante el estudio de personas sanas donde la variabilidad en la duración de las pruebas es pequeña, el análisis diferenciado de cada uno de los ejes puede ser fuente de diagnóstico precoz de deterioro del equilibrio. Un análisis exhaustivo de los valores acelerométricos en los ejes ántero-posterior y medio-lateral y la *Root Mean Square* de las aceleraciones en los tres ejes permitirá detectar alteraciones prematuras en el patrón automático de la marcha. Además, se ha identificado un umbral cuantitativo (6 g) a partir del cual el riesgo de caída podría resultar clínicamente relevante, por lo que este método diagnóstico podría resultar de gran aplicabilidad en los servicios de salud como prueba de cribado o para la evaluación de la eficacia de los programas de prevención de caídas.

Por lo tanto, la acelerometría debe ser incorporada a la salud pública por las muchas posibilidades que ofrece a los servicios de salud, tales como la mejora de los

métodos de evaluación y la optimización en el diseño de programas para mejorar la salud física.

CAPÍTULO XI:

BIBLIOGRAFÍA CONJUNTA

11.1. Bibliografía conjunta

- Accornero N, Capozza M, Rinalduzzi S, Manfredi G. Clinical multisegmental posturography: Age-related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997;105(3):213-9.
- Adkin AL, Frank JS, Carpenter MG, Peysar GW. Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait Posture*. 2000;12(2):87-93.
- Adlerton A, Moritz U, Moe-Nilssen R. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiother Res Int*. 2003;8(4):187-99.
- Agrawal Y, Carey JP, Hoffman HJ, Sklare DA, Schubert MC. The modified Romberg Balance Test: Normative data in U.S. adults. *Otol Neurotol*. 2011;32(8):1309-11.
- Alexander BH, Rivara FP, Wolf ME. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *Am J Public Health*. 1992;82(7):1020-3.
- Alexandrov AV, Frolov AA, Horak F, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern*. 2005;93(5):309-22.
- Amblard B, Assaiante C, Fabre J, Mouchnino L, Massion J. Voluntary head stabilization in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed in weightlessness. *Exp Brain Res*. 1997;114(2):214-25.
- American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Fall Prevention. Guideline for the prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*. 2001;49(5):664-72.
- Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz P, Robert P. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech*. 2002;35(5):689-99.
- Aminian K, Rezakhanlou K, de Andrés E, Fritsch C, Leyvraz P, Robert P. Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: An analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med Biol Eng Comput*. 1999;37(6):686-91.
- Arterburn DE, Crane PK, Sullivan SD. The coming epidemic of obesity in elderly americans. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52(11):1907-12.
- Aruin AS, Latash ML. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp Brain Res*. 1995;106(2):291-300.
- Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*. 2002;16(2):124-34.

- Aziz O, Park EJ, Mori G, Robinovitch SN. Distinguishing the causes of falls in humans using an array of wearable tri-axial accelerometers. *Gait Posture*. 2014;39(1):506-12.
- Balogun J, Akindele K, Nihinlola J, Marzouk D. Age-related changes in balance performance. *Disabil Rehabil*. 1994;16(2):58-62.
- Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, Moffatt M, Taback SP. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004;4.
- Bauer C, Gröger I, Rupprecht R, Gaßmann KG. Intrasession reliability of force platform parameters in community-dwelling older adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(10):1977-82.
- Bautmans I, Jansen B, van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture*. 2011;33(3):366-72.
- Baydal-Bertomeu JM, Barbera i Guillem R, Soler-Gracia C, Peydro de Moya MF, Prat JM, Barona de Guzmán R. Determination of postural behaviour patterns in the Spanish healthy population. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2004;55(6):260-9.
- Beckwée D, Degelaen M, Eggermont M, González-Rodríguez M, Lefeber N, Vaes P, et al. Validity and test-retest reliability of the stride analyzer in people with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2016;49:155-8.
- Bendall MJ, Bassej EJ, Pearson MB. Factors affecting walking speed of elderly people. *Age Ageing*. 1989;18(5):327-32.
- Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J, Gayton D. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. *Physiother Can*. 1989;41(6):304-11.
- Bertucco M, Cesari P. Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty. *Gait Posture*. 2009;29(2):326-31.
- Bischoff HA, Stähelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing*. 2003;32(3):315-20.
- Bischoff-Ferrari H, Orav J, Kanis J, Rizzoli R, Schlögl M, Staehelin HB, et al. Comparative performance of current definitions of sarcopenia against the prospective incidence of falls among community-dwelling seniors age 65 and older. *Osteoporosis Int*. 2015;26(12):2793-802.
- Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther*. 2008;88(5):559-66.

- Bogle-Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys Ther.* 1996;76(6):576-83.
- Bohannon RW, Andrews AW. Normal walking speed: A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy.* 2011;97(3):182-9.
- Bonnet C, Carello C, Turvey M. Diabetes and postural stability: Review and hypotheses. *J Mot Behav.* 2009;41(2):172-92.
- Boonstra MC, van der Slikke, Rienk MA, Keijsers NL, van Lummel RC, de Waal Malefijt, Maarten C, Verdonschot N. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech.* 2006;39(2):354-8.
- Boulgarides LK, McGinty SM, Willett JA, Barnes CW. Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Phys Ther.* 2003;83(4):328-39.
- Bourke A, van de Ven P, Gamble M, O'Connor R, Murphy K, Bogan E, et al. Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities. *J Biomech.* 2010;43(15):3051-7.
- Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(3):136-47.
- Bradley SM. Falls in older adults. *Mt Sinai J Med.* 2011;78(4):590-5.
- Brenton-Rule A, Dalbeth N, Menz HB, Bassett S, Rome K. Foot and ankle characteristics associated with falls in adults with established rheumatoid arthritis: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17(1):1.
- Britton KA, Massaro JM, Murabito JM, Kreger BE, Hoffmann U, Fox CS. Body fat distribution, incident cardiovascular disease, cancer, and all-cause mortality. *J Am Coll Cardiol.* 2013;62(10):921-5.
- Butterworth PA, Landorf K, Gilleard W, Urquhart D, Menz H. The association between body composition and foot structure and function: A systematic review. *Obes Rev.* 2014;15(4):348-57.
- Camicioli R, Howieson D, Lehman S, Kaye J. Talking while walking: The effect of a dual task in aging and alzheimer's disease. *Neurology.* 1997;48(4):955-8.
- Cerhan JR, Moore SC, Jacobs EJ, Kitahara CM, Rosenberg PS, Adami HO, et al. A pooled analysis of waist circumference and mortality in 650,000 adults. *Mayo Clin Proc.* 2014;89(3):335-45.

- Cesari M, Kritchevsky SB, Penninx BW, Nicklas BJ, Simonsick EM, Newman AB, et al. Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people — Results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc*. 2005;53(10):1675-80.
- Chaiwanichsiri D, Janchai S, Tantisiriwat N. Foot disorders and falls in older persons. *Gerontology*. 2009;55(3):296-302.
- Chapple M. *Dictionary of physics*. London; Chicago: Fitzroy Dearborn; 1999.
- Chaput J, Doucet E, Tremblay A. Obesity: A disease or a biological adaptation? an update. *Obes Rev*. 2012;13(8):681-91.
- Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B. Measures of postural stability. *J Rehabilitation Res Dev*. 2004;41(5):713-20.
- Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D. Audio-biofeedback for balance improvement: An accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2005;52(12):2108-11.
- Cho C, Kamen G. Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *J Am Geriatr Soc*. 1998;46(4):426-30.
- Cho KH, Bok SK, Kim Y, Hwang SL. Effect of lower limb strength on falls and balance of the elderly. *Ann Rehabil Med*. 2012;36(3):386-93.
- Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet*. 2013;381(9868):752-62.
- Collard RM, Boter H, Schoevers RA, Oude-Voshaar RC. Prevalence of frailty in Community-Dwelling older persons: A systematic review. *J Am Geriatr Soc*. 2012;60(8):1487-92.
- Colnat-Coulbois S, Gauchard G, Maillard L, Barroche G, Vespignani H, Augue J, et al. Management of postural sensory conflict and dynamic balance control in late-stage Parkinson's disease. *Neuroscience*. 2011;193:363-9.
- Cotton F, Pousse G, Bonilla F, Scherbaum F. On the discrepancy of recent european ground-motion observations and predictions from empirical models: Analysis of KiK-net accelerometric data and point-sources stochastic simulations. *Bull Seismol Soc Am*. 2008;98(5):2244-61.
- Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, Stern-Sylvestre SM, Seder B. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31(5):255-62.

- Cuesta-Vargas A, William J. Estudio de la cinemática y fiabilidad inter e intraterapeutas de la manipulación vertebral cervical basada en sensores inerciales. *Fisioterapia*. 2011;33(1):25-30.
- Culhane KM, O'Connor M, Lyons D, Lyons GM. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age Ageing*. 2005;34(6):556-60.
- Cuoco A, Callahan DM, Sayers S, Frontera WR, Bean J, Fielding RA. Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2004;59(11):1200-6.
- Dalton A, Khalil H, Busse M, Rosser A, van Deursen R, ÓLaighin G. Analysis of gait and balance through a single triaxial accelerometer in presymptomatic and symptomatic Huntington's disease. *Gait Posture*. 2013;37(1):49-54.
- Damián J, Pastor-Barriuso R, Valderrama-Gama E, de Pedro-Cuesta J. Factors associated with falls among older adults living in institutions. *BMC Geriatr*. 2013;13(1):1.
- Demontis F, Piccirillo R, Goldberg AL, Perrimon N. The influence of skeletal muscle on systemic aging and lifespan. *Aging Cell*. 2013;12(6):943-9.
- DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol (1985)*. 2000;88(5):1804-11.
- Dickstein R, Shupert CL, Horak FB. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture*. 2001;14(3):238-47.
- Doheny EP, McGrath D, Greene BR, Walsh L, McKeown D, Cunningham C, et al. Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012:3300-3.
- Doi T, Asai T, Hirata S, Ando H. Dual-task costs for whole trunk movement during gait. *Gait Posture*. 2011;33(4):712-4.
- Doyle TL, Dugan EL, Humphries B, Newton RU. Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of centre of pressure. *Int J Med Sci*. 2004;1(1):11-20.
- Duarte M, Freitas SM. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(3):183-92.
- Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: A new clinical measure of balance. *J Gerontol*. 1990;45(6):M192-7.
- Esser P, Dawes H, Collett J, Howells K. IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *J Biomech*. 2009;42(10):1578-81.
- Faulkner JA, Larkin LM, Claffin DR, Brooks SV. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2007;34(11):1091-6.

- Finlayson ML, Peterson EW. Falls, aging, and disability. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2010;21(2):357-73.
- Forsell C, Halvorsen K. A method for determining minimal sets of markers for the estimation of center of mass, linear and angular momentum. *J Biomech*. 2009;42(3):361-5.
- Freitas SM, Wieczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture*. 2005;22(4):322-30.
- Fuller D, Pabayo R. The relationship between utilitarian walking, utilitarian cycling, and body mass index in a population based cohort study of adults: Comparing random intercepts and fixed effects models. *Prev Med*. 2014;69:261-6.
- Furman JM. Posturography: Uses and limitations. *Baillieres Clin Neurol*. 1994;3(3):501-13.
- Gangnet N, Pomeroy V, Dumas R, Skalli W, Vital J. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: A three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surg Radiol Anat*. 2003;25(5-6):424-33.
- Godi M, Franchignoni F, Caligari M, Giordano A, Turcato AM, Nardone A. Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Phys Ther*. 2013;93(2):158-67.
- Góes SM, Leite N, Stefanello JM, Homann D, Lynn SK, Rodacki AL. Ankle dorsiflexion may play an important role in falls in women with fibromyalgia. *Clin Biomech*. 2015;30(6):593-8.
- Goldberger AL. Non-linear dynamics for clinicians: Chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*. 1996;347(9011):1312-4.
- Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2006;61(10):1059-64.
- Grace-Gaerlan M, Alpert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. *J Am Acad Nurse Pract*. 2012;24(6):375-81.
- Grimbergen YA, Schrag A, Mazibrada G, Borm GF, Bloem BR. Impact of falls and fear of falling on health-related quality of life in patients with Parkinson's disease. *J Parkinsons Dis*. 2013;3(3):409-13.
- Grossman G, Leigh RJ, Abel L, Lanska D, Thurston S. Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Exp Brain Res*. 1988;70(3):470-6.

- Guallar-Castillón P, Balboa-Castillo T, López-García E, León-Muñoz LM, Gutiérrez-Fisac JL, Banegas JR, et al. BMI, waist circumference, and mortality according to health status in the older adult population of Spain. *Obesity*. 2009;17(12):2232-8.
- Guerraz M, Bronstein A. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiol Clin*. 2008;38(6):391-8.
- Guerraz M, Sakellari V, Burchill P, Bronstein A. Influence of motion parallax in the control of spontaneous body sway. *Exp Brain Res*. 2000;131(2):244-52.
- Hahn ME, Chou L. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clin Biomech*. 2003;18(8):737-44.
- Hamer M, Stamatakis E, Steptoe A. Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(10):1946-50.
- Hanakova L, Socha V, Schlenker J, Cakrt O, Kutilek P. Assessment of postural instability in patients with a neurological disorder using a tri-axial accelerometer. *Acta Polytech*. 2015;55(4):229-36.
- Harding GT, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Wilson JLA. Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2012;20(11):1234-42.
- Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait Posture*. 2009;29(3):444-8.
- Hartmann A, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Reproducibility of spatio-temporal gait parameters under different conditions in older adults using a trunk tri-axial accelerometer system. *Gait Posture*. 2009;30(3):351-5.
- Hasan SS, Robin DW, Szurkus DC, Ashmead DH, Peterson SW, Shiavi RG. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Parts I & II: Methods & amplitude and frequency data. *Gait Posture*. 1996;4(1):1-20.
- Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1050-6.
- Hayot C, Sakka S, Lacouture P. Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Hum Mov Sci*. 2013;32(2):279-89.

- Helbostad JL, Askim T, Moe-Nilssen R. Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):993-9.
- Helbostad JL, Moe-Nilssen R. The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. *Gait Posture.* 2003;18(2):27-36.
- Herdman SJ, Blatt P, Schubert MC, Tusa RJ. Falls in patients with vestibular deficits. *Otol Neurotol.* 2000;21(6):847-51.
- Hernández ME, Goldberg A, Alexander NB. Decreased muscle strength relates to self-reported stooping, crouching, or kneeling difficulty in older adults. *Phys Ther.* 2010;90(1):67-74.
- Hess JA, Woollacott M, Shivitz N. Ankle force and rate of force production increase following high intensity strength training in frail older adults. *Aging Clin Exp Res.* 2006;18(2):107-15.
- Hildebrand M, van Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age-group comparability of raw accelerometer output from wrist-and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(9):1816-24.
- Hill KD, Goldie PA, Baker PA, Greenwood KM. Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(5):577-83.
- Hodges P, Gurfinkel V, Brumagne S, Smith T, Cordo P. Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res.* 2002;144(3):293-302.
- Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture.* 2011;34(1):111-8.
- Honeine JL, Schieppati M. Time-interval for integration of stabilizing haptic and visual information in subjects balancing under static and dynamic conditions. *Front Syst Neurosci.* 2014;8:190.
- Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 2006;35 (suppl 2):ii7-11.
- Horak FB, Kluzik J, Hlavacka F. Velocity dependence of vestibular information for postural control on tilting surfaces. *J Neurophysiol.* 2016;116(3):1468-79.
- Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiol Aging.* 1989;10(6):727-38.
- Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009;89(5):484-98.

- Howcroft J, Kofman J, Lemaire ED. Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10(1):1.
- Huang AR, Mallet L, Rochefort CM, Egualé T, Buckeridge DL, Tamblyn R. Medication-related falls in the elderly. *Drugs Aging.* 2012;29(5):359-76.
- Iannuzzi-Sucich M, Prestwood KM, Kenny AM. Prevalence of sarcopenia and predictors of skeletal muscle mass in healthy, older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002;57(12):M772-7.
- Ihara H, Takayama M, Fukumoto T. Postural control capability of ACL-deficient knee after sudden tilting. *Gait Posture.* 2008;28(3):478-82.
- Isles RC, Choy NL, Steer M, Nitz JC. Normal values of balance tests in women aged 20–80. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(8):1367-72.
- Johnson ML, Robinson MM, Nair KS. Skeletal muscle aging and the mitochondrion. *Trends Endocrinol Met.* 2013;24(5):247-56.
- Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp Brain Res.* 2014;232(4):1127-36.
- Kang HG, Dingwell JB. Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. *Gait Posture.* 2009;30(2):260-3.
- Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *J Biomech.* 2008;41(14):2899-05.
- Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomech.* 2000;15(5):365-9.
- Karlsson MK, Vonschewelov T, Karlsson C, Coster M, Rosengen BE. Prevention of falls in the elderly: A review. *Scand J Public Health.* 2013;41(5):442-54.
- Karnath HO, Ferber S, Dichgans J. The neural representation of postural control in humans. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2000;97(25):13931-36.
- Kavanagh JJ. Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *J Neuroeng Rehabil.* 2009;6:9.
- Kerr K, White J, Barr D, Mollan R. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech.* 1997;12(4):236-45.
- Klingner CM, Axer H, Brodoehl S, Witte OW. Vertigo and the processing of vestibular information: A review in the context of predictive coding. *Neurosci Biobehav Rev.* 2016;71:379-87.

- Ko S, Stenholm S, Ferrucci L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the Baltimore longitudinal study of aging. *J Biomech.* 2010;43(6):1104-10.
- Kressig RW, Beauchet O. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clin Exp Res.* 2006;18(2):174-6.
- Kuchibhatla MN, Fillenbaum GG, Kraus WE, Cohen HJ, Blazer DG. Trajectory classes of body mass index in a representative elderly community sample. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2013;68(6):699-704.
- Kuramatsu Y, Muraki T, Oouchida Y, Sekiguchi Y, Izumi S. Influence of constrained visual and somatic senses on controlling centre of mass during sit-to-stand. *Gait Posture.* 2012;36(1):90-4.
- Lacour M, Bernard-Demanze L, Dumitrescu M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):411-21.
- Lajoie Y, Gallagher S. Predicting falls within the elderly community: Comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. *Arch Gerontol Geriatr.* 2004;38(1):11-26.
- Lamoth CJ, van Lummel RC, Beek PJ. Athletic skill level is reflected in body sway: A test case for accelometry in combination with stochastic dynamics. *Gait Posture.* 2009;29(4):546-51.
- Laroche DP, Cook SB, Mackala K. Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(11):2172-81.
- Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR. Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: A comparison of fallers and nonfallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2009;64(6):700-6.
- Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, et al. Aging, muscle activity, and balance control: Physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture.* 2003;18(2):101-8.
- Leddy AL, Crowner BE, Earhart GM. Utility of the mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *J Neurol Phys Ther.* 2011;35(2):90-7.
- Lee MM, Song CH, Lee KJ, Jung SW, Shin DC, Shin SH. Concurrent validity and test-retest reliability of the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(1):81-5.

- Leirós-Rodríguez R, Arce ME, García-Soidán JL. Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático. *RETOS*. 2015(28):90-3.
- Leirós-Rodríguez R, Arce ME, García-Soidán JL, Naveira-Barbeito G. Accelerometers: Devices that contribute to healthy aging. *RETOS*. 2017;32:44-7.
- Leirós-Rodríguez R, Arce ME, Souto-Gestal A, García-Soidán J. Identificación de puntos de referencia anatómicos para la valoración del equilibrio mediante dispositivos cinemáticos. *Fisioterapia*. 2015;37(5):223-9.
- Leirós-Rodríguez R, García-Soidán JL. Balance training in elderly women using public parks. *J Women Aging*. 2014;26(3):207-18.
- Leveille SG, Bean J, Bandeen-Roche K, Jones R, Hochberg M, Guralnik JM. Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community. *J Am Geriatr Soc*. 2002;50(4):671-8.
- Liedtke C, Fokkenrood SA, Menger JT, van der Kooij H, Veltink PH. Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces. *Gait Posture*. 2007;26(1):39-47.
- Lienhard K, Schneider D, Maffiuletti NA. Validity of the optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Med Eng Phys*. 2013;35(4):500-4.
- Lin M, Hwang H, Hu M, Wu HI, Wang Y, Huang F. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52(8):1343-8.
- Lin Y, Gfoehler M, Pandy MG. Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *J Biomech*. 2014;47(6):1324-31.
- Lindemann U, Moe-Nilssen R, Nicolai SE, Becker C, Chiari L. Assessment of balance in unsupported standing with elderly inpatients by force plate and accelerometers. *Aging Clin Exp Res*. 2012;24(1):37-41.
- Long JS, Pavalko EK. The life course of activity limitations: Exploring indicators of functional limitations over time. *J Aging Health*. 2004;16(4):490-516.
- López PM, Fernández-Ballesteros R, Zamarrón MD, López SR. Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach. *J Biosoc Sci*. 2011;43(05):597-610.
- Lowry K, Lokenvitz N, Smiley-Oyen A. Age-and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait Posture*. 2012;35(2):272-6.

- Lowry KA, Smiley-Oyen AL, Carrel AJ, Kerr JP. Walking stability using harmonic ratios in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2009;24(2):261-7.
- Ma X, He W, Zhu S. Fat and fat distribution in menopause: Chinese aspects. In: *Nutrition and diet in menopause.* New York; Springer; 2013:271-9.
- Maki BE. Gait changes in older adults: Predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc.* 1997;45(3):313-20.
- Maki BE, Edmondstone MA, McIlroy WE. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(5):M270-7.
- Maki BE, McIlroy WE. Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med.* 1996;12(4):635-58.
- Maki BE, Sibley KM, Jaglal SB, Bayley M, Brooks D, Fernie GR, et al. Reducing fall risk by improving balance control: development, evaluation and knowledge-translation of new approaches. *J Saf Res.* 2011;42(6):473-85.
- Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2011;17(7):557-62.
- Mancini M, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Chiari L, Horak FB. Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: An accelerometer-based approach. *Eur J Neurol.* 2009;16(9):1028-34.
- Mapelli A, Zago M, Fusini L, Galante D, Colombo A, Sforza C. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. *Gait Posture.* 2014;39(1):460-5.
- Marchetti GF, Bellanca J, Whitney SL, Lin JC, Musolino MC, Furman GR, et al. The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *J Vestibular Res.* 2013;23(4-5):227-35.
- Marschollek M, Nemitz G, Gietzelt M, Wolf K, Zu Schwabedissen HM, Haux R. Predicting in-patient falls in a geriatric clinic. *Z Gerontol Geriatr.* 2009;42(4):317-22.
- Martínez-Méndez R, Sekine M, Tamura T. Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8(1):17.

- Martínez-Ramírez A, Lecumberri P, Gómez M, Rodríguez-Mañas L, García F, Izquierdo M. Frailty assessment based on wavelet analysis during quiet standing balance test. *J Biomech.* 2011;44(12):2213-20.
- Martínez-Villalpando EC, Herr H. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking. *J Rehabil Res Dev.* 2009;46(3):361-74.
- Martín-Nogueras A, Calvo-Arenillas J, Sánchez-Sánchez M, Méndez-Sánchez R, Barbero-Iglesias F. Incidencia de caídas en mujeres que participan periódicamente en un programa de revitalización geriátrica. Estudio con seguimiento de 5 años. *Fisioterapia.* 2013;35(4):139-45.
- Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.* 1994;4(6):877-87.
- Mast FW, Preuss N, Hartmann M, Grabherr L. Spatial cognition, body representation and affective processes: The role of vestibular information beyond ocular reflexes and control of posture. *Front Integr Neurosci.* 2014;8:44.
- Matheron E, Yang Q, Delpit-Baraut V, Dailly O, Kapoula Z. Active ocular vergence improves postural control in elderly as close viewing distance with or without a single cognitive task. *Neurosci Lett.* 2016;610:24-9.
- Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: The "get-up and go" test. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67(6):387-9.
- Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol Meas.* 2004;25(2):R1-20.
- Matsuda PN, Verrall AM, Finlayson ML, Molton IR, Jensen MP. Falls among adults aging with disability. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(3):464-71.
- Matsumoto H, Makabe T, Morita T, Ikuhara K, Kajigase A, Okamoto Y, et al. Accelerometry-based gait analysis predicts falls among patients with a recent fracture who are ambulatory: A 1-year prospective study. *Int J Rehabil Res.* 2015;38(2):131-6.
- Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, Hermens H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture.* 2002;16(1):55-9.
- Mayer A, Tihanyi J, Bretz K, Csende Z, Bretz E, Horvath M. Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: A randomized controlled study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12:118.
- McGregor SJ, Armstrong WJ, Yaggie JA, Bollt EM, Parshad R, Bailey JJ, et al. Lower extremity fatigue increases complexity of postural control during a single-legged stance. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8(1):43.

- McGregor SJ, Busa MA, Skufca J, Yaggie JA, Bollt EM. Control entropy identifies differential changes in complexity of walking and running gait patterns with increasing speed in highly trained runners. *Chaos*. 2009;19(2):026109.
- McIlroy WE, Maki BE. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1996;51(6):M289-96.
- Menant JC, Schoene D, Sarofim M, Lord SR. Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev*. 2014;16:83-104.
- Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, san Kwan MM, Lord SR. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004;20(1):20-5.
- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*. 2003;18(1):35-46.
- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*. 2003;32(2):137-42.
- Mesure S, Azulay J, Pouget J, Amblard B. Strategies of segmental stabilization during gait in Parkinson's disease. *Exp Brain Res*. 1999;129(4):573-81.
- Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(2):323-8.
- Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture*. 2009;30(1):60-4.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Parts I & II: The instrument & gait analysis. *Clin Biomech*. 1998;13(4):320-35.
- Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(11):1377-85.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech*. 2004;37(1):121-6.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*. 2002;16(1):60-8.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL, Talcott JB, Toennesen FE. Balance and gait in children with dyslexia. *Exp Brain Res*. 2003;150(2):237-44.

- Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information. *Exp Brain Res.* 2012;217(2):197-208.
- Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol.* 1999;82(3):1622-6.
- Morris ME, Matyas TA, Ianssek R, Summers JJ. Temporal stability of gait in Parkinson's disease. *Phys Ther.* 1996;76(7):763-77; discussion 778-80.
- Myers AM, Fletcher PC, Myers AH, Sherk W. Discriminative and evaluative properties of the activities-specific balance confidence (ABC) scale. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1998;53(4):M287-94.
- Nelson-Wong E, Appell R, McKay M, Nawaz H, Roth J, Sigler R, et al. Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(4):1379-89.
- Ogaya S, Iwata A, Higuchi Y, Fuchioka S. The association between intersegmental coordination in the lower limb and gait speed in elderly females. *Gait Posture.* 2016;48:1-5.
- Ojagbemi A, D'Este C, Verdes E, Chatterji S, Gureje O. Gait speed and cognitive decline over 2 years in the Ibadan study of aging. *Gait Posture.* 2015;41(2):736-40.
- O'Sullivan M, Blake C, Cunningham C, Boyle G, Finucane C. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age Ageing.* 2009;38(3):308-13.
- Paillard T, Noé F, Bru N, Couderc M, Debove L. The impact of time of day on the gait and balance control of Alzheimer's patients. *Chronobiol Int.* 2016;33(2):161-8.
- Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Tormakangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2008;63(2):171-8.
- Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(2):151-7.
- Park M, Gao Y. Error analysis and stochastic modeling of low-cost MEMS accelerometer. *J Intell Robot Syst.* 2006;46(1):27-41.
- Paul SS, Canning CG, Sherrington C, Lord SR, Close JC, Fung VS. Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with parkinson's disease. *Mov Disord.* 2013;28(5):655-62.
- Pérennou D, Decavel P, Manckoundia P, Penven Y, Mourey F, Launay F, et al. Évaluation de l'équilibre en pathologie neurologique et gériatrique evaluation of

- balance in neurologic and geriatric disorders. *Ann Readapt Med Phys*. 2005;48:317-35.
- Pérez-Cruzado D, González-Sánchez M, Cuesta-Vargas AI. Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: A cross-sectional study. *Biomed Eng Online*. 2014;13:127.
- Perry MC, Carville SF, Smith ICH, Rutherford OM, Newham DJ. Strength, power output and symmetry of leg muscles: Effect of age and history of falling. *Eur J Appl Physiol*. 2007;100(5):553-61.
- Pfortmueller C, Lindner G, Exadaktylos A. Reducing fall risk in the elderly: Risk factors and fall prevention, a systematic review. *Minerva Med*. 2014;105(4):275-81.
- Podsiadlo D, Richardson S. The timed “Up & Go”: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39(2):142-8.
- Pothula V, Chew F, Lesser T, Sharma A. Falls and vestibular impairment. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 2004;29(2):179-82.
- Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1995;50A(1):M28-34.
- Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2009;56(3):871-9.
- Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D, Meijer K, Crompton R. Activity identification using body-mounted sensors—a review of classification techniques. *Physiol Meas*. 2009;30(4):R1-33.
- Raïche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H. Screening older adults at risk of falling with the tinetti balance scale. *Lancet*. 2000;356(9234):1001-2.
- Reinders I, Murphy RA, Koster A, Brouwer IA, Visser M, García ME, et al. Muscle quality and muscle fat infiltration in relation to incident mobility disability and gait speed decline: The age, gene/environment susceptibility-Reykjavik study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2015;70(8):1030-6.
- Riemann BL, Guskiewicz KM, Shields EW. Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *J Sport Rehab*. 1999;8:71-82.
- Riley M, Balasubramaniam R, Turvey M. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait Posture*. 1999;9(1):65-78.
- Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieën JH. Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc*. 2015;4(1):1-9.

- Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Identification of fall risk predictors in daily life measurements: Gait characteristics' reliability and association with self-reported fall history. *Neurorehabil Neural Repair*. 2015;29(1):54-61.
- Rivolta MW, Aktaruzzaman M, Rizzo G, Lafortuna CL, Ferrarin M, Bovi G, et al. Automatic vs. clinical assessment of fall risk in older individuals: A proof of concept. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015:6935-8.
- Rogers ME, Rogers NL, Takeshima N, Islam MM. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Prev Med*. 2003;36(3):255-64.
- Rose DJ, Christina RW. *A multilevel approach to the study of motor control and learning*. San Francisco: Pearson Education; 2006.
- Rosker J, Markovic G, Sarabon N. Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing. *Gait Posture*. 2011;33(3):452-6.
- Rubenstein LZ. Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*. 2006;35 (Suppl 2):ii37-41.
- Runge M, Schacht E. Multifactorial pathogenesis of falls as a basis for multifactorial interventions. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2005;5(2):127-34.
- Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, Cavallo F. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2005;52(3):486-94.
- Saiz-Llamosas J, Casado-Vicente V, Martos-Álvarez H. Impacto de un programa de fisioterapia en atención primaria en las personas mayores, con antecedentes de caídas. *Fisioterapia*. 2014;36(3):103-9.
- Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJ, Dehollain C, Blanc Y, Burkhard PR, et al. Gait assessment in Parkinson's disease: Toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004;51(8):1434-43.
- Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: Parts I & II: Electromyographic and biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(3):388-405.
- Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1953;35-A(3):543-58.
- Scaglioni-Solano P, Aragón-Vargas LF. Age-related differences when walking downhill on different sloped terrains. *Gait Posture*. 2015;41(1):153-8.

- Scheffer AC, Schuurmans MJ, van Dijk N, van der Hooft T, de Rooij SE. Fear of falling: Measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age Ageing*. 2008;37(1):19-24.
- Schepers HM, van Asseldonk EH, Baten CT, Veltink PH. Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors. *J Biomech*. 2010;43(16):3138-43.
- Schiaffino S, Dyar KA, Ciciliot S, Blaauw B, Sandri M. Mechanisms regulating skeletal muscle growth and atrophy. *FEBS Journal*. 2013;280(17):4294-314.
- Schlicht J, Camaione DN, Owen SV. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001;56(5):M281-6.
- Schmit JM, Regis DI, Riley MA. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Exp Brain Res*. 2005;163(3):370-8.
- Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: Basic definitions–acquisition interval–sampling frequency. *Gait Posture*. 2013;37(2):290-2.
- Seidler RD, Alberts JL, Stelmach GE. Changes in multi-joint performance with age. *Motor Control*. 2002;6(1):13-9.
- Seidler RD, Bernard JA, Burutolu TB, Fling BW, Gordon MT, Gwin JT, et al. Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neurosci Biobehav Rev*. 2010;34(5):721-33.
- Senden R, Grimm B, Heyligers I, Savelberg H, Meijer K. Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture*. 2009;30(2):192-6.
- Senden R, Savelberg H, Grimm B, Heyligers I, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture*. 2012;36(2):296-300.
- Shaffer SW, Harrison AL. Aging of the somatosensory system: A translational perspective. *Phys Ther*. 2007;87(2):193-207.
- Shany T, Redmond SJ, Narayanan MR, Lovell NH. Sensors-based wearable systems for monitoring of human movement and falls. *IEEE Sens J*. 2012;12(3):658-70.
- Shemmell J, Johansson J, Portra V, Gottlieb GL, Thomas JS, Corcos DM. Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *J Neuroeng Rehabil*. 2007;4(1):10.
- Shin S, An D. The effect of motor dual-task balance training on balance and gait of elderly women. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(3):359-61.

- Shkuratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(4):582-8.
- Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 2000;80(9):896-903.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Theory and practical applications.* Londres: Lippincott Williams & Wilkins; 1995.
- Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns KA, Baldwin M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1997;52(4):M232-40.
- Sibley KM, Beauchamp MK, van Ooteghem K, Straus SE, Jaglal SB. Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: A scoping review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(1):122-32.
- Sillanpää E, Laaksonen DE, Häkkinen A, Karavirta L, Jensen B, Kraemer WJ, et al. Body composition, fitness, and metabolic health during strength and endurance training and their combination in middle-aged and older women. *Eur J Appl Physiol.* 2009;106(2):285-96.
- So WY, Choi DH. Differences in physical fitness and cardiovascular function depend on BMI in Korean men. *J Sports Sci Med.* 2010;9(2):239-44.
- Sociedad Española para el Estudio de la Obesidad (SEEDO). Consenso SEEDO'2000 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Med Clín.* 2000;115:587-97.
- Stanaway FF, Gnjjidic D, Blyth FM, le Couteur DG, Naganathan V, Waite L, et al. How fast does the grim reaper walk? Receiver operating characteristics curve analysis in healthy men aged 70 and over. *BMJ.* 2011;343:d7679.
- Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Phys Ther.* 2002;82(2):128-37.
- Stein J. Wearable sensor technology for functional assessment after stroke. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2003;22(3):26-7.
- Sterling DA, O'Connor JA, Bonadies J. Geriatric falls: Injury severity is high and disproportionate to mechanism. *J Trauma.* 2001;50(1):116-9.
- Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA.* 2011;305(1):50-8.

- Tadano S, Takeda R, Sasaki K, Fujisawa T, Tohyama H. Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-gait systems). *J Biomech.* 2016;49(5):684-90.
- Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors.* 2012;12(2):2255-83.
- Taraldsen K, Chastin SF, Riphagen II, Vereijken B, Helbostad JL. Physical activity monitoring by use of accelerometer-based body-worn sensors in older adults: A systematic literature review of current knowledge and applications. *Maturitas.* 2012;71(1):13-9.
- Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: The effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture.* 2001;14(3):203-10.
- Thiede R, Toosizadeh N, Mills JL, Zaky M, Mohler J, Najafi B. Gait and balance assessments as early indicators of frailty in patients with known peripheral artery disease. *Clin Biomech.* 2015;32:1-7.
- Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986;34(2):119-26.
- Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.* 1988;319(26):1701-7.
- Ting LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: A framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res.* 2007;165:299-321.
- Tromp A, Pluijm S, Smit J, Deeg D, Bouter L, Lips P. Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *J Clin Epidemiol.* 2001;54(8):837-44.
- Tsang CS, Liao LR, Chung RC, Pang MY. Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Phys Ther.* 2013;93(8):1102-15.
- Tucker MG, Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. *Human Mov Sci.* 2008;27(5):728-37.
- Turcot K, Allet L, Golay A, Hoffmeyer P, Armand S. Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers. *Clin Biomech.* 2009;24(9):716-21.
- Ungar A, Rafanelli M, Iacomelli I, Brunetti MA, Ceccofiglio A, Tesi F, et al. Fall prevention in the elderly. *Clin Cases Miner Bone Metab.* 2013;10(2):91-5.

- United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division. *World population ageing 2015*. New York; 2015.
- van Iersel MB, Munneke M, Esselink RA, Benraad CE, Rikkert MGO. Gait velocity and the timed-up-and-go test were sensitive to changes in mobility in frail elderly patients. *J Clin Epidemiol*. 2008;61(2):186-91.
- van Iersel MB, Rikkert MGO, Borm GF. A method to standardize gait and balance variables for gait velocity. *Gait Posture*. 2007;26(2):226-30.
- van Kan GA, Rolland Y, Andrieu S, Bauer J, Beauchet O, Bonnefoy M, et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an international academy on nutrition and aging (IANA) task force. *J Nutr Health Aging*. 2009;13(10):881-9.
- van Ooteghem K, Frank J, Allard F, Buchanan J, Oates A, Horak F. Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning. *Exp Brain Res*. 2008;187(4):603-11.
- van Schooten KS, Pijnappels M, Rispens SM, Elders PJ, Lips P, van Dieën JH. Ambulatory fall-risk assessment: Amount and quality of daily-life gait predict falls in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2015;70(5):608-15.
- van Schooten KS, Rispens SM, Elders PJ, van Dieën JH, Pijnappels M. Toward ambulatory balance assessment: Estimating variability and stability from short bouts of gait. *Gait Posture*. 2014;39(2):695-9.
- Varghese J, Merino D, Beyer K, McIlroy W. Cortical control of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *Neuroscience*. 2016;313:99-109.
- Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*. 1997;45(6):735-8.
- Vieira ER, Tappen R, Engstrom G, da Costa BR. Rates and factors associated with falls in older european americans, afro-caribbeans, african-americans, and hispanics. *Clin Interv Aging*. 2015;10:1705-10.
- Viestar L, Verhagen EA, Hengel KMO, Koppes LL, van der Beek, Allard J, Bongers PM. The relation between body mass index and musculoskeletal symptoms in the working population. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013;14(1):1.
- Vincent H, Vincent K, Lamb K. Obesity and mobility disability in the older adult. *Obes Rev*. 2010;11(8):568-79.
- Visser M, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, Rubin SM, et al. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident

- mobility limitations in well-functioning older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(3):324-33.
- Wang C, Hsieh C, Olson SL, Wang C, Sheu C, Liang C. Psychometric properties of the Berg Balance Scale in a community-dwelling elderly resident population in Taiwan. *J Formosan Med Assoc*. 2006;105(12):992-1000.
- Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait Posture*. 2005;22(4):317-21.
- Weinstein M, Booth J. Preventing falls in older adults: A multifactorial approach. *Home Health Care Manag Pract*. 2006;19(1):45-50.
- Weiss A, Herman T, Plotnik M, Brozgol M, Maidan I, Giladi N, et al. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Med Eng Phys*. 2010;32(2):119-25.
- Welford A. Between bodily changes and performance: Some possible reasons for slowing with age. *Exp Aging Res*. 1984;10(2):73-88.
- Whitney S, Roche J, Marchetti G, Lin CC, Steed DP, Furman GR, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait Posture*. 2011;33(4):594-9.
- Widmyer MR, Utturkar GM, Leddy HA, Coleman JL, Spritzer CE, Moorman CT, et al. High body mass index is associated with increased diurnal strains in the articular cartilage of the knee. *Arthritis Rheum*. 2013;65(10):2615-22.
- Williams JM, Dorey C, Clark S, Clark C. The within-day and between-day reliability of using sacral accelerations to quantify balance performance. *Phys Ther Sport*. 2016;17:45-50.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193-214.
- Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*. 1998;80(3):1211-21.
- World Health Organization. Ageing, Life Course Unit. *WHO global report on falls prevention in older age*. World Health Organization; 2008.
- Yack HJ, Berger RC. Dynamic stability in the elderly: Identifying a possible measure. *J Gerontol*. 1993;48(5):M225-30.
- Yang C, Hsu Y. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors*. 2010;10(8):7772-88.

- Yang C, Hsu Y, Shih K, Lu J. Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors*. 2011;11(8):7314-26.
- Yarorski B, Detlaf A, García A, Talens M. *Manual de física: Para ingenieros y estudiantes*. 2ª edición. Moscú: Mir; 1977.
- Zaback M, Cleworth TW, Carpenter MG, Adkin AL. Personality traits and individual differences predict threat-induced changes in postural control. *Hum Mov Sci*. 2015;40:393-409.
- Zequera M, Stephan S, Paul J. The "PAROTEC" foot pressure measurement system and its calibration procedures (2005). *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2006:4135-9.
- Zhang H, Yan S, Fang C, Guo X, Zhang K. Clinical evaluation and gait characteristics before and after total knee arthroplasty based on a portable gait analyzer. *Orthop Surg*. 2016;8(3):360-6.
- Zijlstra GA, van Haastregt JC, van Eijk JT, van Rossum E, Stalenhoef PA, Kempen GI. Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people. *Age Ageing*. 2007;36(3):304-9.
- Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture*. 2003;18(2):1-10.

ANEXOS

ANEXO N°1: *BALANCE TRAINING IN ELDERLY WOMEN USING PUBLIC PARKS*

El estudio “*Balance training in elderly women using public parks*” ha sido publicado en la revista *Journal of Women & Aging* con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, García-Soidán JL. Balance training in elderly women using public parks. *J Women Aging*. 2014;26(3):207-18. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1080/08952841.2014.888220>

ARTICLES

Balance Training in Elderly Women Using Public Parks

RAQUEL LEIROS-RODRÍGUEZ

College of Physical Therapy, University of Vigo, Pontevedra, Spain

JOSÉ L. GARCÍA-SOIDAN

*Faculty of Education and Sport Sciences and College of Physical Therapy,
University of Vigo, Pontevedra, Spain*

This study evaluates the effects of a balance training program developed in public parks on functionality and general state of health in elderly women. It was a randomized controlled trial. Women older than 65 years ($n = 28$; 68.5 ± 2.9) participated in a balance training program that lasted 6 weeks, with sessions taking place twice a week (12 exercises/session, 50 min). Balance was analyzed by the Berg Balance Scale and Timed Up & Go Test. The generic health status was measured by the SF-12 Health Survey. These tests showed statistically significant differences in the experimental group ($p < .05$). Public parks are adequate installations for developing balance.

KEYWORDS postural balance, elderly women, exercise therapy

BACKGROUND

Earlier studies on the prevention of falls have presented diverse results, due to the lack of specially applied treatments. These programs should respect the basic principles of the guidelines about the falls of the aged and should develop a proper means of the same (Feder, Cryer, Donovan, & Carter, 2000; Skelton, 2001).

Address correspondence to José Luis García-Soidan, University of Vigo, Faculty of Physical Therapy, Campus a Xunqueira, 36005-Pontevedra, Spain. E-mail: jlsoidan@uvigo.es

In recent years, more investigations have shown that doing physical activity during free time can improve the state of physical health and the social integration of elderly people (Ebrahim, Wannamethee, Whincup, Walker, & Shaper, 2000; Ferraro, Su, Gretebeck, Black, & Badylak, 2002; Hassan, Joshi, Madhavan, & Amonkar, 2003; Stuck et al., 1999), including those who suffer from chronic diseases or reduction of their mobility that cause disability and/or fragility (Chen, Bermudez, & Tucker, 2002; Mather et al., 2002; Skelton, 2001; Spirduso & Cronin, 2001; Stuck et al., 1999). Thus, doing physical activity in moments of free time can act against the three main risk factors related to disability: the biological risk, the psychological risk, and the social risk (Stuck et al., 1999).

Applying ecological models to promote physical activity has shown that surroundings influence exercise habits (King et al., 2005; Sallis et al., 2006). Indeed, certain areas and installations produce a positive effect on some behavioral traits of the population, increasing their participation in physical exercise (McCormack et al., 2004; Wendel-Vos, Droomers, Kremers, Brug, & Van Lenthe, 2007). Therefore, open public spaces, like parks, represent a potential social and health resource that is often not recognized as such and even less since the last decade has been the subject of investigations (Maller et al., 2009; Sallis, Bauman, & Pratt, 1998). This has its origin by a changing conception of public parks as a natural, accessible, and available space for every group of the population (whether it is by age, ethnicity, cultural, and or socioeconomic; Prüss-Üstün & Corvalán, 2006).

Thus it is clear that public parks can be used by elderly people for recreational activity and social interaction (Giles-Corti et al., 2005; Godbey, Caldwell, Floyd, & Payne, 2005; Owen, Humpel, Leslie, Bauman, & Sallis, 2004; Sallis et al., 2006). Different investigations from many disciplines have promoted an increase in using public parks for exercise (Godbey et al., 2005; Sallis et al., 2006).

The aim of this investigation was to analyze how a program of specific balance training conducted on the equipment of a public park can influence the state of balance and general health in the elderly female participants.

METHOD

Study Design and Sample

For the selection of the participants, a randomized controlled trial was carried out in senior centers in the city of Ourense (Spain), with the following inclusion criteria: women older than 65 years old with a deteriorating sense of balance who are able and willing to participate. Exclusion criteria included: participants diagnosed with a neurological, sensorial, or vestibular disorder or cognitive impairment; those who need external devices to aid walking;

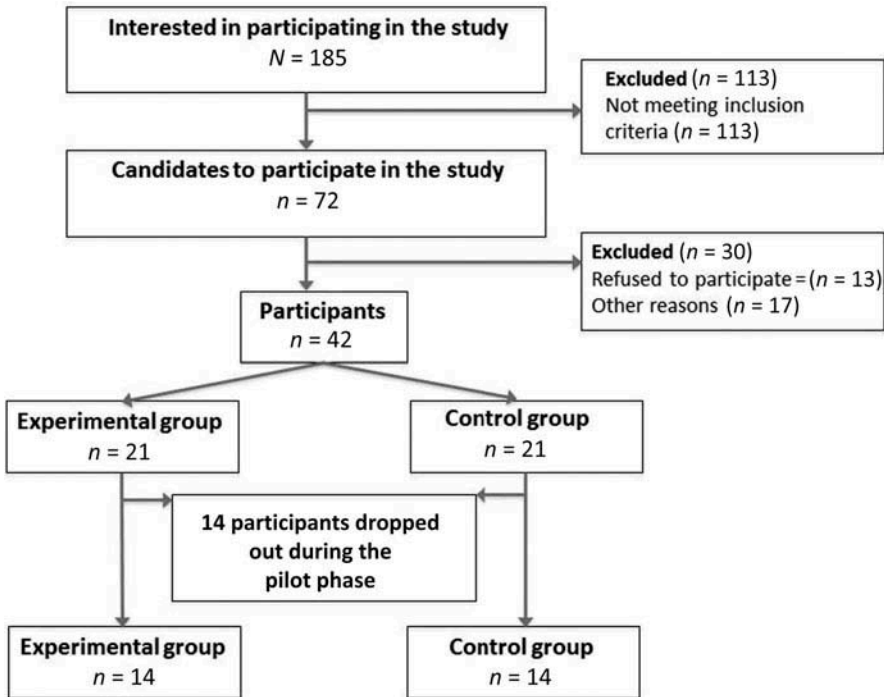


FIGURE 1 Flow diagram.

those with medical contraindications for exercise or without having obtained informed consent; and those who exceeded the Berg Balance Scale (BBS) and/or Timed Up & Go test (TUG).

Forty-two healthy women (68.5 ± 2.9 years) participated in the study. All subjects signed informed consent prior to participation in the study, in accordance with the Helsinki declaration; this investigation was approved by the Research Committee (exp.12/2011). The assignment of the participants to either the experimental (EG) and controlled group (CG) was based on a randomization process that can be observed in [Figure 1](#).

Measurement Procedure

A personal interview and a health check were completed by the doctor for each participant. Personal information collected in the interview and possible risk factors of the contraindications for exercise were identified using a Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q; Balady et al., 1998) and the cognitive state assessed with the Mini Mental State Examination Test of Folstein (Crum, Anthony, Bassett, & Folstein, 1993). The evaluation of the

participants done by a qualified physical therapist included the state of functional balance quantified on the Berg Balance Scale (BBS; Bogle Thorbahn & Newton, 1996; Riddle & Stratford, 1999; Wang et al., 2006), the Timed Up & Go test (TUG; Mathias, Nayak, & Isaacs, 1986; Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000), and evaluation of the quality of life related to health taken from the SF-12 Health Survey (Jenkinson et al., 1997; Ware, Kosinski, & Keller, 1996; Ware, 2000). The tests that assessed balance and quality of life were repeated at the end of the intervention.

Balance Training Program

The program was completed in a public central park near the participants' residence. The training program had a duration of 12 sessions, with a frequency of two days a week. Before the beginning of the program, the physical therapist and the doctor analyzed the equipment in this park, and then they adapted the balance exercises that should be performed on each apparatus (Figure 2). Each session lasted for 50 minutes, and the training was conducted by a qualified physical therapist. The first 10 minutes were dedicated to warming-up exercises. The following 30 minutes were spent completing specific exercises to train balance, and the remaining 10 minutes were devoted to cooling down. The sessions were performed in groups for each exercise circuit so that participants interacted with each other and with the instructor. On rainy days (there were only two), the sessions were done in a covered pavilion near the park, using the same protocol and duration, except that the dynamic- and static-form balance exercises used the help of a companion for support.

Each of the 12 exercises included in the balance training program had a specific objective: to expose the participants to situations in which they might be unsure of their stability and to demonstrate problems with movement that could restrict them in daily life or in combined tasks. The program was applied in a safe and specified way to improve the static and dynamic balance necessary for adequate functionality of the elderly by using all the equipment that we found in the public park in which this intervention was conducted. The women of the CG continued with their normal life and did not participate in any balance program. The exercises can be observed in Figure 2.

All the exercises were done in a slow and controlled way to improve the sensory consciousness of the movements, coordination, and transfer of weight. Each exercise had a duration of 60 seconds, followed by a 60-second break (which the subject used to change position for the next exercise), and the whole circuit was repeated twice. When the required tasks were completed successfully, they evolved in complexity by challenging the body position through the modification of the size and characteristics of the base support surface.




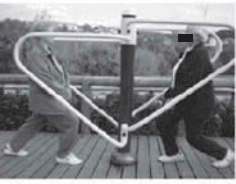








Balance exercises		
		
Exercise 1. Dynamic balance	Exercise 2. Dynamic balance	Exercise 3. Static balance
		
Exercise 4. Static balance	Exercise 5. Dynamic balance	Exercise 6. Static balance
		
Exercise 7. Static balance	Exercise 8. Dynamic balance	Exercise 9. Dynamic balance
		
Exercise 10. Static balance	Exercise 11. Dynamic balance	Exercise 12. Dynamic balance

FIGURE 2 Exercises performed with the experimental group (dynamic and static balance).

Statistical Analysis

The description of each of the variables was performed separately using the calculation of the mean and standard deviation (SD), and the variables were tested for normality and homoscedasticity. The covariance values and the Pearson statistic were calculated. ANOVA analysis and Games-Howell tests were done to compare means pre- and posttreatment, intragroup and intergroup. The differences were considered significant for $p < .05$. All data were analyzed with SPSS 19.0 software.

RESULTS

The average number of sessions attended by participants in the experimental group was 10.57 ± 1.6 . Throughout the course of the study seven participants dropped out, representing a rate of adherence to the program of 66.7%.

First, we made sure that no significant differences were observed in pretreatment between the CG and the balance training group for age variable, the initial test measurements of balance, and SF-12 Health Survey.

The results of contrast analysis between and within groups (Table 1) of the valuations of the BBS, the TUG test, and the SF-12 showed statistically significant differences for the EG. In addition, the SF-12 Health Survey identified changes in the different dimensions of overall health (total score). Thus, significant improvements were seen posttreatment in EG in the SF-12 subscores for: bodily pain ($p = .007$), vitality ($p = .002$), general health ($p = .02$), physical function ($p = .006$), mental health ($p = .009$), and physical role ($p = .001$). By contrast, no significant differences were found for social functions ($p = .2$) or emotional role ($p = .07$).

The correlation of pretest assessments identified at the beginning of the intervention program was a negative relationship between age and the result in the BBS ($p = .02$) and between the BBS and the TUG test ($p = .004$).

TABLE 1 Assessments of Balance State

Group	BBS	TUG	SF-12
Balance group ($n = 14$):			
Age (69 ± 3.2)			
Pretreatment	45.86 ± 2.91	11 ± 1.3	49.36 ± 3.2
Posttreatment	54.07 ± 1.98	6.71 ± 0.73	54.93 ± 1.8
Controlled group ($n = 14$):			
Age (68 ± 2.7)			
Pretreatment	47.79 ± 3.38	11.14 ± 1.68	50.29 ± 2.5
Posttreatment	47.71 ± 2.89	10.93 ± 1.49	50.79 ± 2.3

Note. Values are mean \pm SD; BBS: Berg Balance Scale; TUG: Timed Up & Go; SF-12: SF-12 Health Survey (total score).

TABLE 2 Correlations Between Assessment Tests

Test	<i>r</i>	cov	<i>p</i> Value
Pretreatment evaluation:			
Berg Balance Scale			
Age	-.426*	-8.028	.024
Timed Up & Go	-.532†	-2.098	.004
Timed Up & Go			
SF-12	-.38*	-14.286	.046
Posttreatment evaluation:			
Berg Balance Scale			
SF-12	.526†	242.874	.004
Timed Up & Go	-.881†	-8.687	.000‡
Timed Up & Go			
SF-12	-.58†	-160.797	.001

Note. Those variables that were significantly related to the stride line variability are listed. The *r* value is the Pearson product-moment correlation coefficient. The cov value is covariance. SF-12 is the total score.

*correlation is significant at the .05 level.

†correlation is significant at the .01 level.

‡*p* < .001.

TABLE 3 SF-12 Subscores Variations pre posttreatment in EG

Subscore	<i>p</i>
Bodily Pain	.007
Vitality	.002
General Health	.02
Physical Function	.006
Mental Health	.009
Physical Role	.20
Emotional Role	.70

In turn, the TUG test showed negative correlation with a previous self-assessment of the participants in their “Physical Role” in the SF-12: the longer (in seconds) needed to complete the TUG test, the worse the score for their physical abilities). At the end of the program, in the analysis of posttest assessments, positive correlations related to balance were found between the results of the SF-12 Health Survey, the BBS, and the TUG test. However, the test results between the TUG test and BBS, continued interacting in reverse at the end of the experimental intervention (Table 2).

DISCUSSION

Firstly, it should be pointed out that there was a significant rise in the functional state of balance: an improvement by 8 points on the BBS, and a reduction by 4 seconds on the TUG test. This shows that the efficiency of the intervention program was acceptable, and the activities were well tolerated.

With respect to the prevention of falls, it is necessary to take into account that the exercises completed during the sessions increased balance significantly, as shown by the TUG and BBS results before and after the intervention program. The program also improved other capacities that are useful for daily activities, as shown in the increase of the physical role (SF-12) score posttreatment ($p = .001$) and the general health score ($p = .02$). Our results agree with those obtained by Barnett et al. (2003), who demonstrated that programs that improve balance decrease the risk of falls in older people.

Therefore, we think that a safe and sustainable health-promoting program like ours can be developed in a public park in a practical setting; therefore policy makers can encourage elderly people to use public parks to improve their health. In addition, this program, as a recreational activity for the elderly, has shown to have positive effects in the general state of health, especially in some of the aspects of well-being estimated by the SF-12 questionnaire: vitality ($p = .002$), general health ($p = .02$), physical function ($p = .006$), mental health ($p = .009$), and physical role ($p = .001$).

Above all, the questions that refer to the benefits of health and physical condition have important consequences and confirm the ideas shown before through other studies of the necessity to promote physical activity as a measure to prevent disability. Some of the authors of these studies pointed this out as an effective improvement for functional difficulties if moderate or intense exercise is done at least two times a week (Barnett, Smith, Lord, Williams, & Baumand, 2003; Lampinen, Heikkinen, Kaupinnen, & Heikkinen, 2006; Simoes et al., 2006). The effects of our intervention program aren't limited to the field of physical health; they also produced significant changes in vitality and mental health (vitality $p = .002$; mental health $p = .009$), which reduced the impact of depression and anxiety in the elderly who participated in physical activities (Lampinen et al., 2006; Zaitune et al., 2010).

As for improving the program, we found no differences in social function ($p = .2$) and emotional role ($p = .07$) before and after the program, which might be because the designed program was of short duration (12 weeks); emotional and social aspects need a longer period of contact between the participants to produce significant improvements, and age group comparisons of social function and emotional role can be affected by differences in education, as well as age and economic level, aspects that are detailed in the work conducted by Fleishman and Lawrence (2003). Further study is required to understand demographic factors that give rise to social and emotional differences in reported SF-12 subscores.

We have to consider the higher life expectancy of women to design health-promoting programs in public parks for the last decades of their lives. In this intervention, the total dropout rate was 33% (participants who left the program and/or missed more than half of the sessions). This implies a high but relative percent, as some of the excluded participants in the analysis were willing to return to the program after missing various training sessions

(for health or personal reasons). In addition, taking into account the high dropout risk during the first few weeks of the start of the program, the adherence rate will be more positive. Regarding this point, the recommendations included in this program have been described previously in other publications (Lampinen et al., 2006; Zaitune et al., 2010)—such as including group-based activities, which have improved the motions and efficiency of the elderly in their daily activities that need stimulus and positive feedback from the instructor. Among others, we also found it necessary to individualize and adapt the exercise program to the capacities and limitations of each participant, according to their health. This helped to increase their confidence in performing practical activities, alleviating anxiety and associated pathologies that limit them functionally and socially.

With regards to the inclusion of parks where the intervention takes place, it should be pointed out that these installations proved safe to carry out experiments in how to promote physical activity in the elderly. This is a fundamental premise for any intervention and particularly for this one, which developed activities that challenged the balance of participants; each apparatus of every park should be analyzed for balance exercises.

We should also point out that the main limitations of this study were related to the small size of the sample, and that it was formed solely by women. Moreover, the difficulty in evaluating long-term effects must be taken into account in future investigations. Therefore, the results obtained in this study indicate that public parks have adequate equipment for developing intervention programs related to balance and make the practice of regular exercise easier. Hence, the design of the installations of these spaces provide safe and accessible use for the elderly. Thus, this article proposes a further step in the use of communal spaces like public parks for development of public health interventions, which has been suggested by various scientific studies (Bedimo-Rung, Mowen, & Cohen, 2005; Buchner & Gobster, 2007; Di Pietro, 2001; Humpel, Owen, & Leslie, 2002).

After analyzing and discussing the results, we can declare that this program developed in public parks has been efficient for elderly women; it has contributed to an increase in their balance and an improvement of their general health. Policy makers can encourage elderly people to use public parks to improve their health. This can diminish the number of falls and the resulting consequences for this population of elderly women. Furthermore, the program has achieved an improvement in the general health of the participants, which includes physical and psychosocial aspects of great importance for healthy and successful aging.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank the elderly women who participated in this investigation for their time and effort.

REFERENCES

- Balady, G. J., Chaitman, B., Driscoll, D., Foster, C., Froelicher, E., Gordon, N., Pate, R., Rippe, J., & Bazzarre, T. (1998). Recommendations for cardiovascular screening, staffing and emergency policies at health/fitness facilities. *Circulation*, *97*, 2283–2293.
- Barnett, A., Smith, B., Lord, S. R., Williams, M., & Baumand, A. (2003). Community-based group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: A randomized controlled trial. *Age and Ageing*, *32*, 407–414.
- Bedimo-Rung, A. L., Mowen, A. J., & Cohen, D. A. (2005). The significance of parks to physical activity and public health: A conceptual model. *American Journal of Preventive Medicine*, *28*, 159–168.
- Bogle Thorbahn, L. D., & Newton, R. A. (1996). Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Physical Therapy*, *76*, 576–583.
- Buchner, D. M., & Gobster, P. H. (2007). Promoting active visits to parks: Models and strategies for transdisciplinary collaboration. *Journal of Physical Activity & Health*, *4*, 36–49.
- Chen, H., Bermúdez, O. I., & Tucker, K. L. (2002). Waist circumference and weight change are associated with disability among elderly Hispanics. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *57*, 19–25.
- Crum, R. M., Anthony, J. C., Bassett, S. S., & Folstein, M. F. (1993). Population-based norms for the Mini-Mental State Examination by age and educational level. *Journal of the American Medical Association*, *269*, 2386–2391.
- DiPietro, L. (2001). Physical activity in aging: Changes in patterns and their relationship to health and function. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *56*, 13–22.
- Ebrahim, S., Wannamethee, S. G., Whincup, P., Walker, M., & Shaper, A. G. (2000). Locomotor disability in a cohort of British men: The impact of lifestyle and disease. *International Journal of Epidemiology*, *29*, 478–486.
- Feder, G., Cryer, C., Donovan, S., & Carter, Y. (2000). Guidelines for the prevention of falls in people over 65: The Guidelines Development Group. *British Medical Journal*, *321*, 1007–1011.
- Ferraro, K. F., Su, Y., Gretebeck, R. J., Black, D. R., & Badylak, S. F. (2002). Body mass index and disability in adulthood: A 20-year panel study. *American Journal of Public Health*, *92*, 834–840.
- Fleishman, J., & Lawrence W. (2003). Demographic variation in SF-12 scores: True differences or differential item functioning? *Medical Care*, *41*, 75–86.
- Giles-Corti, B., Broomhall, M. H., Knuiaman, M., Collins, C., Douglas, K., Ng, K., Lange, A., & Donovan, R. J. (2005). Increasing walking: How important is distance to, attractiveness, and size of public open space? *American Journal of Preventive Medicine*, *28*, 169–176.
- Godbey, G. C., Caldwell, L. L., Floyd, M., & Payne, L. L. (2005). Contributions of leisure studies and recreation and park management research to the active living agenda. *American Journal of Preventive Medicine*, *28*, 150–158.
- Hassan, M. K., Joshi, A. V., Madhavan, S. S., & Amonkar, M. M. (2003). Obesity and health-related quality of life: A cross-sectional analysis of the US population. *International Journal of Obesity*, *27*, 1227–1232.

- Humpel, N., Owen, N., & Leslie, E. (2002). Environmental factors associated with adults' participation in physical activity: A review. *American Journal of Preventive Medicine, 22*, 188–199.
- Jenkinson, C., Layte, R., Jenkinson, D., Lawrence, K., Petersen, S., Paice, C., & Stradling, J. (1997). A shorter form health survey: Can the SF-12 replicate results from the SF-36 in longitudinal studies? *Journal of Public Health and Medicine, 19*, 179–186.
- King, W. C., Belle, S. H., Brach, J. S., Simkin-Silverman, L. R., Soska, T., & Kriska, A. M. (2005). Objective measures of neighborhood environment and physical activity in older women. *American Journal of Preventive Medicine, 28*, 461–469.
- Lampinen, P., Heikkinen, R. L., Kauppinen, M., & Heikkinen, E. (2006). Activity as a predictor of mental well-being among older adults. *Aging & Mental Health, 10*, 454–466.
- Maller, C., Townsend, M., Brown, P., Leger, L., Henderson-Wilson, C., Pryor, A., Prosser, L., & Moore, M. (2009). Healthy parks, healthy people: The health benefits of contact with nature in a park context. *George Wright Society Journal, 26*, 51–83.
- Mather, A. S., Rodríguez, C., Guthrie, M. F., McHarg, A., Reid, I. C., & McMurdo, M. (2002). Effects of exercise on depressive symptoms in older adults with poorly responsive depressive disorder: Randomised controlled trial. *British Journal of Psychiatry, 180*, 411–415.
- Mathias, S., Nayak, U. S., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly participants: The “Get-Up and Go” Test. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 67*, 387–389.
- McCormack, G., Giles-Corti, B., Lange, A., Smith, T., Martin, K., & Pikora, T. J. (2004). An update of recent evidence of the relationship between objective and self-report measures of the physical environment and physical activity behaviours. *Journal of Science and Medicine in Sport, 7*, 81–92.
- Owen, N., Humpel, N., Leslie, E., Bauman, A., & Sallis, J. F. (2004). Understanding environmental influences on walking: Review and research agenda. *American Journal of Preventive Medicine, 27*, 67–76.
- Prüss-Üstün, A., & Corvalán, C. (2006). *Preventing disease through healthy environments: Towards an estimate of the environmental burden of disease*. Geneva, Switzerland: World Health Organization.
- Riddle, D. L., & Stratford, P. W. (1999). Interpreting validity indexes for diagnostic tests: An illustration using the Berg Balance Test. *Physical Therapy, 79*, 939–948.
- Sallis, J. F., Bauman, A., & Pratt, M. (1998). Environmental and policy interventions to promote physical activity. *American Journal of Preventive Medicine, 15*, 379–397.
- Sallis, J. F., Cervero, R. B., Ascher, W., Henderson, K. A., Kraft, M. K., & Kerr, J. (2006). An ecological approach to creating active living communities. *Annual Review of Public Health, 27*, 297–322.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy, 80*, 896–903.
- Simoes, E. J., Kobau, R., Kapp, J., Waterman, B., Mokdad, A., & Anderson, L. (2006). Associations of physical activity and body mass index with activities of daily living in older adults. *Journal of Community Health, 31*, 453–467.

- Skelton, D. A. (2001). Effects of physical activity on postural stability. *Age & Ageing*, *30*, 33–39.
- Spiriduso, W. W., & Cronin, D. L. (2001). Exercise dose-response effects on quality of life and independent living in older adults. *Medicine & Science in Sports & Exerc*, *33*, 598–608.
- Stuck, A. E., Walthert, J. M., Nikolaus, T., Büla, C. J., Hohmann, C., & Beck, J. C. (1999). Risk factors for functional status decline in community-living elderly people: A systematic literature review. *Social Science & Medicine*, *48*, 445–469.
- Wang, C. Y., Hsieh, C. L., Olson, S. L., Wang, C. H., Sheu, C. F., & Liang, C. C. (2006). Psychometric properties of the Berg Balance Scale in a community-dwelling elderly resident population in Taiwan. *Journal of the Formosan Medical Association*, *105*, 992–1000.
- Ware, J. E. (2000). SF-36 Health Survey update. *Spine*, *25*, 3130–3139.
- Ware, J. E., Kosinski, M., & Keller, S. D. (1996). A 12-item short-form health survey: Construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Medical Care*, *34*, 220–228.
- Wendel-Vos, W., Droomers, M., Kremers, S., Brug, J., & Van Lenthe, F. (2007). Potential environmental determinants of physical activity in adults: A systematic review. *Obesity Reviews*, *8*, 425–440.
- Zaitune, M. P., Barros, M. B., César, C. L., Carandina, L., Goldbaum, M., & Alves, M. C. (2010). Fatores associados à prática de atividade física global e de lazer em idosos: Inquérito de saúde no Estado de São Paulo (ISA-SP), Brasil [Factors associated with the practice of global physical activity and leisure time in older people: Questionnaire of health in San Paulo Estate (ISA-SP), Brazil]. *Cad Saúde Pública*, *26*, 1606–1618.

ANEXO N°2: ACCELEROMETERS: DEVICES THAT CONTRIBUTE TO HEALTHY AGING

El estudio “*Accelerometers: Devices that contribute to healthy aging*” ha sido publicado en la revista RETOS: Nuevas tendencias en Educación Física, Deportes y Recreación con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, Arce ME, García-Soidán JL, Naveira-Barbeito G.
Accelerometers: Devices that contribute to healthy aging. *Retos*. 2017;32:44-7.

Accelerometers: Devices that contribute to healthy aging Acelerómetros: Los dispositivos que contribuyen al envejecimiento saludable

*Raquel Leirós-Rodríguez, *M^a Elena Arce, *José L. García-Soidán, *Gael Naveira-Barbeito

*Universidad de Vigo (España), **Consellería de Saúde da Xunta de Galicia (España)

Abstract. In this paper accelerometers were used as a persuasive technology to monitor exercise training and to promote healthy habits in senior citizens. The sample was composed by 100 users of a nursing home. Subjects were randomly assigned to an experimental and a control group. The intervention program lasted four months. Both groups carried accelerometers on a daily bases during one month, with no prior indication about exercise practice. The procedure was repeated two months later, but the experimental group was encouraged to increase the amount of time devoted to physical activity. Results showed a statistically significant increase in the amount and intensity of physical activity, regardless of whether subjects received the incentive to do it. These findings support the efficiency of using accelerometers as persuasive technology, as well as for generating new opportunities for active and healthy aging.

Keywords: Accelerometry; Ageing; Public Health; Kinetics; Physical development & measurement.

Resumen. En este trabajo se utilizó un acelerómetro como una tecnología persuasiva para supervisar la práctica de ejercicio y promover hábitos saludables en las personas de edad avanzada. La muestra fue compuesta por 100 usuarios de un hogar de ancianos. Los sujetos fueron asignados aleatoriamente a un grupo experimental y un grupo control. El programa de intervención duró cuatro meses. Ambos grupos llevaron el acelerómetro durante un mes diariamente, sin ninguna indicación previa sobre la práctica de ejercicio. Dos meses después, se repitió el procedimiento, pero el grupo experimental fue alentado a incrementar la cantidad de tiempo dedicada a la actividad física. Los resultados mostraron un aumento estadísticamente significativo en la cantidad e intensidad de la actividad física, independientemente de si los sujetos recibieron el incentivo para hacerlo. Estos hallazgos apoyan la eficacia de la utilización de acelerómetros como la tecnología persuasiva, que la generación de nuevas oportunidades para el envejecimiento activo y saludable.

Palabras clave: Acelerómetro; Envejecimiento; Salud Pública; Cinemática; Desarrollo físico y su evaluación.

Introduction

It is a documented fact that a settled lifestyle is mostly linked to an increased risk of morbidity and mortality in developed populations. The lack of physical activity (PA) has been identified as the fourth risk factor for deaths globally (Brown & Flood, 2013; Sardinha et al., 2012). However, despite evidence of the protective factor of PA (Baptista et al., 2012; Colley et al., 2011; Paterson & Warburton, 2010), it has been shown that PA levels are particularly low in the age group of 60 years and older (Bobillier Chaumon, Michel, Tarpin Bernard, & Croisile, 2014; Lisowska, 2011).

The use of Information and Communication Technologies (ICT) increases the sedentary way of life. Nowadays, most daily tasks can be done without even leaving home (Lisowska, 2011). While ICTs have a negative impact on people's lifestyle, they also can be used as a tool for the promotion of healthy lifestyle habits that facilitate the longevity through an active ageing (Bobillier Chaumon et al., 2014). Technological gadgets for measuring activity and the applications for mobile phones are the technological products most commonly used for this purpose. These devices are known as 'persuasive technology' or «technology for motivation». These technologies are defined as devices for data processors, or applications designed with the aim of revamping the attitudes and behavior of people in order to improve their quality of life. Within this group of instruments, it stands out the accelerometers.

Accelerometers can be defined as electronic devices that measure the acceleration of a body when it moves. In other words, they are portable sensors for the study of kinematics of the human body. Despite the fact of being a wearable technology, some limitations could appear during the PA). It is an instrument of assessment which, in addition to provide a great sensitivity for measuring accelerometry, greatly facilitates a reliable study of the patient (García-Hermoso, Escalante, Domínguez, & Saavedra, 2013; Michaela, Š•astný, Jaroslav, & Miroslav, 2016). Furthermore, it brings us important information of his environment due, mainly, to its portability and low cost. As a result, a big quantity of applications for accelerometers has sprung as postural assessment and biomechanics for patients in trauma and Neurology, as well as the PA in

sports and Geriatrics (Hartmann, Murer, de Bie, & de Bruin, 2009; Latt, Menz, Fung, & Lord, 2009; Mizuike, Ohgi, & Morita, 2009) monitoring and supervision. In addition, and previously noted, the accelerometers are useful for different areas of the socio-sanitary environment such as medicine, physiotherapy or sports, since they provide reliable and valid information obtained through the common behaviour of the subjects in their everyday environment. Unlike other cinematic devices, accelerometers are not exclusive to laboratory use. They are also valid for clinical and ambulatory use (Bischoff et al., 2003; Lohne-Seiler, Hansen, Kolle, & Anderssen, 2014; Moe-Nilssen & Helbostad, 2004).

According to this, it should be noted that accelerometry is a tool that shows itself adequate for monitoring human movements in an objective and reliable way, applicable in the daily life of subjects without implying large costs (Vespalec, Pavlík, Zvonař, & Zeman, 2016). The accelerometers are being used in the supervision of different movements. You can get a wide range of measures such as: classification of movements, assessment of the level of PA, estimation of the metabolic energy expenditure, balance, pace of marching and control measure of getting up - sitting. These measures can be consulted by the health professional who keeps track of a patient, and also by an individual who wants to monitor his/her daily PA in order to establish healthy habits (Carrillo et al., 2017; Leirós-Rodríguez, Arce, & García-Soidán, 2015).

As a result of the efforts focused on this field, it has been concluded that it is essential for elderly people to maintain the highest possible level of functionality over the years, and therefore the most effective formula is the realization of PA. Through exercise, adults keep a good functionality and body composition (with appropriate percentages of lean, fat and visceral matter) (Dunsky & Netz, 2012; Fratiglioni, Paillard-Borg, & Winblad, 2004; Haight, Tager, Sternfeld, Satariano, & van der Laan, 2005). By this way, risk factors for the development of cardiovascular and degenerative diseases are reduced, as it is already evident in many scientific studies (Dai, Wang, & Morrison, 2014; Lampinen, Heikkinen, Kauppinen, & Heikkinen, 2006; Malmberg, Miilunpalo, Pasanen, Vuori, & Oja, 2006). In addition, exercise also acts as a shield against the development of psychological and mental disorders. Older people with most accused functional decline are more likely to reduce their social activities and go out less from home, due to the real limitation imposed by physical deterioration, and the indirect limitation which

makes that the elder confine in their activities for fear of not being able, falling or getting injured. With regard to introducing such devices in the daily lives of elderly people lease note that success depends to a large extent on the usability of technology (Selwyn, Gorard, Furlong, & Madden, 2003). These instruments can be applied with a double objective: to put in touch older adults with the use of technology and promote healthy lifestyles. In this line, the promotion of quality of life in elderly people need the understanding of their lifestyle and of their levels of PA (Peters et al., 2010). Since it is necessary to consider that assessing PA levels through interviews and surveys may be inaccurate for use in adults above 60 years old, since on many occasions the activity data reported by the individual is inaccurate or is limited due to the existence of cognitive or memory problems, or because of the social desirability of the participants. Plus, the instruments that are used are often self-administered, which can lead to a lack of reliability of the results due to the subjectivity of the answers. Linked to this fact, most of the instruments that measure PA, rarely measure the self efficacy and the state of change in behavior (Fauth, Schaefer, Zarit, Ersth-Bravell, & Johansson, 2016), so if you want to know and promote changes in life habits is not enough to apply questionnaires and scales. The main advantage of the use of accelerometers, versus questionnaires or scales of assessment and promotion of PA, is that they allow to obtain an impartial assessment of most behaviors (Taraldsen, Chastin, Riphagen, Vereijken, & Helbostad, 2012).

All this makes the accelerometers to be positioned as one of the fundamental tools for Public Health. Therefore, elderly people with instruments of control of PA (i.e. accelerometers, pedometers, heart rate monitors, GPS) could spontaneously increase the amount of PA on a regular basis, as well as the intensity of it.

The aim of this study was to analyze the aplicability of accelerometers as a technology that promotes the PA in a sample of 100 adults. The hypothesis of this study was that the use of accelerometers encourages the practice of physical activity.

Methods

Participants

The intervention program was carried out over a period of four months with adults from a center of elderly home of the city of Orense (Spain). 100 subjects, 52 women and 48 men (52% and 48%, respectively) completed the program (Figure 1). The control group (CG) was composed of 50 adults, 26 women and 24 men (52% and 48%). The experimental group (EG) consisted of 24 men and 26 women (52% and 48%). The ages of the participants in the EG, ranged from 56 to 76 years ($M = 67.67$; $SD = 6.03$) and in the CG, between 55 and 80 ($M = 66, 56$; $SD = 5.65$). The physical characteristics of both groups were homogeneous (Table 1). They had no past or present neurological disorder, no musculoskeletal disease that could interfere with daily activities, and no significant auditory impairments, and they were not taking drugs that could have influenced the results of this study. Ethical approval was obtained from the Judgement of Investigations of the

Table 1. Descriptive statistics

	Weight (kg)		Height (m)		BMI (kg·m ²)	
	M	SD	M	SD	M	SD
Experimental Group	68,94	5,68	1,61	0,06	24,79	2,17
Control Group	68,85	5,91	1,63	0,07	24,65	2,17

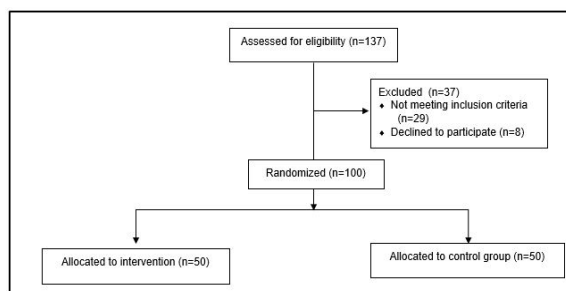


Figure 1. CONSORT Flow Diagram

Faculty of Education and Sport Sciences from University of Vigo (Spain). The Judement's reference is 3-0406-14. All subjects signed an informed consent form prior to their participation.

Variables and Instruments

To do this, we analyzed the variable daily caloric expenditure, total steps, as well as the PA intensity low and medium intensity, measured both levels in METS (metabolic rate measurement unit). The employed accelerometer provides all these variables directly, without calculation by the user. The METS are used to reflect energy expenditure. Thus, 1 MET equals enough power to keep an individual at rest, being its value according to the consumption of oxygen (VO_2) of 3.5 ml/kg/min. I.e., an effort that equals 2 MET means that the individual consumes twice the metabolism at rest. It is considered that less than 3 MET efforts are mild, between 4 and 6 moderates MET, from 9 to 10 MET intense and more than 10 very intense MET.

Acceleration measurement was performed using a triaxial accelerometer ActiGraph GT3X+® (ActiGraph, Estados Unidos). This device allows you to store time series of acceleration data in a non-volatile flash memory. The autonomy of the accelerometer was forty days of continuous measurement, so it was not necessary to make any charge for as long as the participants wore the devices. The small dimensions of the modules (4.6x3. 3x1.5 cm), together with its low weight (19 g), make this device one of the best options to assess levels of PA.

Participants were instructed to place themselves the device with an adjustable belt at the low back (close to body's center of mass). For the purpose of enabling subjects to use accelerometers at all times, regardless of the activity they were doing, those were used combined with watertight covers. Thus, users of this technology could carry the devices in aquatic activities, wich are usual activity in senior centers. Another advantage of the small size of the accelerometer is that does not prevent to perform any activity, or forces to use a particular type of clothing.

Regarding to reports of PA that participants can generate by connecting the device via a data cable to the computer, we must note that the variables that participants consult through Actilife6® (Actigraph, Pensacola, FL) software are essentially two: Periods of sleep and daily PA levels (Table 4 and Figure 2, respectively). The Table 4 shows the variables about sleep scoring: sleep/wake hours and sleep statistics such as onset, sleep latency, amount of sleep, and sleep efficiency using validated scoring algorithms. The Figure 2 shows the sedentary and activity bouts: identify bouts of low and high activity and details about a subject sedentary behavior.

Although the possibilities offered in the software are much broader, ranging from the calculation of accelerations in each one of the axes until tilt angles of inclination of the subject, for this study analysis was limited to PA levels.

Table 4. Data analysis of periods of sleep that the user can consult through Actilife 6® (software accelerometer).

In Bed	Out Bed	Latency (min)	Efficiency	Total Time in Bed (min)	Total Sleep Time (min)	Wake After Sleep Onset	Number of Awakenings	AVG Awakening (min)
17/02/16 20:23	18/02/16 08:50	3	95,72%	747	715	0	5	6,4
18/02/16 23:36	19/02/16 08:17	4	83,49%	521	435	0	10	8,6
19/02/16 15:06	20/02/16 20:31	3	69,85%	325	227	0	9	10,89
20/02/16 23:59	21/02/16 13:58	2	97,38%	839	817	0	2	11
21/02/16 22:59	22/02/16 11:43	4	93,32%	764	713	0	3	17

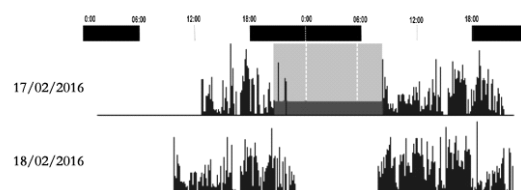


Figure 2. Daily activity charts for the user consult through Actilife 6® (software accelerometer)

The reason of giving access to small software modules is to make the environment friendlier for the users, especially taking into account the age range of the participants.

Procedure

The basic operation of ICT, such as the accelerometer and the necessary computer for daily activity monitoring, was secured when selecting participants. All of them were trained in this ability through workshops at the elderly Centre, which had a duration of one week (2 hours/day, Monday-Friday). These workshops were held the week prior to the initiation of the investigation.

The Intervention program lasted four months, between November of 2015 and February of 2016. In all cases, the guidelines given to the subjects who participated in the study were very similar. Both groups of senior adults were asked to measure the PA day performed, wearing an accelerometer during two periods of time. For the both groups, each of the periods lasted a month. The first period of 30 days, took place at November and the second period during the February.

During the first period, both groups carried the devices for a month without any other indication. That is, both were asked to follow their usual PA. The subjects belonging to experimental group (EG) were informed, at the beginning of the second period, that they must increase their level of PA. The control group (CG) did not receive any other instruction at the beginning of the second period. It means that they were not recommended to increase their daily PA, or even walks or travels. They should only carry the accelerometer and monitor in their daily activity. In addition, this group was unaware of the existence of a EG.

All of them would use a computer to generate reports and take control of the daily sleep/rest hours.

Statistical Analysis

For the data processing the statistical package SPSS (version 22) was used. Data is presented as mean \pm standard deviation. The variables showed a normal distribution according to the Kolmogorov-Smirnov test ($p > 0.05$) and existed homogeneity of variances, by applying the Levene test ($p = 0.12$). We used the 2 sample t-test, to make the comparison between the CG and the EG (test using d-Cohen, to measure the effect size) to compare the effect of factor use accelerometer (men vs. women) at the levels of PA. Furthermore, we used the paired t-test to make the comparisons pre and post intervention in both groups. The level of significance was $p < 0.05$.

Results

The results indicated that the CG regardless that the researcher not provide instructions, had higher levels of PA than the EG (Table 2). The CG had higher values of daily caloric expenditure, total steps, steps during medium level of PA ($p < .01$) and during medium level of PA ($p < .001$).

Table 2. Daily caloric expenditure and daily total steps at the beginning and end of program.

	Period	DCE (kcal)		DTS		SLA		SMA	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Experimental Group	Nov.'15	2915.07	270.86	2846.89	507.07	1887.07	335.31	959.82	196.68
	Feb.'16	2915.45	270.47	2896.04	522.69	1887.23	336.42	959.05	197.17
Control Group	Nov.'15	2920.33	269.63	2852.80	513.84	1901.87	342.56	950.93	171.28
	Feb.'16	2974.19*	271.65	3408.55*	636.17	2092.12*	365.68	1024.43**	174.27

DCE: Daily Caloric Expenditure; DTS: Daily Total Steps; SLA: Steps during Low level of Physical Activity (<3 METS); SMA: Steps during Medium level of Physical Activity (3-6 METS). * $p < .01$, ** $p < .001$

Table 3. Comparison of the effects of use of accelerometer (pre-post test) on the levels of PA, daily caloric expenditure and total daily steps.

	Variable	t (gl)
Experimental Group	DCE (kcal)	-.34(51)
	DTS	.47(51)
	SLA	-.11(51)
	SMA	.822(51)
Control Group	DCE (kcal)	-19.51(47)*
	DTS	-13.818(47)*
	SLA	-17.66(47)*
	SMA	-34.75(47)**

DCE: Daily Caloric Expenditure; DTS: Daily Total Steps; SLA: Steps during Low level of Physical Activity (<3 METS); SMA: Steps during Medium level of Physical Activity (3-6 METS). * $p < .01$, ** $p < .001$

When you compare caloric expenditure, total steps and the PA level intensity under (3 METS) and medium (6 METS) pre and post-tests of the subjects who were instructed (EG) and those who not (CG), the result shows us differences only in the CG (Table 3).

Discussion

Principal findings

The aim of this study was to analyze the applicability of accelerometers as a technology that facilitates the longevity and life quality in older adults. Having in consideration the results, we can see that the introduction of accelerometers in the daily life of the elderly people produces visible changes in their behavior. Such changes, at least in the short and medium term, are due to a change of attitude of the participants against the practice of PA. This change in attitude has been, for years, one of the challenges to achieve by managers and planners of PA programs for older adults (Beswick, Gooberman-Hill, Smith, Wylde, & Ebrahim, 2010; Lampinen et al., 2006; Sallis et al., 2006; Zaitune, Maria Paula do Amaral et al., 2010). It is important to point out that, it has been found that the fact of carrying an accelerometer longer, was more influential that the instruction to use it as a monitor of changes in levels of PA in two distinct periods. Therefore, the simple routine of using a wearable device such as accelerometers, contributes to increase PA levels in older people. In addition, devices employed by the subjects have not brought any kind of alteration in their daily routine tasks. The small dimensions of the accelerometers allow any kind of body movement and because of its great autonomy was not necessary to carry out any battery charge during the period in which the study was conducted.

Parallel to the increase in time spent on exercise, there was an increase in the intensity of it. This finding is very important regarding to the impact on life quality in older adults. The PA practiced by the elderly is from moderate to high intensity in order to reduce the appearance of functional limitations (direct effects on mobility and dexterity) and improve body composition (indirect effect on the percentages of fat and muscle mass) (Haight et al., 2005; Malmberg et al., 2006; Seidel, Brayne, & Jagger, 2011).

On the other hand, the feedback provided by the accelerometer could be linked to the increase of PA. Being able to carry out continuous monitoring of the activity reinforces the consolidation of patterns. Monitor everyday tasks and analyze performance helps that the subject will set new goals. In addition, unlike applications for smartphones, tablets and wearable technology, calculations provided by the accelerometer are real, since it takes into account factors such as the intensity of the exercise, the anthropometric characteristics of the subject and variables such as age and sex.

Envisaging the promotion of healthy lifestyle habits in the elderly from an ecological or overall appearance, all these improvements detected on parameters pertaining to the sphere must consider them not only as a part of the various factors that determine the quality of life of the people, but also as an indicator of how the PA works as a protective factor against cognitive impairment (Fratiglioni et al., 2004; Sallis et al., 2006). In addition, it has been shown how maintaining a good level of PA, inhibits the tendency to the home seclusion that often occurs in older people, leading them to a vicious circle of social isolation, physical inactivity, absence in activities in public environments, social invisibility (Lampinen et al., 2006).

The persuasive technologies, such as accelerometers, are increasingly integrated into the people daily life, contributing to highlight the gaps in levels of activity, which contributes to improve the way of life and to ensure a good quality of life in the adult stage. However, despite the increase in the availability of technological resources directed to the group of older adults, the use of them does not the usually focus on the promotion of the quality of life.

Limitations and future research

The main limitation of this study was the low level of knowledge in

the use of ICT by the participants. This, most likely, indicates that Centers where subjects had a greater degree of ICT competence, program results could be better and also the availability to increase the PA level, controlled by accelerometers. The use of the accelerometer would have less effect in the levels of PA in a group with lower level of knowledge in the use of ICT. Another important limitation was the sample itself, that, although important, it is not representative of the entire total population of seniors in Ourense. Another limitation was not recording the PA chosen by the subjects. Above all in the CG that showed a significant increase of their PA levels, it would have been interesting to know what activities were those that represented this increase. For all of the above, the results of this study should be interpreted with caution; however, it can provide us information about the potential use of accelerometers to analyze and promote the healthy PA in older people.

In addition to do new studies that overcome the limitations of the present paper, in the future, the study of ICT for promote the PA should be deepened in different populations. On the other hand, it must be checked whether the incentive effect of the accelerometers is prolonged in the long term.

Conclusions

The implementation of programs such as this one, which combines the use of ICT with tools that help to stimulate healthy lifestyle habits and to contribute to active ageing, could be included in the format of courses within the activities that offer elderly centers. At the same time, more studies are needed to assess the effectiveness of these technologies in the increasing rates of PA, obtaining data transferability to long term and the influence of sex and the socio-economic environment. At the same time, we must consider the influence of the participants in the degree of use of ICT.

In conclusion, we hope this work will encourage other scientists to investigate the promotion of healthy aging through persuasive technologies, in a way that contributes to the development of new focused tools to increase the rate of PA in older adults.

Author Contributions

All authors contributed to the scientific brainstorming, planning and writing process of the article.

Conflict of Interest

The authors declare no conflict of interest.

References

Baptista, F., et al. (2012). Prevalence of the portuguese population attaining sufficient physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 44(3), 466-473.

Beswick, A., Goberman-Hill, R., Smith, A., Wylde, V., & Ebrahim, S. (2010). Maintaining independence in older people. *Reviews in Clinical Gerontology*, 20(02), 128-153.

Bischoff, H. A., et al. (2003). Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing*, 32(3), 315-320.

Bobillier Chaumon, M., Michel, C., Tarpin Bernard, F., & Croisile, B. (2014). Can ICT improve the quality of life of elderly adults living in residential home care units? from actual impacts to hidden artefacts. *Behaviour & Information Technology*, 33(6), 574-590.

Brown, C. J., & Flood, K. L. (2013). Mobility limitation in the older patient: A clinical review. *Jama*, 310(11), 1168-1177.

Carrillo, V. J. B., Sierra, A. C., Loaisa, A. J., González-Cutre, D., Galindo, C. M., & Cervelló, E. (2017). Diferencias según sexo en el tiempo empleado por los adolescentes en actividad física y sedentaria en diferentes segmentos del día (gender differences in time spent by adolescents in physical and sedentary activity in different day segments). *Retos*, (31), 3-7.

Colley, R. C., Garriguet, D., Janssen, I., Craig, C. L., Clarke, J., & Tremblay, M. S. (2011). Physical activity of canadian adults: Accelerometer results from the 2007 to 2009 canadian health measures survey. *Health Reports*, 22(1), 7.

Dai, S., Wang, F., & Morrison, H. (2014). Predictors of decreased physical activity level over time among adults: A longitudinal study. *American Journal of Preventive Medicine*, 47(2), 123-130.

Dunsky, A., & Netz, Y. (2012). Physical activity and sport in advanced age: Is it

risky?-a summary of data from articles published between 2000-2009. *Current Aging Science*, 5(1), 66-71.

Fauth, E. B., Schaefer, S. Y., Zarit, S. H., Ernsth-Bravell, M., & Johansson, B. (2016). Associations between fine motor performance in activities of daily living and cognitive ability in a nondemented sample of older adults: Implications for geriatric physical rehabilitation. *Journal of Aging and Health*, doi:0898264316654674 [pii]

Fratiglioni, L., Paillard-Borg, S., & Winblad, B. (2004). An active and socially integrated lifestyle in late life might protect against dementia. *The Lancet Neurology*, 3(6), 343-353.

García-Hermoso, A., Escalante, Y., Domínguez, A. M., & Saavedra, J. M. (2013). Efectos de un programa de ejercicio físico durante tres años en niños obesos: Un estudio de intervención (effects of an exercise program during three years in obese boys: An intervention study). *Retos*, (23), 10-13.

Haight, T., Tager, I., Sternfeld, B., Satariano, W., & van der Laan, M. (2005). Effects of body composition and leisure-time physical activity on transitions in physical functioning in the elderly. *American Journal of Epidemiology*, 162(7), 607-617. doi:kwi254 [pii]

Hartmann, A., Murer, K., de Bie, R. A., & de Bruin, E. D. (2009). Reproducibility of spatio-temporal gait parameters under different conditions in older adults using a trunk tri-axial accelerometer system. *Gait & Posture*, 30(3), 351-355.

Lampinen, P., Heikkinen, R., Kauppinen, M., & Heikkinen, E. (2006). Activity as a predictor of mental well-being among older adults. *Aging and Mental Health*, 10(5), 454-466.

Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., & Lord, S. R. (2009). Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with parkinson's disease: A comparison of fallers and nonfallers. *The Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 64(6), 700-706.

Leirós-Rodríguez, R., Arce, M. E., & García-Soidán, J. L. (2015). Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático. *Retos: Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte Y Recreación*, (28), 90-93.

Lisowska, M. (2011). El uso de la tecnología persuasiva para promover una vida activa y saludable. *Universidad, Ciencia Y Desarrollo, ISSN 1909-0501, Fascículo 4(7)*.

Lohne-Seiler, H., Hansen, B. H., Kolle, E., & Anderssen, S. A. (2014). Accelerometer-determined physical activity and self-reported health in a population of older adults (65–85 years): A cross-sectional study. *BMC Public Health*, 14(1), 1.

Malmberg, J. J., Miilunpalo, S. I., Pasanen, M. E., Vuori, I. M., & Oja, P. (2006). Associations of leisure-time physical activity with mobility difficulties among middle-aged and older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 14(2), 133.

Michaela, B., Š*astný, J., Jaroslav, M., & Miroslav, J. (2016). Development of an analysis of swimming techniques using instrumentation and the development of a new measurement method at brno university of technology, centre of sports activities. *Journal of Human Sport and Exercise*, 11(1proc)

Mizuike, C., Ohgi, S., & Morita, S. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait & Posture*, 30(1), 60-64.

Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 37(1), 121-126.

Paterson, D. H., & Warburton, D. E. (2010). Physical activity and functional limitations in older adults: A systematic review related to canada's physical activity guidelines. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 7(1), 1.

Peters, T. M., et al. (2010). Accelerometer-measured physical activity in chinese adults. *American Journal of Preventive Medicine*, 38(6), 583-591.

Sallis, J. F., Certero, R. B., Ascher, W., Henderson, K. A., Kraft, M. K., & Kerr, J. (2006). An ecological approach to creating active living communities. *Annu.Rev.Public Health*, 27, 297-322.

Sardinha, L. B., et al. (2012). Prevalence of overweight, obesity, and abdominal obesity in a representative sample of portuguese adults. *PLoS One*, 7(10), e47883.

Seidel, D., Brayne, C., & Jagger, C. (2011). Limitations in physical functioning among older people as a predictor of subsequent disability in instrumental activities of daily living. *Age and Ageing*, 40(4), 463-469. doi:10.1093/ageing/afr054 [doi]

Selwyn, N., Gorard, S., Furlong, J., & Madden, L. (2003). Older adults' use of information and communications technology in everyday life. *Ageing and Society*, 23(05), 561-582.

Taraldsen, K., Chastin, S. F., Riphagen, I. I., Vereijken, B., & Helbostad, J. L. (2012). Physical activity monitoring by use of accelerometer-based body-worn sensors in older adults: A systematic literature review of current knowledge and applications. *Maturitas*, 71(1), 13-19.

Vespaľec, T., Pavlík, J., Zvonao, M., & Zeman, T. (2016). Physical activity of czech schoolchildren in the autumn season. *Journal of Human Sport and Exercise*, 11(1proc)

Zaitune, Maria Paula do Amaral, Barros, Marilisa Berti de Azevedo, César, C. L. G., Carandina, L., Goldbaum, M., & Alves, Maria Cecilia Goi Porto. (2010). Factors associated with global and leisure-time physical activity in the elderly: A health survey in são paulo (ISA-SP), brazil. *Cadernos De Saude Pública*, 26(8), 1606-1618.

ANEXO N°3: ESTUDIO PILOTO PARA LA VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO EN MUJERES ADULTAS CON UN ELEMENTO CINEMÁTICO

El estudio “Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático” ha sido publicado en la revista RETOS: Nuevas tendencias en Educación Física, Deportes y Recreación con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, Arce ME, García-Soidán JL. Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático. *Retos*. 2015;28:90-3.

Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático

Balance assessment in adult women with a cinematic element: a pilot study

Raquel Leirós Rodríguez, M^a Elena Arce Fariña, José Luis García-Soidán

Universidad de Vigo (España)

Resumen. En este trabajo se valora el equilibrio a través de una amplia gama de condiciones de valoración cinemáticas para poder contrastarlos posteriormente con pruebas de equilibrio vigentes en la práctica clínica. Todo ello con el objetivo de conseguir una medida holística del equilibrio e identificar con mayor fiabilidad qué sistemas subyacentes están más presentes en cada una de las pruebas. Se valoraron un total de 30 mujeres con una media de edad de 63.07 años (DT = 6.06) con un instrumento de medición cinemático triaxial a la altura de la apófisis espinosa de L4 durante la realización de diferentes pruebas de equilibrio estático y dinámico. Los resultados mostraron que a medida que las tareas solicitadas aumentaban en complejidad, las variaciones de velocidad se hacían más amplias y complejas. A su vez, se encontraron correlaciones con la edad y el resultado obtenido previamente en la prueba Timed Up & Go, lo que confirma la correspondencia entre las variaciones de velocidad del tronco y el estado de los sistemas de control postural. Este instrumento se ha reafirmado como una herramienta de valoración única por su capacidad de reconocer y registrar el comportamiento natural del cuerpo en combinación con su bajo coste. Ambos aspectos lo hacen potencialmente útil en la práctica clínica de diferentes especialidades médicas. Ampliar la muestra del estudio así como cotejar los datos extraídos de las mediciones cinemáticas con otras variables fisiológicas y antropométricas, se sugieren como posibles mejoras en investigaciones futuras.

Palabras clave. Cinemática, Acelerometría, Equilibrio postural, Biomecánica, Ingeniería biomédica.

Abstract. This paper assesses the balance through a wide range of kinematic conditions assessment for later compare them with existing balance tests in clinical practice. The goal was to achieve a holistic measure of balance and more reliably identify what underlying systems are present in each of the tests. A total of 30 women with a mean age of 63.07 years (SD = 6.06) were evaluated with a triaxial instrument at the height of the spinous process of L4 while performing different tests of static and dynamic balance kinematic measurement. The results showed that as the required tasks increased in complexity, speed variations became larger and more complex. In turn, correlations were found with age and the result obtained previously in the *Timed Up & Go* test, confirming the correspondence between the velocity variations of the trunk and the state of postural control systems. This instrument has been reaffirmed as a single assessment tool for its ability to recognize and record the natural behavior of the body in combination with low cost. Both aspects make it potentially useful in clinical practice in different medical specialties. Larger study sample and collate data from the kinematic measurements with other physiological and anthropometric variables are suggested as possible improvements in future research.

Keywords. Cinematic, Accelerometry, Postural balance, Biomechanical phenomena, Biomedical engineering.

Introducción

La valoración clínica del equilibrio se ha basado a lo largo de décadas en pruebas de baja fiabilidad, susceptibles a la subjetividad del evaluador y, en la mayoría de los casos, poco eficientes como medida diagnóstica. Esto es debido a la falta de métodos cuantitativos y objetivos de valoración que sean aplicables en el entorno asistencial y ambulatorio (Hahn & Chou, 2003; Rogers, Rogers, Takeshima & Islam, 2003; Sampredo, Meléndez & Ruiz, 2010).

Por el contrario, los estudios de investigación han basado sus resultados, en su mayoría, en los análisis con plataformas de fuerza. Esta herramienta proporciona resultados basados en el comportamiento del Centro de Presión del cuerpo que, aunque es un factor importante para el control del equilibrio, se ha observado que es independiente al riesgo de caída del paciente y no es un reflejo del comportamiento global del cuerpo en el espacio (Rogers, Rogers, Takeshima & Islam, 2003; Stevenson & Garland, 1996; Laughton, et al., 2003; Mayolas, Villarroya & Reverter, 2011).

Una alternativa poco costosa, portátil y de fácil aplicación es el análisis cinemático de los movimientos del individuo. Con este método, además de poder valorar los movimientos de cualquier segmento corporal que puedan ser objetivo del evaluador, el estudio del equilibrio se basa fundamentalmente en el comportamiento del Centro de Gravedad del individuo (Moe-Nilssen, 1998; Moe-Nilssen, 1998). Se ha demostrado ya la sensibilidad de estos dispositivos a los pequeños cambios en el rendimiento de los sistemas de control postural ya sean fruto de una intervención, de un tratamiento de fisioterapia y rehabilitación, de un entrenamiento o de un proceso de degeneración somato-sensorial (Winter, 1995; Moe-Nilssen, 1998; Helbostad, Askim & Moe-Nilssen, 2004).

A pesar de todas estas ventajas, el uso clínico de los estudios cinemáticos todavía no se ha extendido por la falta de protocolos que estandaricen la batería de pruebas a realizar, las condiciones en que

deben realizarse las mismas, la configuración del dispositivo y el análisis de datos posterior (Leirós-Rodríguez & García-Soidán, 2012).

Por este motivo, se ha propuesto este trabajo en el que se valora el equilibrio estático y dinámico ante diferentes condiciones de bipedestación y equilibrio monopodal, así como con los ojos abiertos y cerrados. Se han empleado una amplia gama de condiciones de valoración para poder contrastarlos posteriormente con pruebas de equilibrio vigentes en la práctica clínica y otras variables médicas. Todo ello con el objetivo de conseguir una medida holística del equilibrio e identificar con mayor fiabilidad qué sistemas subyacentes, que colaboran en el funcionamiento del control postural, están más presentes en cada una de las pruebas.

Metodología

Participantes

Se valoraron un total de 30 mujeres adultas con una media de edad de 63.07 años (DT = 6.06), con un rango de edad entre 52 y 80 años. Todas las participantes pertenecían a la misma región y mantenían un estilo de vida activo. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado, antes de su participación en el estudio, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2008) y la ley de Protección de datos 15/1999.

Se consideraron criterios de exclusión para la participación en este estudio: la incapacidad para realizar la marcha de forma independiente; que no utilizasen elementos ortopédicos externos, para mantener el equilibrio estático bipodal con ojos abiertos 60 segundos. Superados éstos, podían participar en la valoración todas las mujeres adultas que no presentaran de alguna contraindicación o enfermedad que le impidiese someterse a alguna de las pruebas de valoración.

Todos los sujetos debían estar descalzos con calcetines, con ropa confortable, que les permitiese realizar las pruebas cómodamente.

Instrumentos

Para la medición cinemática de las aceleraciones producidas se utilizó un acelerómetro triaxial (ActiGraph GT3X-plus), como el mostrado en la Figura 1. Se seleccionó este modelo de acelerómetro por ya estar validado en diferentes estudios de evaluación de actividad física (Hamer,

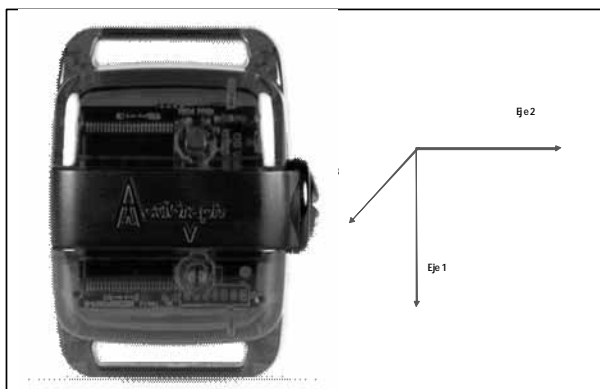


Figura 1. Imagen del modelo de instrumento cinemático utilizado en el que se muestran los tres ejes en los que se obtienen los datos cinemáticos

Stamatakis, & Steptoe, 2014; Hildebrand, et al., 2014). Además, este acelerómetro, a diferencia de otros modelos, tiene una gran autonomía, pues permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil durante periodos superiores 40 días. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4.6x3.3x1.5cm), unidas a su poco peso (19g), hacen de estos dispositivos una de las mejores opciones para evaluar cambios en la posición corporal. En concreto, este modelo de dispositivo carece de giróscopo, por lo que para el cálculo de los ángulos de desplazamiento se hizo en base a una posición de referencia (tomada al inicio de la prueba). La precisión de los acelerómetros es de 3 mg/LSB y su rango de medición de +/- 6 G. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso.

Es importante señalar que, debido a que en la medición de las acelerometrías sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este umbral hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor amplitud. Por ello, la frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal.

Los acelerómetros proporcionan los datos de las aceleraciones en los tres ejes, siendo:

- Eje 1. Aceleración en el eje vertical
- Eje 2. Aceleración en el eje horizontal
- Eje 3. Aceleración en el eje perpendicular

Procedimiento

Localización del dispositivo

El instrumento cinemático se colocó directamente sobre la piel a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar. La fijación del dispositivo se aseguró con un cinturón ajustable y cinta adhesiva



Figura 2. Sujeto durante la realización de la prueba de EMOA.



Figura 3. Sujeto durante la realización de la prueba de EDM.

hipoalérgica, para garantizar que el aparato no se movería independientemente al tronco del sujeto, durante la realización de las pruebas.

Pruebas

El objetivo de estas pruebas era que, ante las diferentes condiciones de valoración que se propusieran, el sujeto debía estar lo más quieto posible manteniendo la postura erguida. En todas las pruebas se solicitó que mantuviesen los brazos cruzados sobre el pecho y con la mirada al frente.

El equilibrio estático se valoró directamente sobre el suelo, a través de cuatro pruebas:

- Bipedestación con ojos abiertos
- Bipedestación con ojos cerrados
- Equilibrio monopodal con ojos abiertos (Figura 2)
- Equilibrio monopodal con ojos cerrados

El equilibrio dinámico se analizó sobre una superficie inestable (en nuestro caso, una colchoneta de gimnasia estándar) a través de dos pruebas:

- Bipedestación
- Equilibrio monopodal (Figura 3)

En las pruebas de equilibrio monopodal se permitió al sujeto elegir sobre qué pierna realizar el apoyo. El participante pudo hacer ensayos antes de comenzar la valoración, y así decidir sobre qué miembro realizaría todas las pruebas.

Las pruebas tienen una duración de 30 segundos y deben repetirse tres veces con descansos de 10 segundos entre cada una de las pruebas.

Parámetros clínicos empleados

Para comprobar que las medidas cinemáticas estudiadas eran reflejo del estado del equilibrio, la muestra fue valorada también con una de las pruebas clínicas más empleadas y que se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia: la prueba Timed Up & Go (TUG). Este test mide el tiempo que tarda un individuo en levantarse de una silla (con respaldo y asiento a 45 centímetros de alto), camina una distancia de 3 metros, vuelve hacia atrás y se sienta de nuevo (Bischoff, et al., 2003; Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000).

Análisis estadístico de los datos

Los datos de las mediciones cinemáticas son exportados en un fichero .CSV para ser tratados con software de hoja de cálculo (i.e. Microsoft Office Excel). Las mediciones de los dispositivos se configuraron para time frame de 1 segundo. Ya procesados los datos, se analizaron con el paquete estadístico SPSS.

Una vez extraídos los resultados de las mediciones cinemáticas, resulta transcendental conocer la fiabilidad de los aparatos de medición. Al objeto de comprobar si existen diferencias significativas en los datos obtenidos con un total de seis dispositivos diferentes, se efectuó un análisis de varianza (one-way ANOVA), no encontrando diferencias significativas entre ninguno de ellos ($p > .05$). Este resultado corrobora la fiabilidad de los instrumentos utilizados.

Resultados

A continuación, se describen los resultados obtenidos de los 900 registros obtenidos para cada una de las tres series que compusieron las pruebas.

Equilibrio estático

Equilibrio bipodal con ojos abiertos (EBOA)

Los picos de variación de velocidad se mostraron en el plano frontal (eje 2) y en los segundos centrales de la prueba, concretamente entre los segundos 12 y 14. El ángulo de inclinación en el eje 2 para esos valores pico de variación de velocidad fue de aproximadamente 30°. En términos generales, se apreció un efecto aprendizaje, siendo la primera de las tres series de repeticiones la que mostró mayores valores cinemáticos. Aunque si se tiene en cuenta el factor edad, se observó que los sujetos que tienen más años muestran peor rendimiento en la tercera prueba. En

Tabla 1
Resultados obtenidos del análisis de las mediciones cinemáticas

	Eje 1	Eje 2	Eje 3
Valor máximo de variación de la velocidad	2	5	9
Valor mínimo de variación de la velocidad	0	0	0
Segundo en el que aparece el valor máximo de variación de la velocidad	8	6	8
Segundo en el que aparece el valor mínimo de variación de la velocidad	1	1	1
Grados inclinación Eje 1 cuando tenemos el valor máximo de variación de la velocidad	77.47	90	77.47
Grados inclinación Eje 2 cuando tenemos el valor máximo de variación de la velocidad	90	30.96	90
Grados inclinación Eje 3 cuando tenemos el valor máximo de variación de la velocidad	12.53	59.04	12.53

Tabla 2
Resultados del análisis de correlación es bivariadas para la serie 3 de la prueba EMOC

	Eje 1	Eje 2	Eje 3	Edad	TUG	
Equilibrio monopodal ojos abiertos Eje 1	Correlación de Pearson	1	.584(**)	.561(**)	.379(*)	-.073
	Si.g. (bilateral)		.001	.001	.039	.700
Equilibrio monopodal ojos abiertos Eje 2	Correlación de Pearson	.584(**)	1	.649(**)	.374(*)	.081
	Si.g. (bilateral)	.001		.000	.042	.670
Equilibrio monopodal ojos abiertos Eje 3	Correlación de Pearson	.561(**)	.649(**)	1	.403(*)	-.038
	Si.g. (bilateral)	.001	.000		.027	.841
Edad	Correlación de Pearson	.379(*)	.374(*)	.403(*)	1	.476(**)
	Si.g. (bilateral)	.039	.042	.027		.008
TUG	Correlación de Pearson	-.073(*)	.081(*)	-.038(*)	.476(**)	1
	Si.g. (bilateral)	.042	.032	.041	.008	

** La correlación es significativa al nivel 0.01 (bilateral).

* La correlación es significativa al nivel 0.05 (bilateral).

esta línea, también es de destacar que se observó una correlación directa del $r = .4761$, $p < .05$ entre la edad y los resultados obtenidos en el TUG. Por su parte, el TUG no correlacionó con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de pruebas ($p > .05$).

En la Tabla 1 se muestran los resultados de un sujeto en la primera serie de la prueba de bipedestación ojos abiertos.

Equilibrio bipodal con ojos cerrados (EBOC)

Al contrario que en la prueba de bipedestación con ojos abiertos, en este caso sí se observó un efecto cansancio. Así, en la tercera serie los sujetos mostraron peores resultados, en lo que a desequilibrio se refiere, que en las dos primeras. Los mayores picos de variación de velocidad fueron detectados en el eje medio-lateral ($M = 18.30$, $DT = 20.99$). No se observó ningún tipo de correlación entre los peores resultados en equilibrio y la edad del sujeto ($p > .05$). El TUG no se correlacionó con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Equilibrio monopodal con ojos abiertos (EMOA)

Si se comparan los resultados de las pruebas de equilibrio bipodal y monopodal con ojos abiertos, se observan mayores desequilibrios en las segundas. La segunda y tercera serie de repetición mostraron valores cinemáticos más elevados que la primera, lo que manifiesta un efecto de cansancio en la prueba. Los mayores desequilibrios se produjeron en el eje vertical, lo que indica que existen pérdidas de base de sustentación. Se observa también que existe una correlación directa del 33.59%, entre la edad del sujeto y el desequilibrio producido. Los resultados obtenidos por los sujetos en el TUG, no correlacionaron con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Equilibrio monopodal con ojos cerrados (EMOC)

En los resultados se observó efecto aprendizaje, reduciéndose los

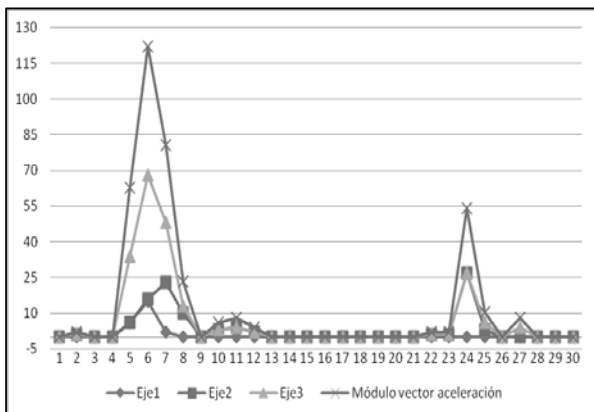


Figura 4. Gráfico con los resultados de la prueba de EDB de un sujeto en la segunda serie de repetición.

valores pico de variación de velocidad en promedio un 14.8%, entre la serie 1 y la serie 3. Aunque se producen variaciones posturales en los tres ejes, el plano medio-lateral es el que muestra mayores valores cinemáticos. La correlación entre los picos de variación de velocidad y edad para esta prueba es de $r = .374$, $p > .05$. Los resultados mostraron una correlación significativa entre la edad y la tercera serie de pruebas tanto en el Eje 1, $r = .379$, $p < .05$, como en el Eje 2, $r = .374$, $p < .05$, y el Eje 3 $r = .403$, $p < .05$. Asimismo, el TUG correlacionó de forma significativa con los resultados obtenidos en la tercera serie de la prueba, siendo de forma inversa en el Eje 1, $r = -.073$, $p < .05$ y el Eje 3 $r = -.038$, $p < .05$ y de forma directa en el Eje 2, $r = .081$, $p < .05$ (Tabla 2).

Equilibrio dinámico

Equilibrio bipodal (EDB)

Los niveles pico de variación de la velocidad aparecen en los planos frontal y sagital. Se observa un efecto aprendizaje en los sujetos, siendo la tercera de las series la que mejores resultados presenta en lo que a equilibrio se refiere ($M:0.43G$; $SD:3.16G$). En el gráfico de la Figura 4, se muestra el patrón de comportamiento de los sujetos durante la prueba de bipedestación. En él se observa que los sujetos muestran dos claras franjas temporales, en las que se producen los mayores desequilibrios y los valores pico de variación de la velocidad. Los resultados obtenidos por los sujetos en el TUG, no correlacionaron con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Equilibrio monopodal (EDM)

Los valores pico de variación de la velocidad en esta prueba fueron superiores al resto de tareas ($M:13.13G$; $SD:5.04G$). Se observó efecto aprendizaje, las variaciones de velocidad máximas por sujeto y prueba se redujeron desde la primera serie a la tercera en un 23,79%. Para esta tarea, la correlación directa entre edad y desequilibrio, medido a través del módulo de aceleración en la primera serie, fue de $r = 0.349$, $p > .05$. Los mayores desequilibrios se produjeron en los ejes medio-lateral y anteroposterior, obteniendo un promedio en el grado de inclinación de 68.13° y 66.58° , respectivamente. Los resultados obtenidos por los sujetos en el TUG, no correlacionaron con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Discusión

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos destaca, primero, cómo las diferentes pruebas reflejan las diversas capacidades del control postural, al detectarse en cada una de ellas, patrones cinemáticos diversos.

En cuanto al estudio comparativo de las pruebas de equilibrio estático y dinámico, se observa que el segundo es capaz de excitar más la actividad de los sistemas de control postural, provocando desestabilizaciones en diferentes ejes y de mayor amplitud. Este aspecto concuerda con lo establecido en la literatura, donde ya se había mostrado cómo los resultados de las pruebas de equilibrio tomadas en orden creciente de complejidad (que es como se exponen en este trabajo), producen registros cinemáticos más variados y ricos (O'Sullivan, Blake, Cunningham, Boyle & Finucane, 2009; Kamen, Patten, Du & Sison, 1997; Cho & Kamen, 1998; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Mayagoitia, Lötters, Veltink & Hermens, 2002).

Contrariamente a lo esperado, los resultados de las pruebas a lo largo de los diferentes intentos, señalaron que aquellas, a priori consideradas más complejas (esto es, las de privación de la visión o las de equilibrio monopodal), no son las que mayores variaciones de velocidad obtuvieron ni las que mayor efecto cansancio provocaron. De hecho, los resultados indican todo lo contrario, las tres pruebas consideradas más complejas (equilibrio dinámico y equilibrio monopodal con ojos cerrados) son aquellas en las que mayor efecto aprendizaje se ha revelado. Este aspecto puede deberse a que son condiciones que no se suelen dar en las actividades de la vida diaria. Así, al inicio se dan grandes variaciones de velocidad pero a medida que se ensaya la posición mejora la estabilidad. Este patrón de reducción de las variaciones de velocidad

concuera con el buen estado del equilibrio de la muestra estudiada.

En cuanto al comportamiento del cuerpo en el espacio en las diferentes pruebas, destaca que exclusivamente en la prueba de equilibrio monopodal con ojos abiertos, el eje cráneo-caudal aparece como origen de los movimientos de estabilización. Es decir, ante un desequilibrio, únicamente se emplea el recurso de dar pequeños saltos reestabilizadores, cuando la persona se encuentra sobre un solo pie, e integra información visual del entorno. Esta estrategia de reinicio del contacto de la superficie de apoyo, indica que ante la misma posición, en privación de la visión o sobre una superficie inestable, los sujetos no utilizan los saltos como estrategia si no que ante la falta de feedback del entorno, aseguran la eficacia de la respuesta con movimientos en el plano sagital.

Por último, es de señalar que las pruebas cinemáticas de equilibrio dinámico y, muy especialmente la de equilibrio monopodal, mostraron los mayores valores de variación de velocidad.

El test funcional del equilibrio TUG únicamente se correlacionó con la prueba de equilibrio monopodal con ojos cerrados. Esta prueba, a su vez, fue una de las cuatro en las que se observó correlación con la edad. Ambos aspectos hicieron palpable la importancia del buen estado funcional de los patrones neuromusculares de estabilidad, para poder desafiar de forma exitosa condiciones posturales con reducción de la base de sustentación y en privación de referencias visuales. Este hallazgo se encuentra en la línea de lo ya establecido en trabajos anteriores, donde se relacionaba el envejecimiento y el riesgo de caída con mayor dependencia visual y un aumento del área de sustentación (Helbostad, Askim & Moe-Nilssen, 2004; Lamothe, van Lummel & Beek, 2009; Turcot, Hagemeister, de Guise & Aissaoui, 2011).

Nuestros resultados concuerdan con los expuestos anteriormente por otras investigaciones en aspectos como la determinación del eje en el que más se producen los movimientos de estabilización: el medio-lateral. Por el contrario, el eje que menos variación de velocidad mostró en este estudio ha sido el cráneo-caudal, resultado que no es coincidente con lo obtenido por otras investigaciones. Sin embargo, estas discrepancias pueden deberse a que en anteriores trabajos se limitaron al estudio de los movimientos en los planos sagital y coronal, no atendiendo al análisis del plano transversal; resultando imposible que detectasen éste, como el de más discreto comportamiento (O'Sullivan, Blake, Cunningham, Boyle, & Finucane, 2009; Lamothe, van Lummel & Beek, 2009; Turcot, Hagemeister, de Guise & Aissaoui, 2011).

Resulta fundamental que, a pesar de tratarse de una muestra formada por sujetos sanos, es decir, personas sometidas únicamente al proceso natural de envejecimiento, varias pruebas han correlacionado con la edad. La importancia de este aspecto recae en que, de cara al futuro, con muestras de mayor tamaño de personas adultas y mayores valoradas con este instrumento, podrían establecerse «tablas normativas de valoración» que recogiesen los rangos de variación de velocidad en los que debiera moverse una persona en condiciones normales.

Finalmente, reconocer las limitaciones del presente trabajo. La más evidente y fundamental, el pequeño tamaño de la muestra, acorde a la naturaleza del estudio piloto pero deficiente para generalizar y extrapolar los datos a otras poblaciones. Proponemos como posibilidades de mejora de cara a investigaciones futuras emplear otras escalas de valoración funcional (como la Escala de Equilibrio de Berg, Escala de Tinetti o el cuestionario sobre Salud General SF-12), la valoración física más exhaustiva y el registro de todos los antecedentes médico-sanitarios de los participantes.

Conclusiones

La valoración cinemática se ha reafirmado como una herramienta de valoración única por su capacidad de reconocer y registrar el comportamiento natural del cuerpo en combinación con su bajo coste. Este puede ser el primer paso para poder desarrollar un método de valoración cuantitativo de la marcha y la calidad de la postura de bajo coste, de gran interés para la evaluación de actividad física, entrenamiento y en sanidad.

El diferente comportamiento de los participantes en cada una de las

pruebas y la posibilidad de extraer patrones distintos para las mismas, indica el potencial de este instrumento como herramienta de diagnóstico diferencial entre los diversos desencadenantes que pueden derivar en el deterioro del equilibrio.

A su vez, destacamos como pruebas fundamentales para la valoración, las posiciones en bipedestación y en equilibrio monopodal, tanto dinámico como estático. Siendo esta última la que mayor significación funcional tiene.

De cara al futuro y con objeto de poder generalizar los resultados es necesario realizar estudios con mayor tamaño muestral. Además, se deben ampliar los parámetros de valoración clínica, antropométricos y funcionales con los que correlacionar los resultados. Todo ello con el objetivo de encontrar asociaciones entre los antecedentes y el estado físico de las personas con el comportamiento de éste en cada una de las pruebas.

Referencias

- Bischoff, H. A., et al. (2003). Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing*, 32(3), 315-320.
- Cho, C. Y., & Kamen, G. (1998). Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *Journal of the American Geriatrics Society*, 46(4), 426-430.
- Hahn, M. E., & Chou, L. S. (2003). Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly?. *Clinical Biomechanics*, 18(8), 737-744.
- Hamer, M., Stamatakis, E., & Steptoe, A. (2014). Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(10), 1946-1950.
- Helbostad, J. L., Askim, T., & Moe-Nilssen, R. (2004). Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(6), 993-999.
- Hildebrand, M., Van Hees, V. T., Hansen, B. H., & Ekelund, U. (2014). Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hip-worn monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(9), 1816-1824.
- Kamen, G., Patten, C., Du, C. D., & Sison, S. (1997). An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*, 44(1), 40-45.
- Lamothe, C. J., van Lummel, R. C., & Beek, P. J. (2009). Athletic skill level is reflected in body sway: a test case for accelerometry in combination with stochastic dynamics. *Gait & posture*, 29(4), 546-551.
- Laughton, C. A., et al. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & posture*, 18(2), 101-108.
- Leirós-Rodríguez R, García-Soidán, J.L. (2012a). La acelerometría en la valoración clínica del equilibrio estático y dinámico. *IV Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. VIII Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento Deportivo*. Pontevedra, España.
- Mayagoitia, R. E., Lötters, J. C., Veltink, P. H., & Hermens, H. (2002). Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait & posture*, 16(1), 55-59.
- Mayolas, C., Villarroya, A., & Reverter, J. (2011). Lateralidad de miembro inferior y su relación con la distribución de las presiones plantares en el equilibrio estático. *Retos. Nuevas Tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 20, 5-8.
- Moe-Nilssen, R. (1998). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clinical Biomechanics*, 13(4), 320-327.
- Moe-Nilssen, R. (1998). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clinical Biomechanics*, 13(4), 328-335.
- Moe-Nilssen, R. (1998). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(11), 1377-1385.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait & posture*, 16(1), 60-68.
- O'Sullivan, M., Blake, C., Cunningham, C., Boyle, G., & Finucane, C. (2009). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and ageing*, 38(3), 308-313.
- Rogers, M. E., Rogers, N. L., Takeshima, N., & Islam, M. M. (2003). Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Preventive medicine*, 36(3), 255-264.
- Sampedro, J., Meléndez, A., & Ruiz, P. (2010). Análisis comparativo de la relación entre el número de caídas anual y baterías de pruebas de equilibrio y agilidad en personas mayores. *Retos. Nuevas Tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 17, 115-117.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy*, 80(9), 896-903.
- Stevenson, T. J., & Garland, S. J. (1996). Standing balance during internally produced perturbations in subjects with hemiplegia: validation of the balance scale. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(7), 656-662.
- Turcot, K., Hagemeister, N., de Guise, J. A., & Aissaoui, R. (2011). Evaluation of unipodal stance in knee osteoarthritis patients using knee accelerations and center of pressure. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(3), 281-286.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.

**ANEXO N°4: DEFINITION OF THE PROPER PLACEMENT POINT
FOR BALANCE ASSESSMENT WITH ACCELEROMETERS IN
OLDER WOMEN**

El estudio “*Definition of the proper placement point for balance assessment with accelerometers in older women*” ha sido publicado en la Revista Andaluza de Medicina del Deporte con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, Arce ME, Míguez-Álvarez C, García-Soidán JL. Definition of the proper placement point for balance assessment with accelerometers in older women. *Rev Andal Med Deporte*. 2016. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ramd.2016.09.001>



Original article

Definition of the proper placement point for balance assessment with accelerometers in older women

R. Leirós-Rodríguez^{a,*}, M.E. Arce^b, C. Míguez-Álvarez^c, J.L. García-Soidán^d

^a Faculty of Physical Therapy, University of Vigo, Campus a Xunqueira, s/n, 36005 Pontevedra, Spain

^b Defense University Center at Spanish Naval Academy, University of Vigo, Escuela Naval Militar, Plaza de España, 2, 36920 Marín, Pontevedra, Spain

^c College of Industrial Engineering, University of Vigo, Lagoas-Marcosende, s/n, 36200 Vigo, Pontevedra, Spain

^d Faculty of Education and Sport Sciences, University of Vigo, Campus a Xunqueira, s/n, 36005 Pontevedra, Spain

ARTICLE INFO

Article history:

Received 6 May 2016

Accepted 6 September 2016

Available online xxx

Keywords:

Accelerometer
Balance assessment
Center of mass
Anthropometry
Older adults

ABSTRACT

Objective: To compare the behavior of the spinal levels for the accelerometric analysis and thus to define a proper placement point.

Method: Using three triaxial accelerometers (in dorsal and in lumbar regions) and a video camera, of 66 older women through one leg balance and standing tests with open and closed eyes, in static and dynamic conditions and gait repeated three times each trial.

Results: The accelerometer located in L5 explain the 88% and the 73% of the results obtained with the accelerometers located in the dorsal region and L4, respectively. The results have also showed a high correlation between the age and the average acceleration for dynamic one leg balance. Furthermore, an increase of the acceleration vector in the course of the trials (except in normal gait) was observed.

Conclusions: Although, the accelerometric data obtained in L4 and L5 have often been used arbitrarily for balance evaluation, actually there are differences in the records that made. Therefore, choosing the L4 not only reduces the kinematics information provided by the accelerometers but also simplifies the process of evaluation and analysis.

© 2016 Consejería de Turismo y Deporte de la Junta de Andalucía. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Definición del punto de colocación adecuado, para la evaluación del equilibrio con acelerómetros, en mujeres mayores

RESUMEN

Objetivo: Comparar el comportamiento de los diferentes niveles de la columna vertebral para el análisis acelerométrico y así definir el punto de colocación adecuado de los mismos.

Método: Usando 3 acelerómetros triaxiales (uno en zona dorsal y 2 en la lumbar) y una cámara de vídeo, fueron evaluadas 66 mujeres mayores a través de pruebas de equilibrio en diferentes condiciones, bipedestación y apoyo monopodal, ojos abiertos y cerrados, condiciones dinámicas y estáticas, y de la marcha. Cada prueba se repitió 3 veces.

Resultados: El acelerómetro situado en L5 explica el 88% y el 73% de los resultados obtenidos con los acelerómetros situados en la zona dorsal y L4, respectivamente. Los resultados también mostraron una alta correlación entre la edad y la aceleración media para el equilibrio dinámico monopodal. Por otra parte, se observó un aumento del vector aceleración en el curso de las 3 repeticiones (excepto en la marcha normal).

Palabras clave:

Acelerómetro
Valoración del equilibrio
Centro de gravedad
Antropometría
Personas mayores

* Corresponding author.

E-mail addresses: raleiros@alumnos.uvigo.es, raquelleiros@gmail.com (R. Leirós-Rodríguez).

Conclusiones: Aunque los datos obtenidos en L4 y L5 se han empleado en numerosos estudios de manera aleatoria, en realidad hay diferencias en los registros que proporcionan. Los datos obtenidos confirman que no existen diferencias significativas entre la elección de la cuarta o la quinta vértebra lumbar para la colocación de estos dispositivos. Por lo tanto, la elección de la L4 no solo no reduce la información cinemática proporcionada por los acelerómetros sino que también simplifica el proceso de evaluación y análisis.

© 2016 Consejería de Turismo y Deporte de la Junta de Andalucía. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Definição do ponto de colocação adequado para a avaliação do equilíbrio com acelerômetros em mulheres idosas

R E S U M O

Palavras-chave:
Acelerômetro
Avaliação do equilíbrio
Centro de gravidade
Antropometria
Idosos

Objetivo: comparar o comportamento dos diferentes níveis da coluna vertebral para a análise acelerométrica e assim definir o ponto de colocação adequado dos mesmos.

Método: Usando três acelerômetros triaxiais (um na zona dorsal e dois na lombar) e uma câmera de vídeo, foram avaliadas 66 mulheres idosas através de testes de equilíbrio em condições diferentes, apoio com um e dois pés, olhos abertos e fechados, condições dinâmicas e estáticas, e da marcha. Cada teste foi repetido três vezes.

Resultados: O acelerômetro situado na L5 explicaram 88% e 73% dos resultados obtidos com os acelerômetros localizados na região dorsal e L4, respectivamente. Os resultados também mostraram uma alta correlação entre a idade e a aceleração média para o equilíbrio dinâmico monopodal. Além disso, se observou um aumento do vetor de aceleração no decurso de três repetições (exceto marcha normal).

Conclusões: Apesar dos dados obtidos em L4 e L5 têm sido usados em numerosos estudos de maneira aleatória, na realidade existem diferenças nos registos que fornecem. Os dados obtidos confirmam que existem diferenças significativas entre a escolha da quarta ou da quinta vértebra lombar para colocação destes dispositivos. Portanto, a escolha de L4 não só reduz as informações cinemática fornecida pelos acelerômetros mas também simplifica o processo de avaliação e análise.

© 2016 Consejería de Turismo y Deporte de la Junta de Andalucía. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introduction

The adults may suffer from physical deterioration which will result in a loss of balance and impairment of proper coordination of movements. Winter et al.¹ have already expressed the importance of understanding how this system works to quantify and qualify its status over time.

In parallel, in the last years, accelerometers have become a tool for monitoring and encouraging physical activity effectively in this population.² Moreover, balance is usually quantified by the measurement of the stability control. This parameter is strictly associated with the center of mass (CM) of the body,³ which, according to Mapelli et al.,⁴ results from a multisegmental conception, or in other words, a system of rigid bodies whose center of mass is the average of all the centers of mass of such segments, statement that follows the proposal line by Hodges et al.⁵ The control of the CM is an inherent task the successful completion of most activities of daily living.

To measure the balance, the conventional method is to use the force platform.¹ The stabilization of the center of pressure on the body is a diagnostic parameter of the state of stabilization systems of the dynamic balance.⁶ Although there has been observed that is independent of the patient's risk of falling and is not always an accurate representation of the overall behavior of the body in space.⁷

These platforms compare the displacement of the CM and the center of pressure beneath the feet. However, new precise instruments smaller in size and cost have been developed recently. These instruments such as the accelerometer, have gained relevance and acceptance by researchers.⁸ Comparative studies between these two instruments showed equivalence between the center of pressure of the platform and humans body accelerometry.^{9,10}

However, there are not enough studies to support the validity of accelerometer-based protocols. That is why it is necessary to continue this line of research, and to establish a protocol which allows to measure the displacements of the CM with accelerometers.¹¹

It is important to know the accelerations and velocities, in the three axes: sagittal, frontal and vertical for the triaxial accelerometers, of the CM in both a static and a dynamic position. A recent study conducted by Van Schooten et al.¹² that indicated that the variability of the stride during walking and its dynamic stability are promising factors for the identification, with accelerometry, of fall risks. This study suggests that the gait analysis as well as the participant's health are key factors in the balance study, especially older adults with fall risks.¹³

The exact location of the CM in the body has been studied several times. These works are characterized by the use of expensive equipment and complex assemblies equipped with inertial sensors, many reflective markers and infrared cameras, in order to obtain an individualized and accurate determination of the CM.^{14,15} As in clinical practice this process is not feasible and it would prevent the application of the kinematic study as a method of evaluation, this work aims to compare the behavior of the spinal levels for the accelerometric analysis and thus to define a proper placement point. In this way, we advance in the research initiated by Moenilssen¹⁶ and advanced by Maygoitia et al.,¹⁷ Marchetti et al.¹⁸ and Kim et al.,¹⁹ in order to go on defining accelerometric assessment parameters and participate in the process of defining the use of accelerometry as a protocolarized and standardized tool. We seek to understand the biomechanics of the CM and facilitate the use and understanding of the accelerometers by health professionals. If the use of accelerometers in health services is generalized, the assessment of the physical condition of the elderly and the design of custom physical improvement plans will be optimized.

Method

A descriptive and cross-sectional study in a convenience sample of older persons from the city of Ourense (Spain) was made. In this study, the participants who met the requirements of the exclusion criteria will not be able to participate in the test: people who were not able to walk independently or without external orthotics, who could not stand for 60 s or more or people with any specific contraindications to the valuation tests.

This study involved 66 healthy women with a mean age of 64.89 years old (SD = 7.63), with a total analysis of 46 957 accelerations records (three series of repetitions for each accelerometer). For each participant, measures of waist and thorax circumference were taken.²⁰

Finally, the three accelerometers were placed: one in the thorax postero-medial zone (at axillary height, approximately coincident with T4), and the other two in the lumbar postero-medial zone (coincident with L4 and L5 respectively). These specific locations were chosen because according to the biomechanical findings these two lumbar vertebrae reflect the behavior of the CM.²¹ The dorsal point was chosen to test the connection between the upper and the lower parts of the trunk.

In order to carry out the measurements of the accelerations of the CM, each participant made three trials which were repeated three times (without further break than the preparation time for the next trial). Start and end time of each trial expressed in hours, minutes and seconds was written down on a record sheet to contrast and adjust them to the video camera clock. All trials were recorded.

The trials performed were:

- One leg balance with closed eyes (OLBCE).
- Dynamic one leg balance with open eyes, on a foam mat to cause an onset of dynamic equilibrium reactions (DOLB).
- Normal gait to a cone/buoy located at 10 m. Each participant went around it and came back to the starting point (NG).

OLBCE and DOLB trials had a fixed duration of 30 s. The duration of NG trial varied depending on the time that the participant needed to finish the circuit.

The first step of the procedure was to explain to the participants the purpose of the study and to give them a brief description about what they were supposed to do. Each participant was given an informed consent form. Once the informed consent form was signed, the participants' data (i.e. full name and age) were collected. Then, the anthropometric measurements were done in the following order: thorax circumference, waist circumference, trunk size and total size.

Afterwards, three accelerometers were placed on the participant's body. The devices were attached with adhesive tape to avoid displacements. Next, the trial was explained to the participants and they were accompanied to the corresponding measurements room for testing.

The sequence of the trials was determined taking into account the possible fatigue of the lower limb. Then, the trials structure order was as follows: OLBCE-NG-DOLB-NG-OLBCE-NG-OLBCE-DOLB-DOLB. That is, each trial (OLBCE, DOLB and NG) was performed three times.

The last phase consisted of the data analysis and interpretation. In order to do that, it was necessary to analyze each trial observing the videos with the accelerometer data: data of the acceleration module vector. We used the videos to confirm whether the acceleration threshold that indicates destabilization in reality is an imbalance movement really. In the analysis of the images, we detected the following alterations: tilts trunk (left and right), pushes trunk, abductions and adduction of the hip, jumping

rebalancing (jumps over the kickstand to regain the support base), irreversible loss of balance (like touching the ground with the foot or a total loss of the support base).

For that, we review each video recording the seconds of each test in which a large destabilization occurred. Later, we check each of these seconds with the accelerometer measurement. Thus, we check faithfully how the accelerometers recorded balance disturbances.

Six accelerometers GT3 Plus were used. They were chosen for being triaxial and also for being able to calculate the acceleration vector (three axes module) measured in milligrams (mg). Each accelerometer was initialized for data collection with the specific software. Following, the data were sent via software after each round of data collection.

From the gravity acceleration vector obtained by each accelerometer, the angles which mark the position of the participant are determined, where A_x , A_y , A_z are the accelerations for each axis and $\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ is their module of the acceleration vector (1)–(3).

$$\text{axis 1 : } \alpha(\alpha) = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right) \quad (1)$$

$$\text{axis 2 : } \beta(\beta) = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (2)$$

$$\text{axis 3 : } \gamma(\gamma) = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z}\right) \quad (3)$$

Accelerometers provide data on body movements in three axes: axis 1 corresponds to the acceleration in the vertical axis (transverse/horizontal plane); axis 2 to the sagittal axis (coronal/frontal plane); and axis 3 measured acceleration in the perpendicular axis (antero-posterior plane). The accelerometer measurements were configured for a time frame of 1 s.

In addition, we correlated the accelerometer data with the analysis of the video images that were taken simultaneously to check if the alterations numerically detected by the accelerometers were a reflection of the kinematic behavior of the body. For recording the trials a SONY HD video camera was chosen which was mounted and fixed on a tripod for measurements. A digital clock POLAR to record the time of each trial was used.

The acceleration data was sampled by a 12 bit analog to digital converter at rates of 100 Hz. Although low frequency allows eliminating any acceleration noise, which is important for the study of population groups who move slowly (i.e. the elderly), 100 Hz frequency was selected in order to achieve greater accuracy in the analysis of postural balance. Raw data was collected at the selected sample rate (100 Hz) and it was processed in the ActiLife software (Fig. 1). The accelerometers used in the tests were synchronized using a PC and ActiLife software.

Statistical analysis

The internal consistency reliability of the accelerometric measurement was evaluated using an average inter-item correlation test. The first step was to check whether the signals detected by the inertial sensors showed consistency among trials, both within and between subjects. The signals recorded by each sensor for all the trials for the same subject were compared. The inter-item correlation coefficient was calculated for each sensor and for all signals for each subject. This correlation served as an indicator of the degree to which the subject repeated the same accelerations between trials. The repeatability of the data for each individual was also evaluated.

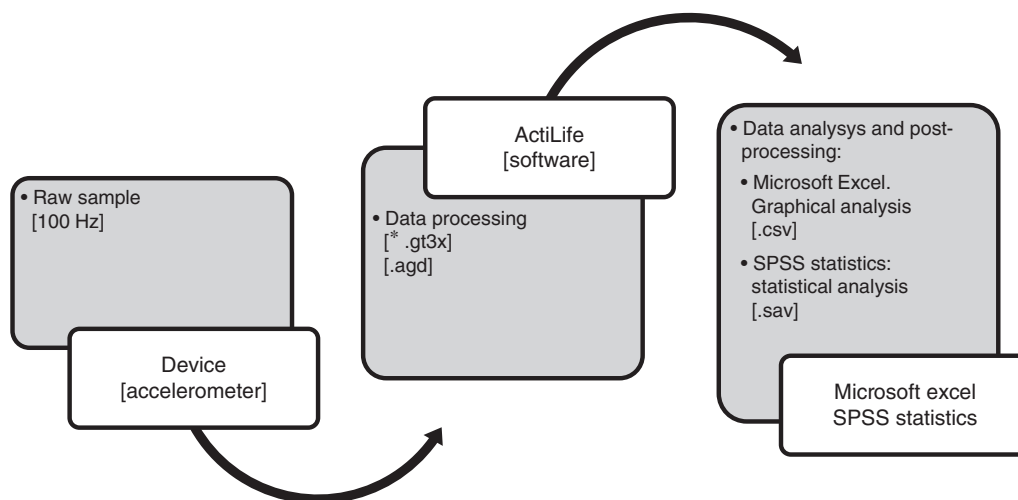


Fig. 1. Data collection and processing.

Descriptive statistics were used as a measure of central tendency and the standard deviation as a measure of dispersion. The Pearson’s *r* value was calculated to assess the correlation between the duration calculated using different sensors. The significance level was $P < 0.05$. All calculations were performed using SPSS for Windows version 17.0.

Results

The average inter-item correlation test was used to determine whether the accelerations measured by the inertial sensors had internal consistency, i.e., if the waveform was consistent between trials for the same subject. The results show that the devices located in L4 and L5 have more internal consistency than the device located in dorsal ($r = 0.76; 0.64; 0.6$; for vertical, sagittal and perpendicular axis, respectively). The devices located in L4 have a high correlation between trials ($r = 0.95; 0.74; 0.84$; for vertical, sagittal and perpendicular axis, respectively). The devices located in L5 have similar values of correlation than L4 ($r = 0.89; 0.78; 0.8$; for vertical, sagittal and perpendicular axis, respectively).

Is also interesting, to calculate the similarity of signals among subjects. The test calculates the correlation between each pair of signals and then calculates the average of all these resultant correlations. The results indicate that the L4 accelerations in sagittal ($r = 0.86$) and perpendicular ($r = 0.8$) axis show the greatest difference among subjects. In the contrary, the accelerations in dorsal and L5 obtain values of correlation among subjects between 0.5 and 0.72.

Table 1 shows the ranges and mean values for each axis and accelerometer placement. The accelerations obtained with the devices located in L5 correlated with those obtained with the accelerometers located in L4, $r = 0.88, p < 0.01$; and in dorsal, $r = 0.73, p < 0.01$, which means that the accelerations obtained with the devices located in L5 represent the 88% and the 73% of the results obtained with the accelerometers situated in L4 and dorsal, respectively. That is, placing the accelerometer on the L4 or the L5 will display similar results. The results of average correlations coefficients were calculated over all subjects for the three trials of each task.

The average accelerations study showed that the acceleration vector increased following the order of the trials. That is, cumulative effect of fatigue was observed. In the graphical representation of behavior movement angles, calculated from the accelerations, in DOLB test shows how the accelerations in the sagittal and vertical axes little gradually increase with each repetition.

The maximum accelerations were produced during the central seconds of the trial, regardless the repetition or the trial in progress, both in OLBCE as DOLB. This phenomenon can be observed graphically in Fig. 2 (circled in red) which represents the performance of a subject during the test OLBCE.

Meanwhile, the age did not correlate with the results of the gait analysis regarding the maximum accelerations and the average unbalance for the series two and three ($p > 0.05$). However, it was observed a correlation between the age and the average unbalance during the first series of the gait trial ($r = 0.4, p = 0.01$). The main duration of the gait trial for the three series was similar (series 1: 18.39 ± 3.45 s; series 2: 18.3 ± 3 s; series 3: 18.5 ± 5.68 s). Fatigue effects were not observed in the participants. There was a significant correlation between the age and the duration of the gait analysis for the three series (series 1: $r = 0.53, p < 0.01$; series 2: $r = 0.21, p < 0.01$; and series 3: $r = 0.2, p < 0.01$). Analyzing each axis separately, the waist circumference was only correlated with the average acceleration in all three axes in series 1 ($r = 0.79, p < 0.000$), while a positive correlation between the waist size and the acceleration on axis 1 for all the series of the gait trial always existed (Table 2).

With the study of the video images collected was observed that all events such as imbalances, foot supports, inclinations, falls, etc. corresponded to accelerations higher than 6 mG . This allowed to determine for each test the threshold above which there is an irreversible loss of balance, i.e. a fall. With the identified changes, we proceeded to determine the threshold for which the imbalance occurred in the three measurement points, taken as cutting parameters the alterations that caused an irreversible loss of balance.

Table 1
Ranges and mean values for each axis and accelerometer placement.

Variables	Dorsal	L4	L5
<i>Axis 1 (mG)</i>			
Max	78 ± 13	33.2 ± 15	34.4 ± 12.5
Min	7 ± 2	8.2 ± 3.5	2.9 ± 3.1
Mean	44.6 ± 14.8	36.9 ± 9.2	36.5 ± 10.3
<i>Axis 2 (mG)</i>			
Max	28.9 ± 11	49.6 ± 11.94	46.8 ± 12
Min	5 ± 4.1	5.2 ± 6.5	5.2 ± 2.6
Mean	25 ± 8.8	20 ± 9.3	19.6 ± 6.1
<i>Axis 3 (mG)</i>			
Max	53 ± 13.8	45.6 ± 12.7	48.5 ± 11.4
Min	10.8 ± 6	9.1 ± 4.2	8.8 ± 4.8
Mean	29.8 ± 9.2	20.2 ± 7.3	21 ± 6.6

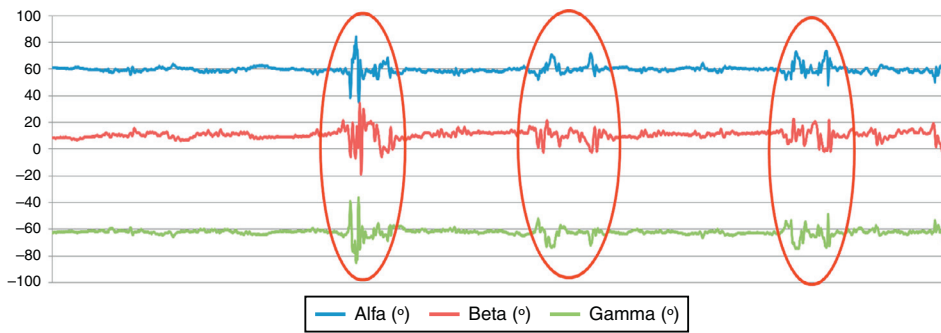


Fig. 2. Angles of measuring tilt during third trial of OLBCE [example of a participant].

Table 2
Results of the analysis of waist perimeter and average acceleration correlation in the three axes for the three gait series.

Accelerometric variable	Waist	
	Pearson's correlation	P value
<i>Series 1</i>		
Axis 1	-0.66	0.03*
Axis 2	0.56	0.02*
Axis 3	-0.83	0.001*
<i>Series 2</i>		
Axis 1	-0.4	0.02*
Axis 2	0.28	0.09
Axis 3	-0.54	0.08
<i>Series 3</i>		
Axis 1	-0.47	0.02*
Axis 2	0.4	0.07
Axis 3	-0.3	0.08

* The correlation is significant at level 0.05 [bilateral].

Discussion

Regarding the results obtained in relation to one leg balance with closed eyes (OLBCE), it was observed that the average acceleration in the acceleration vector for each accelerometer showed an increase between the first and last series. The same situation can be found in dynamic one leg balance tests (DOLB). These increases resulted in greater postural adjustments or corrections, which have caused, in the majority of cases (after analyzing the videos), an imbalance (loss of the support base due to the displacement of the CM projection) or have affected the foot support, which is in line with the inverted pendulum proposed by Winter et al.,¹ and is especially related to the multisegmental position.⁵ There are several causes for this increase in the values and among them fatigue is included.²² Fatigue seemed to occur mainly in the stabilizing muscles of the lower limb (abductors both in hip and ankle), altering the support base and forcing a readjustment of the column stabilizing musculature (oblique and column). However, after observing the acceleration data for the gait trial we can point out that this did not occur. Such data did not show that fatigue could alter normal gait, possibly because while walking it is more difficult to lose balance because the projection of the CM remains inside the supporting base that produce both lower limbs.

In addition, taking into account the average age of the sample (64–65 years old), regardless of the gait (there is no correlation between the age and the maximum accelerations and imbalances in this trial), it can be observed how this also affects the postural control, as previous studies that link the loss of postural control with age made by Martínez-Ramírez et al.²³ or Chen et al.²⁴ indicated.

Based on the results of the moment that presented the highest accelerations, it could be possible that all the participants (even despite their biological individuality) experience a common

critical phase during the trial that coincided with the central seconds of the same. Hereafter, a small acute adaptation of the neuromuscular system to the one leg balance stress could occur. Such acute adaptation would happen only during that interval and it would not transfer to the following trials. The fatigue generated may be related to greater accelerations during the last trials. However, a more analytical study may be needed, since there are no sources that can support this hypothesis.

Regarding the results, it is noteworthy the correlation between the waist perimeter or circumference and the execution time of all gait analysis and it was also particularly remarkable the fact that it always existed a relationship between the waist perimeter or circumference and the acceleration on the axis 1. Taking into account that axis 1 corresponds to the longitudinal axis of the body, and that this intersects with the horizontal plane, it is deduced that the waist circumference is associated with movements in this plane, that is, rotations. Such movements in the horizontal plane are part of the six normal gait determinants in which the studies of Hayot et al.²⁵ are based: specifically the pelvic rotation produced largely by the abdominal minor oblique activation (musculature that is part of the abdominal muscles). It is also worth mentioning that with age the responsiveness of the neuromuscular system is lower than in younger participants. This explains the high correlation between the age and the execution time of the gait analysis. However, this does not explain why the accelerations in the three axes are only related to the circumference in the first trial and not in all of them.

A plausible explanation for this phenomenon may be that a larger abdominal circumference (due to a more or less intense overweight) makes participants less agile.²⁶ Therefore, having too much body mass in the abdomen region where the CM of the individual is located, is a handicap for making rapid setting movements. But, on the contrary, it is not involved in the processes of fatigue or learning that appear with the repetitions and make the participants show higher or lower accelerations, respectively. That is why this phenomenon was only identified in the accelerations belonging to the first trial. Therefore, overweight makes older people less agile something that is highly relevant since the imbalances in real life (unlike in the lab environment) occur suddenly, without prior notice. The presence of a larger circumference warns that the ability to respond to an imbalance will be restricted. On the contrary, the times were improved perhaps by the effect of trust that produces learning the journey.

The analyses of the images are an added value to this study because it allowed to correlate the kinematic data with the videos of the tests. After analyzing all the videos of the trials, it was observed that of the total recorded incidents, approximately over 60% were imbalances and foot supports and nearly 90% were produced by small inclinations in the front plane (swinging) both of the trunk and the hip.

Due to the high correlation between the data of the three devices, the entire analysis could be reduced to a single

accelerometer. Furthermore, these data corresponded to those obtained by the accelerometers in those time intervals which marked accelerations above 6g in the vector module. Therefore, it can be affirmed that the balance is multisegmental and involves a constant readjustment of the neuromuscular system. Moreover, factors such as age and fatigue can be determinants. It is also noteworthy that falls (total loss of the projection of the CM without the possibility to recover it) are rare for this sample of healthy population, in accordance with other studies.

However, it should be clarified that after observing the gait analysis, fatigue does not appear to influence this action in respect to balance, and only age alters the participants' execution time. In addition, in absence of obstacles, there were no falls, unlike what had happened with the one leg balance (OLBCE and DOLB) tests. Also, here it could be noted that the waist circumference influences the pelvic rotation, which is one of the normal gait determinants.

Regardless of the stated above, the combination of the records of different anatomical points as a biomechanical assessment method would describe how somatosensory-visual and vestibular information is integrated to maintain stability and can be an avenue of research in the future. Therefore, the accelerometer needs to be incorporated public health for the many possibilities that it offers to the health services such as improving the evaluation methods and the design of programs to improve physical health.

In what future lines are concerned, contributing to the accelerometric analysis can open many areas of study in the field of health and physical exercise. Precisely these studies can contribute to the approach between these two areas of knowledge (so far in the legislative sphere). The knowledge of the human balance (which implies the proprioceptive system) can help in the research of improvement programs for different purposes (more similar to the motor sciences) or rehabilitation (closer to the health branch), through methods that were initially part of a single area of knowledge and became multidisciplinary.

Although, the accelerometric data obtained in L4 and L5 have often been used arbitrarily for balance evaluation, actually there are differences in the records that made. This differences detected respond to the various mechanical demands that they are exposed and the different structural relationships they maintain with the pelvis: L5 is directly exposed to the shear forces over the sacral base and it tends to be affected by the movements of rotation of the sacrum. Thus, and in order to facilitate the biomechanical analysis of the body changes, in a defined space and to avoid introducing an extraneous variable that represents the intrinsic mobility of the pelvic girdle, we recommend to choose the fourth lumbar vertebra as a suitable place for the kinematic registration.

Ethical approval

Protection of human and animal subjects. The authors declare that the procedures followed were in accordance with the regulations of the responsible Clinical Research Ethics Committee and in accordance with those of the World Medical Association and the Helsinki Declaration.

Confidentiality of data. The authors declare that they have followed the protocols of their work centre on the publication of patient data.

Right to privacy and informed consent. The authors must have obtained the informed consent of the patients and/or subjects mentioned in the article. The author for correspondence must be in possession of this document.

Conflicts of interest

The authors have no conflicts of interest to declare.

References

1. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193–214.
2. Klassen L, Schachter C, Scudds R. An exploratory study of two measures of free-living physical activity for people with multiple sclerosis. *Clin Rehabil*. 2008;22(3):260–71.
3. Damavandi M, Dalleau G, Stylianides G, Rivard CH, Allard P. Head and trunk mass and center of mass position estimations in able-bodied and scoliotic girls. *Med Eng Phys*. 2013;35(11):1607–12.
4. Mapelli A, Zago M, Fusini L, Galante D, Colombo A, Sforza C. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. *Gait Posture*. 2014;39(1):460–5.
5. Hodges P, Gurfinkel V, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res*. 2002;144(3):293–302.
6. Rogers ME, Rogers NL, Takeshima N, Islam MM. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Prev Med*. 2003;36(3):255–64.
7. Mayolas Pi C, Villarroya Aparicio A, Reverter Masia J. Lateralidad de miembro inferior y su relación con la distribución de las presiones plantares en el equilibrio estático. *RETOS*. 2011;20:5–8.
8. Turcot K, Allet L, Golay A, Hoffmeyer P, Armand S. Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(9):716–21.
9. Whitney S, Roche J, Marchetti GF, Lin CC, Steed DP, Furman GR, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance. *Gait Posture*. 2011;33(4):594–9.
10. Lindemann U, Moe-Nilssen R, Nicolai SE, Becker C, Chiari L. Assessment of balance in unsupported standing with elderly inpatients by force plate and accelerometers. *Aging Clin Exp Res*. 2012;24(1):37–41.
11. Duncan G, Currie GD, Evans AL, Gartnave WG. Gait analysis: a step in the right direction. *Clin Rehabil*. 1992;6(2):111–6.
12. van Schooten KS, Rispens SM, Elders PJ, van Dieën JH, Pijnappels M. Toward ambulatory balance assessment: estimating variability and stability from short bouts of gait. *Gait Posture*. 2014;39(2):695–9.
13. Yang CC, Hsu YL, Shih KS, Lu JM. Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors (Basel)*. 2011;11(8):7314–26.
14. Kuramatsu Y, Muraki T, Oouchida Y, Sekiguchi Y, Izumi S. Influence of constrained visual and somatic senses on controlling centre of mass during sit-to-stand. *Gait Posture*. 2012;36(1):90–4.
15. Forsell C, Halvorsen K. A method for determining minimal sets of markers for the estimation of center of mass, linear and angular momentum. *J Biomech*. 2009;42(3):361–5.
16. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(4–5):320–7.
17. Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, Hermens H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture*. 2002;16(1):55–9.
18. Marchetti GF, Bellanca J, Whitney SL, Lin JC, Musolino MC, Furman GR, et al. The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior–posterior postural sway under various sensory conditions: test–retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *J Vestib Res*. 2013;23(4–5):227–35.
19. Kim SC, Kim MJ, Kim N, Hwang JH, Han GC. Ambulatory balance monitoring using a wireless attachable three-axis accelerometer. *J Vestib Res*. 2013;23(4–5):217–25.
20. Hu H, Li Z, Yan J, Wang X, Xiao H, Duan J, et al. Anthropometric measurement of the Chinese elderly living in the Beijing area. *Int J Ind Ergonomics*. 2007;37(4):303–11.
21. Gangnet N, Pomero V, Dumas R, Skalli W, Vital JM. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surg Radiol Anat*. 2003;25(5–6):424–33.
22. McGregor SJ, Armstrong WJ, Yaggie JA, Bollt EM, Parshad R, Bailey JJ, et al. Lower extremity fatigue increases complexity of postural control during a single-legged stance. *J Neuroeng Rehabil*. 2011;8:43.
23. Martínez-Ramírez A, Lecumberri P, Gómez M, Rodríguez-Mañas L, García FJ, Izquierdo M. Frailty assessment based on wavelet analysis during quiet standing balance test. *J Biomech*. 2011;44(12):2213–20.
24. Chien HL, Lu TW, Liu MW. Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center of pressure during high-heeled gait. *Gait Posture*. 2013;38(3):391–6.
25. Hayot C, Sakka S, Lacouture P. Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Hum Mov Sci*. 2013;32(2):279–89.
26. Guallar-Castillón P, Balboa-Castillo T, López-García E, León-Muñoz LM, Gutiérrez-Fisac JL, Banegas JR, et al. BMI, waist circumference, and mortality according to health status in the older adult population of Spain. *Obesity (Silver Spring)*. 2009;17(12):2232–8.

ANEXO N°5: QUANTIFICATION OF THE BALANCE DETERIORATION IN WOMEN BY ACCELEROMETERS

El estudio “*Quantification of the balance deterioration in women by accelerometers*” ha sido aceptado para su futura publicación en *Journal of Women & Aging* con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, Romo-Pérez V, Arce ME, García-Soidán JL. Quantification of the balance deterioration in women by accelerometers. *J Women Aging*. 2018; 30 (1).

JOURNAL OF WOMEN & AGING
A Taylor & Francis Group academic publication

Dr. J. Dianne Garner, Editor
diannegarner@verizon.net

January 23, 2017

Dear Ms. Leiros-Rodriguez:

Your manuscript, *Quantification of the balance deterioration in women by accelerometers*, has been accepted for publication. Your article is scheduled to appear volume 30, issue 1 in the spring of 2018 and will be published online prior to that time. Taylor & Francis will notify you when your article is available on line.

Sincerely,

Dr. Dianne Garner, Editor
Journal of Women & Aging

Quantification of the balance deterioration in women by accelerometers.

Raquel Leirós-Rodríguez, Vicente Romo-Pérez, María Elena Arce, and José L. García-Soidán.

Abstract

This work presents a simple methodology for the evaluation of gait with accelerometers, for rapid and simple application. The sample was composed of 145 healthy adult and older women. They walked with a triaxial accelerometer at the 4th lumbar vertebra for a distance of 20 meters. The vector accelerations in the three planes of space, and, specially, the magnitude of the accelerations in the medio-lateral axis (where occur the lateral flexion of the trunk) are the most important parameters. Accelerometry is capable of detecting differences in gait in different age groups and allows for the detailed analysis of movements.

Keywords: Postural control; Balance assessment; Accelerometer; Falls.

1.Introduction

Every year, an estimated 30%–40% of patients over the age of 65 will fall at least once, and approximately half of those who fall do so repeatedly (Rubenstein, 2006). Early diagnosis of the deterioration of balance allows for a reduction of the number of falls in the elderly. These are a direct source of morbidity and mortality from the resulting injuries. Indirectly, there are also important psychosocial consequences, including the fear of falling and self-isolation imposed on elders after a fall (Bradley, 2011; Rubenstein, 2006). As a result of these data, the United Nations says: "Global changes are needed to adapt health systems to provide the highest levels of health and well-being for older people. The World Health Organization emphasizes that these changes do not have to imply exorbitant increases in the health budgets. In fact, for the adequate management of health care expenditures, changes related to technology, and habits and attitudes towards health care are more important than population aging" (United Nations

Department of Economic and Social Affairs, 2015). New methods of early diagnosis are necessary to facilitate the incorporation of older women into balance training programs and to evaluate the effectiveness of these programs.

These new methods must be sensitive to small changes in the functioning of the postural control system, but the multifactorial nature of the balance impedes the quantitative and reliable evaluation of this ability in clinical practice. In this environment, the evaluation of balance deterioration has been carried out through static equilibrium tests and functional tests with proven validity and reliability (Freitas, Wiczorek, Marchetti, & Duarte, 2005; Isles, Choy, Steer, & Nitz, 2004). But the tasks that are usually evaluated are very simple and it is easy for the individual to reach maximum scores on them. This implies that balance limitations are detected when the individual manifests a significant reduction in postural control (Blum & Korner-Bitensky, 2008; Boulgarides, McGinty, Willett, & Barnes, 2003; Paul et

al., 2013).

Thus, in the outpatient setting, there is no method that allows early detection of small changes caused by the aging process, improvements in postural control resulting from training and rehabilitation programs or the functional decline resulting from degenerative diseases. Therefore, the transition to a new method of objective and accurate diagnosis will lead to a substantial improvement in the early detection of impaired balance.

Therefore, a reduction in the incidence of falls and injuries resulting from them can result in a major decline in costs to the healthcare system (Bradley, 2011). Identifying factors that impair posture stability is critical when designing interventions to maintain independence and mobility. This is especially important for women because of their longer life expectancy and a greater incidence of falls than men (Clegg, Young, Iliffe, Rikkert, & Rockwood, 2013).

Research studies have mostly based their results on analyses conducted with force platforms and electronic walkway (Hollman, McDade, & Petersen, 2011; Pajala et al., 2008). This tool provides results based on the behaviour of the centre of pressure of the body. This parameter has been linked to the risk of falling, but it is not a reflection of the overall performance of the body in space (Laughton et al., 2003; Rogers, Rogers, Takeshima, & Islam, 2003).

An alternative, low-cost, portable method that is easy to apply to the analysis of cinematic movements of the individual is the use of accelerometers (Rubenstein, 2006). These can quantify the movements of any body segment and for the study of equilibrium, are fundamentally based on the behaviour of the individual's centre of mass (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Moe-Nilssen & Helbostad, 2004). Previous studies showed the sensitivity of these devices to small changes in postural control

systems (Helbostad, Askim, & Moe-Nilssen, 2004; Moe-Nilssen & Helbostad, 2004; Winter, 1995). Gait analysis based on the study of the acceleration of the body has been a valid and reliable method of predicting of the risk of falling or discerning population subgroups (Bautmans, Jansen, Van Keymolen, & Mets, 2011; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003; Senden, Grimm, Heyligers, Savelberg, & Meijer, 2009). The study of body kinematics facilitates the detection of alterations in the gait of the early when they are not yet detectable through visual analysis (Kang & Dingwell, 2009; Thiede et al., 2015).

The use of accelerometers in research allows us to identify gait characteristics that provide additional information about the women's degree of functionality or the risk of suffering a fall. In addition, it is a more objective alternative than the use of clinical assessment scales (Hartmann, Luzi, Murer, de Bie, & de Bruin, 2009; Lowry, Lokenvitz, & Smiley-Oyen, 2012; Senden, Savelberg, Grimm, Heyligers, & Meijer, 2012).

Therefore, this work presents a methodology for the evaluation of gait with accelerometers, for quick and easy application, in which we employ current balance tests in clinical practice. The aim of this cross-sectional is to determine whether the accelerometric valuation of gait can detect alterations in balance.

2. Patients & Methods

2.1. Participants

The simple random sample was composed of 145 adult healthy women with an average age of 63.8 (SD: 8.4) years and an age range between 45 and 85 years. The following inclusion criteria were used: a) profile of physical activity between one and two days per week; (b) walking between 30 and 90 min four days per week.

The exclusion criteria were: (a) the inability to perform the gait independently, (b) the use of external orthopaedic elements to maintain

bipodal static balance with eyes open for 60 s (e.g., walkers or canes), (c) the presence of any contraindication or illness that prevents the participant from undergoing any tests for the evaluation, (d) not reaching the maximum score on the Berg Balance Scale and Tinetti Test. Both tests present evidence that supports their ability to predict future falls in the elderly. However, they are not able to detect the early deterioration of balance (Lin et al., 2004).

2.2. Instruments

To measure acceleration, we used a triaxial accelerometer ActiGraph GT3X+® (ActiGraph, Florida, United States). The small dimensions of the modules (4.6 x 3.3 x 1.5 cm), attached to its low weight (19 grams), make of these devices a good choice to evaluate changes in body position in an outpatient environment.

Because accelerometric measurement is only interested in movements that can be attributed to human activity and not the environment under vibration, the signal detected by the accelerometer must pass through a filter before being processed. This threshold makes the device's measurement capability appear limited, especially when it comes to the analysis of populations of persons of advanced age, in which the movements are of a smaller amplitude. Therefore, the selected frequency was 30 Hz. In addition, when working with a low frequency, the noise from the signal is more effectively eliminated. Accelerometers provide data on the movements along all three dimensions: vertical axis (where occur the flexion and extension movements); medio-lateral axis (where occur the lateral flexion of the trunk and the abduction-adductions of limbs); and, perpendicular axis (where occur the rotations). Furthermore, we calculated the total accelerations in the three axes of space through root mean square (RMS) of them. The RMS is a representative measurement of the

central tendency of the vector of accelerations. The vector is a parameter representative of the energy or "force" of a signal, in this case, three simultaneous accelerometric signals (one on each axis). The accelerometer measurements were configured for the time frame of 1 s.

2.3. Procedure

All subjects gave written informed consent prior to their participation in the study, in accordance with the Declaration of Helsinki (rev. 2013). Ethical approval was obtained from the Ethics Commission of the Faculty of Education and Sport Sciences of the University of Vigo (Spain, code: 3-0406-14).

The tests were performed on barefooted subjects with socks and comfortable clothing, allowing them to perform the tests comfortably.

The accelerometer was placed directly on the skin at the height of the spinous process of the fourth lumbar vertebra. The locking device was secured with an adjustable belt and hypoallergenic adhesive tape to ensure that the device did not move independently of the trunk of the subject during the performance of the tests.

The participants were asked to travel a distance of 20 m, divided into two sections of out and back. The beginning and end points of rotation of the drive were properly marked. The test was repeated three times separated by intervals of 30 s to prevent the effect of lower limb muscle fatigue (Hartmann et al., 2009). The balance tests in clinical practice were conducted on the same day as the accelerometric measures. The procedure of the study is represented in the Figure 1.

2.4. Clinical Indicators

(a) Timed Up and Go (TUG): is a clinical test that evaluates progress in alternating from a sitting to a standing position. It was chosen because it correlates with factors

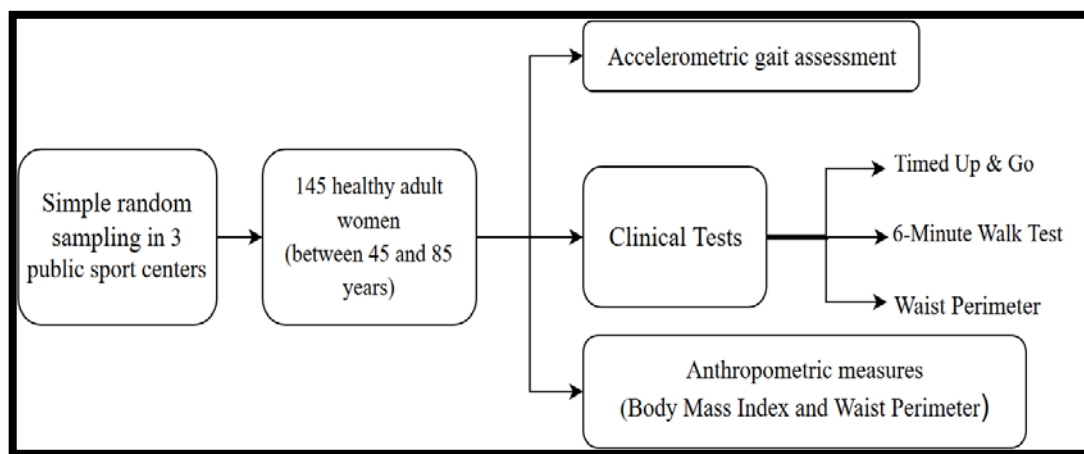


Figure 1. Study procedure

such as the risk of fall or the degree of dependence (Bischoff et al., 2003).

(b) Chair Stand Test (CST): evaluates the strength of the lower limbs through the number of transfers from sitting to the standing position, and vice versa, that the subjects were able to perform in 30 s. This test has been correlated with the risk of falling and the steady state (Cho, Bok, Kim, & Hwang, 2012).

(c) 6-Minute Walk Test (6MW): is used to measure the maximum distance that a person can walk in 6 min. This test is a useful integrated measure of mobility (Steffen, Hacker, & Mollinger, 2002).

(d) Body Mass Index (BMI) and Waist Perimeter (WP): both anthropometric variables were chosen for their relationship with the state of physical health in older people (López, Fernández-Ballesteros, Zamarron, & López, 2011).

2.5. Statistical Analysis

For the analysis of the results, the sample was divided into three age groups: G1, between 45 and 60 years ($n = 38$); G2, between 61 and 70 years ($n = 72$) and G3, between 71 and 85 years ($n = 35$). The mean of the three times of the test was used for the analysis. Descriptive statistics were used the media as a measure of central tendency and the standard deviation as a measure of dispersion. Analysis of variance (ANOVA) with the Bonferroni correction was used to test for the significance of the differences

between groups. We used linear regression models using the accelerometric means outcomes (dependent variable), TUG (independent variables) along with adjustments for age. All calculations were performed using SPSS for Windows version 17.0 and the significance level was $p = 0.05$.

3. Results

There were no significant differences between groups for weight, BMI or CST. Among the groups G2 and G3, there were differences in 6MW. Only the TUG identified differences between the three age groups (Table 1).

There was a reduction in the values of acceleration recorded along all three axes and in RMS as age increased (Table 2). This reduction was very significant for the minimum values registered along vertical and transverse axes and for the maximum values along medio-lateral axis. Only the maximum values of the RMS demonstrated significant differences among the three age groups. The average duration of three attempts revealed a difference between G3 and the other two, but did not find a significant difference between G1 and G2.

The correlations of the TUG with the accelerometric variables showed differences according to age group. On the G1, the TUG was associated with the maximum value of perpendicular axis ($r: -0.63; P < 0.01$). In the G2 and G3, the TUG was associated with the maximum value of RMS (G2: $r: -0.52, P <$

Table 1. Descriptive statistics of anthropometric and clinical variables. Values are reported as mean (SD).

Variables	All (n=145)	G1 (n=38)	G2 (n=72)	G3 (n=35)
Age (years)	63.8 (8.4)	53.4 (5.3) ^{a**, b**}	64.2 (2.7) ^{a**, c**}	74.2 (4.6) ^{b**, c**}
Weight (kg)	65.6 (10.1)	63 (7.6)	66.4 (11.1)	66.5 (10.1)
Height (cm)	153.9 (5.4)	155.6 (5) ^{b*}	154 (5.5)	151.8 (5.2) ^{b*}
Body Mass Index (kg/m ²)	27.6 (4.1)	26 (3.3)	28 (4.7)	28.3 (3.2)
Waist perimeter (cm)	91.5 (8.8)	85.2 (6) ^{a*, b*}	92.5 (8.9) ^{a*}	94.5 (8.3) ^{b*}
Timed Up & Go Test (s)	6.1 (1)	5.6 (0.8) ^{a*, b**}	6.1 (0.8) ^{a*, c*}	6.7 (1.3) ^{b**, c*}
Chair Stand Test (rep)	20.5 (5.3)	21.5 (5.3)	20.1 (5.5)	20 (4.9)
6-Minutes Walk Test (m)	588.4 (84.5)	610.2 (58.7) ^{b*}	594.8 (92.7) ^{c*}	551.7 (81.3) ^{b*, c*}

^a: compare G1 vs G2; ^b: compare G1 vs G3; ^c: compare G2 vs G3; *P value < 0.05; **P value < 0.001

0.001; G3: r: -0.71, $P < 0.001$). All groups correlated the TUG with the duration of the accelerometric test (G1: r: 0.71; G2: r: 0.68; G3: r: 0.81; $P < 0.001$ for all groups).

Correlations with the 6MW were significant in the G1, with maximum values of medio-lateral axis (r: 0.65; $P < 0.01$), perpendicular axis (r: 0.72; $P < 0.001$), and RMS (r: 0.54; $P < 0.05$). Correlations of the CST with the accelerometric variables showed significant correlations in the G3 with the maximum

value of medio-lateral axis (r: 0.69; $P < 0.001$) and the duration of the test (r: -0.68; $P < 0.001$).

The weight was correlated with the minimum value of RMS in the G3 (r: -0.54; $P < 0.05$). BMI was correlated with the minimum value of vertical axis (r: -0.65; $P < 0.05$) and RMS (r: 0.5; $P < 0.05$) in the G3. Waist circumference was not correlated with the accelerometric variables in the analysis by group through a model of linear

Table 2. Ranges and mean values for each axis and RMS. Values are reported as mean (SD).

Variables	All (n=145)	G1 (n=38)	G2 (n=72)	G3 (n=35)	
Vertical axis (G)	Maximun	61.5 (16.3)	68 (19.3) ^{b**}	61.7 (15)	54.4 (12.5) ^{b**}
	Minimum	4.1 (5)	7 (7.2) ^{a**, b**}	3.2 (3.6) ^{a**}	2.9 (3.1) ^{b**}
	Mean	39.3 (12.3)	43.4 (14.2) ^{b*}	39.9 (11.2) ^{c*}	33.5 (10.3) ^{b*, c*}
Medio-lateral axis (G)	Maximun	48.6 (12.9)	53.9 (15.1) ^{a*, b*}	47.6 (10.9) ^{a*}	44.8 (12.8) ^{b*}
	Minimum	5.5 (3.7)	6.5 (4.6) ^{b*}	5.6 (3.5)	4.2 (2.6) ^{b*}
	Mean	20.7 (6.9)	22.5 (8) ^{b*}	20.9 (6.3)	18.6 (6.1) ^{b*}
Perpendicular axis (G)	Maximun	41.6 (11.6)	45.3 (13.3) ^{b*}	41.1 (10.7)	38.5 (10.4) ^{b*}
	Minimum	6.9 (5.6)	10 (6.9) ^{a**, b**}	6.1 (4.9) ^{a**}	5.1 (3.6) ^{b**}
	Mean	24.2 (8.2)	28 (9.2) ^{a*, b*}	23.5 (7.8) ^{a*}	21.5 (6.6) ^{b*}
Total accelerations (Root Mean Square) (G)	Maximun	76.6 (16.1)	84.9 (19.6) ^{a*, b**}	76.4 (13.6) ^{a*, c*}	68.2 (12.1) ^{b**, c*}
	Minimum	23.7 (10.8)	27.6 (13.1) ^{b*}	23.2 (9.7)	20.5 (9) ^{b*}
	Mean	54.7 (12.7)	60.5 (15.3) ^{b**}	54.9 (10.9) ^{c*}	48 (9.7) ^{b**, c*}
Duration (s)	Mean	16.4 (2.5)	15.6 (2.2) ^{b*}	16.3 (2) ^{c*}	17.5 (3.1) ^{b*, c*}

Note. ^a: compare G1 vs G2; ^b: compare G1 vs G3; ^c: compare G2 vs G3; *P value < 0.05; **P value < 0.01; ***P value < 0.001

regression for the TUG (Table 3), it was observed that the accelerometric variables that most explained the results of the test were the minimum values of the three axes. To adjust the results of the model for variable age, the options that provided more information were the minimum value of vertical axis and the maximum values of medio-lateral and perpendicular axes and RMS.

4. Discussion

The aim of this paper was to determine whether the accelerometric assessment of gait is able to detect alterations related to natural aging in a population of adult women and older adults. The results suggest that accelerometry is capable of detecting differences in gait in different age groups.

The correlations we found between clinical variables are consistent with previous research, such as one study that found TUG to be correlated with age (Mizuike, Ohgi, & Morita, 2009). This test was also correlated with the time that it took subjects to complete the test with the accelerometer. Among the clinical trials employed, only the

TUG displayed significant differences for all groups. The correlation of the TUG test with maximum RMS values is consistent with earlier results, as both parameters have been linked to the risk of falling (Rispen et al., 2015a). Correlations by groups of clinical variables with the axes of space showed a greater dependence on the larger groups with lower limb strength and anthropometry (weight and BMI). These results are consistent with the literature, where the risk of falling is related to a loss of strength and lean mass in the lower limbs found on numerous occasions (Goodpaster et al., 2006).

In terms of the individual analysis of each axis, the role played by movement in the medio-lateral axis is noteworthy. In this sample, there is a reduction of acceleration in this axis as age increases. Previously, this has been related to exaggerated rolling in the medio-lateral axis during movement with compensation associated with deterioration (Bautmans et al., 2011). This deterioration is due to the rigidity of the pelvic girdle and breaks with the physiological premise of the principle of energy economy.

Table 3. Linear regression models for Timed Up & Go Test (continuous variable)

Variables Included		Crude		Adjusted for variable Age	
		B	SE	B	SE
Vertical axis	Maximun	-0.02***	0.004	-0.01**	0.004
	Minimun	-0.07***	0.016	-0.04**	0.015
	Mean	-0.02***	0.007	-0.01*	0.006
Medio-lateral axis	Maximun	-0.03***	0.006	-0.02***	0.006
	Minimun	-0.06**	0.022	-0.04	0.02
	Mean	-0.02	0.02	-0.03	0.01
Perpendicular axis	Maximun	-0.04***	0.007	-0.03***	0.006
	Minimun	-0.06***	0.014	-0.03*	0.014
	Mean	-0.04***	0.01	-0.02*	0.01
Total acelerations (Root Mean Square)	Maximun	-0.03***	0.004	-0.02***	0.005
	Minimun	-0.03***	0.008	-0.02*	0.007
	Mean	-0.03***	0.006	-0.02***	0.006
Duration	Mean	0.06***	0.015	0.06***	0.002

Note. **P* value < 0.05; ***P* value < 0.01; ****P* value < 0.001

Accelerations in the medio-lateral axis and the total accelerations (RMS) have previously been strongly associated with the risk of falling (Rispen et al., 2015a). Consistent with these findings, the maximum values of medio-lateral axis and the minimum values of the RMS are directly correlated with lower limb strength and body volume in the older age group. In relation to movements in the perpendicular axis, the increase in these is also consistent with the absence of pathologies in the sample. The increase in accelerations at this level has been associated with the need to exert a thrust forward from the trunk due to weakness or fatigue of the lower body (Kavanagh, 2009).

The regression model allowed us to identify the values that give more information on the gold standard of clinical balance. Its result identified the maximum values of RMS and medio-lateral axis as the most important (as well as the analysis of the accelerometric and clinical correlations), in addition to the minimum values of vertical axis.

Accelerations and speed were reduced as age increased as a result of the increased cadence and reduced stride length (Menz et al., 2003; Senden et al., 2012). This fact is consistent with previous observations that speed is reduced with aging, even in the absence of pathology (Ogaya, Iwata, Higuchi, & Fuchioka, 2016; Senden et al., 2009). In addition, the ability to effectively respond to disturbances is maintained, even in the G3, as the recorded accelerations were not increased along any of the axes (Rispen et al., 2015b).

The results indicate that during aging and in the absence of pathology, speed and accelerations are reduced. The decreases in speed renders the individual more sensitive to falls. However, this occurs to maintain stability despite aging-associated alterations in neuromotor, muscular and proprioceptive function (Kavanagh, 2009). However, if the recorded accelerations do not increase, the

sequencing of the gait has not been altered (Matsumoto et al., 2015; Rispen et al., 2015a). This instrument allows us to identify early changes in spatiotemporal gait parameters. Its use will enable early diagnosis of signs related to physical and mental deterioration (Hollman et al., 2011; Ojagbemi, D'Este, Verdes, Chatterji, & Gureje, 2015).

The results show that, in women older than 71 years, and without associated structural pathologies, body volume is related to gait speed and movements. The use of accelerometers can help early identification of gait disturbances. These devices can be easily used clinically in older women to identify the risk of falling prematurely and, especially, in those that show functional limitations and/or weight gain.

This study has several limitations. First, because of the small sample size, the results have low generalizability. The second limitation is the absence of males in the sample. The third is the lack of longitudinal data to directly evaluate the deterioration in balance. Other limitation are consequence of the cross-sectional design: this study does not help determine cause and effect. Nevertheless, this study confirms the diagnostic ability of accelerometers to assess balance: if it detects significant differences between women with natural signs of aging (easily masked with compensatory movements), they will also be able to detect pathological deterioration states early.

5. Conclusions

The results suggest that accelerometry is capable of detecting differences in gait between different age groups and allows for the analysis of detailed movements along the three axes of space.

In the study of healthy people where the variability in the duration of the test is small, the analysis of each of the axes can be a source of early diagnosis of deterioration of balance. An exhaustive analysis of the

minimum values of vertical axis and the maximum values of medio-lateral axis and the total accelerations allows for the detection of early alterations in the automatic gait pattern.

Author Contributions

All authors contributed to the scientific brainstorming, planning and writing process of the article.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflict of interest.

6. References

- Bautmans, I., Jansen, B., Van Keymolen, B., & Mets, T. (2011). Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait & Posture*, 33(3), 366-372.
- Bischoff, H. A., Stahelin, H. B., Monsch, A. U., Iversen, M. D., Weyh, A., von Dechend, M., . . . Theiler, R. (2003). Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing*, 32(3), 315-320.
- Blum, L., & Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the berg balance scale in stroke rehabilitation: A systematic review. *Physical Therapy*, 88(5), 559-566.
- Boulgarides, L. K., McGinty, S. M., Willett, J. A., & Barnes, C. W. (2003). Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 83(4), 328-339.
- Bradley, S. M. (2011). Falls in older adults. *Mount Sinai Journal of Medicine: A Journal of Translational and Personalized Medicine*, 78(4), 590-595.
- Cho, K. H., Bok, S. K., Kim, Y., & Hwang, S. L. (2012). Effect of lower limb strength on falls and balance of the elderly. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(3), 386-393.
- Clegg, A., Young, J., Iliffe, S., Rikkert, M. O., & Rockwood, K. (2013). Frailty in elderly people. *The Lancet*, 381(9868), 752-762.
- Freitas, S. M., Wieczorek, S. A., Marchetti, P. H., & Duarte, M. (2005). Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait & Posture*, 22(4), 322-330.
- Goodpaster, B. H., Park, S. W., Harris, T. B., Kritchevsky, S. B., Nevitt, M., Schwartz, A. V., . . . Newman, A. B. (2006). The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(10), 1059-1064.
- Hartmann, A., Luzi, S., Murer, K., de Bie, R. A., & de Bruin, E. D. (2009). Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait & Posture*, 29(3), 444-448.
- Helbostad, J. L., Askim, T., & Moe-Nilssen, R. (2004). Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 993-999.
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture*, 34(1), 111-118.
- Isles, R. C., Choy, N. L., Steer, M., & Nitz, J. C. (2004). Normal values of balance tests in women aged 20–80. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(8), 1367-1372.
- Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2009). Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in

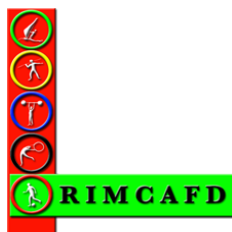
- young and older adults. *Gait & Posture*, 30(2), 260-263.
- Kavanagh, J. J. (2009). Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 6, 9-0003-6-9.
- Laughton, C. A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J. F., Kerrigan, D. C., . . . Collins, J. J. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: Physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture*, 18(2), 101-108.
- Lin, M., Hwang, H., Hu, M., Wu, H. I., Wang, Y., & Huang, F. (2004). Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and tinetti balance measures in community-dwelling older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(8), 1343-1348.
- López, P. M., Fernández-Ballesteros, R., Zamarron, M. D., & López, S. R. (2011). Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach. *Journal of Biosocial Sciences*, 43, 597-610.
- Lowry, K., Lokenvitz, N., & Smiley-Oyen, A. (2012). Age-and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait & Posture*, 35(2), 272-276.
- Matsumoto, H., Makabe, T., Morita, T., Ikuhara, K., Kajigase, A., Okamoto, Y., . . . Hagino, H. (2015). Accelerometry-based gait analysis predicts falls among patients with a recent fracture who are ambulatory: A 1-year prospective study. *International Journal of Rehabilitation Research*, 38(2), 131-136.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture*, 18(1), 35-46.
- Mizuike, C., Ohgi, S., & Morita, S. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait & Posture*, 30(1), 60-64.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait & Posture*, 16(1), 60-68.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 37(1), 121-126.
- Ogaya, S., Iwata, A., Higuchi, Y., & Fuchioka, S. (2016). The association between intersegmental coordination in the lower limb and gait speed in elderly females. *Gait & Posture*, 48, 1-5.
- Ojagbemi, A., D'Este, C., Verdes, E., Chatterji, S., & Gureje, O. (2015). Gait speed and cognitive decline over 2 years in the ibadan study of aging. *Gait & Posture*, 41(2), 736-740.
- Pajala, S., Era, P., Koskenvuo, M., Kaprio, J., Tormakangas, T., & Rantanen, T. (2008). Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(2), 171-178.
- Paul, S. S., Canning, C. G., Sherrington, C., Lord, S. R., Close, J. C., & Fung, V. S. (2013). Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with parkinson's disease. *Movement Disorders*, 28(5), 655-662.
- Rispens, S. M., van Schooten, K. S., Pijnappels, M., Daffertshofer, A., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2015a). Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Research Protocols*, 4(1), e4.

- Rispens, S. M., van Schooten, K. S., Pijnappels, M., Daffertshofer, A., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2015b). Identification of fall risk predictors in daily life measurements: Gait characteristics' reliability and association with self-reported fall history. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(1), 54-61.
- Rogers, M. E., Rogers, N. L., Takeshima, N., & Islam, M. M. (2003). Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Preventive Medicine*, 36(3), 255-264.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, ii37-ii41.
- Senden, R., Grimm, B., Heyligers, I., Savelberg, H., & Meijer, K. (2009). Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait & Posture*, 30(2), 192-196.
- Senden, R., Savelberg, H., Grimm, B., Heyligers, I., & Meijer, K. (2012). Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait & Posture*, 36(2), 296-300.
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-minute walk test, berg balance scale, timed up & go test, and gait speeds. *Physical Therapy*, 82(2), 128-137.
- Thiede, R., Toosizadeh, N., Mills, J. L., Zaky, M., Mohler, J., & Najafi, B. (2015). Gait and balance assessments as early indicators of frailty in patients with known peripheral artery disease. *Clinical Biomechanics*, 32, 1-7.
- United Nations Department of Economic and Social Affairs,. (2015). Population division. Retrieved from <http://www.un.org/en/development/desa/population/>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.

ANEXO N°6: ASSOCIATIONS BETWEEN BODY COMPOSITION AND MOVEMENTS DURING GAIT IN WOMEN

El estudio “*Associations between body composition and movements during gait in women*” ha sido aceptado para su futura publicación en la Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, Romo-Pérez V, Arce ME, García-Soidán JL. Associations between body composition and movements during gait in women. *Rev Int Med Cienc Act Fís Dep*.



**REVISTA INTERNACIONAL DE MEDICINA Y
CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE**

**INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICINE AND
SCIENCE OF PHYSICAL ACTIVITY AND SPORT**

D. Vicente Martínez de Haro, director de la Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, ISSN 1577-0354, editada por la Comunidad Virtual de Ciencias del Deporte de RedIRIS y la Universidad Autónoma de Madrid.

HACE CONSTAR QUE:

El artículo "Relación entre composición corporal y movimientos realizados durante la marcha en mujeres / Associations between body composition and movements during gait in women" cuyos autores son Leirós-Rodríguez, R.; Romo-Pérez, V.; Arce, M.E. y García-Soidán, J.L., ha sido evaluado y aceptado en enero de 2017 y está pendiente únicamente de publicación en esta revista.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos firmo la presente en Madrid, a veintiocho de enero de dos mil diecisiete,

Fdo: Vicente Martínez de Haro

COMUNIDAD VIRTUAL CIENCIAS DEL DEPORTE y U.A.M.



REDIRIS



Associations between body composition and movements during gait in women

Raquel Leirós-Rodríguez, Vicente Romo-Pérez, María Elena Arce, and José L. García-Soidán.

Abstract

The aim of this paper is to explore the relationships between gait parameters and body composition in healthy women. A cross-sectional study with a sample composed of 112 healthy adult women (64.1 ± 8.6 years). The subjects walked a distance of 20 meters with a triaxial accelerometer attached at the fourth lumbar vertebra. The test was repeated three times and the mean of the three trials was used for the analysis. Clinical indicators (Timed Up and Go Test, 6-Minute Walk Test and waist perimeter) and body composition (bioimpedance) were also evaluated. Total body and lower limb fat mass percentages were strongly correlated with the average acceleration in vertical axis and the minimum value of module vector of the accelerations. In women over the age of 71, the percentage of total body fat and lower limbs determines body movements during gait. Therefore, the amount of fat mass is related to the stability in the gait of the elderly.

Keywords: Accelerometers; anthropometry; human mechanincs; human body composition; walking; older people; women.

1. INTRODUCTION

Over the last fifty years, the populations of developed countries have been progressively aging. The prevalence of overweight individuals over this time has led to increased health risks, including an increased prevalence of cardiovascular, metabolic, respiratory and musculoskeletal diseases¹. Moreover, the aging process is accompanied by decreased muscle mass (sarcopenia), bone loss and increased fat mass². These changes in body composition often result in an increased body mass index (BMI), a parameter that can indicate morbidity, dependence and mortality in adults³. The consequent functional decline in health and quality of life also leads to increases in health care costs⁴.

Walking is essential for the maintenance of activities of daily living and quality of life in

older people^{5,6}. Excess weight may contribute to an increased mechanical burden and altered dynamic movement in the lower limbs^{7,8}. Since obesity is a growing public health problem, interventions that reduce BMI could represent effective primary and secondary prevention strategies for functional problems of mobility⁹⁻¹¹.

In fact, the gait speed is one of the most used signs for estimating the dependence on elderly¹². But the usefulness of this indicator can be impaired when other syndromes or diseases are co-morbid in the patient. This is because muscle strength and range of motion slowly decline with age¹³. Consequently, the older people extend the support phase and reduce the time stride during gait. These adaptations are associated with decreased hip movements in the sagittal plane and an increase in pelvic tilt in the anteroposterior

plane¹⁴.

The use of accelerometers in research allows early identification of gait characteristics that provide additional information about the degree of functionality of the patient or their risk of suffering a fall^{15,16}. Gait analysis based on the study of the acceleration of the body is considered to be valid and reliable for predicting the risk of falling or for discriminating between population groups with different age, illness or level of physical activity^{17,18}.

The identification of factors that impair gait stability is critical to designing interventions to maintain independence and mobility. This is especially important in women because of their longer life expectancy and greater incidence of falls in relation to men¹⁹.

The aim of this study was to explore the relationship between gait parameters and body composition in healthy women with normal and overweight weight. Knowing these relationships will assist in prematurely identifying abnormal gait and body composition. Consequently, it allows us to design preventive treatments for impaired balance and diagnose, in the early stages, pathologies that could impair stability and increase the risk of falls.

2. MATERIAL AND METHODS

2.1. PARTICIPANTS

The sample was composed of 112 adult women with an average age of 64.1 (SD: 8.6) years (ranging between 51 and 80 years). The following inclusion criteria were used: a) profile of physical activity between 1 and 2 days per week; (b) walked between 30 and 90 minutes, four days a week; (c) have a good level on independence and gait stability (could complete the Timed Up & Go Test in 10 seconds or less)²⁰.

The exclusion criteria were: (a) the inability to walk independently; (b) a BMI below 18.5 (underweight) or over 29.9 (obesity)²¹; (c) the presence of any contraindication or illness that prevented evaluation using any

of the tests/procedures employed in this study; (d) consume drugs affecting postural control (such as anxiolytics, antidepressants, anti-parkinsonian or inducing dreams), according to the dose and time of ingestion. Because it can hinder coordination and speed response.

2.2. PROCEDURE

All subjects signed informed consent prior to their participation in the study, in accordance with the Declaration of Helsinki (rev. 2013). This research received ethical approval from the Commission of Ethics of the Faculty of Sciences of Education and Sport of the University of Vigo (Spain) (code: 3-0406-14).

Participants were asked to travel a distance of 10 meters, then turn around and return to the initial location (for a total distance travelled of 20 meters), at their habitual gait speed. The starting and finishing points were properly marked. The test was repeated three times, separated by intervals of 30 seconds, to prevent the effect of lower limb muscle fatigue²². The test was performed while subjects were wearing socks (no shoes) and comfortable clothing, allowing them to perform the tests comfortably.

A triaxial accelerometer (ActiGraph GT3X-plus) was used to measure acceleration. The accelerometer was placed directly to the skin over the L4 segment of the lumbar spine using an adjustable belt and hypoallergenic adhesive tape to ensure that the device did not move independently to the trunk of the subject during the performance of the tests. A point on the back posterior to the L4 segment was chosen as a surface indicator of the center of mass in upright stance and in walking for proper alignment and calibration the global axes of the accelerometer in order to compare the gait smoothness across subjects^{23,24}. This accelerometer stored a time series of acceleration data in a non-volatile flash memory. The small dimensions of the module (4.6 x 3.3 x 1.5

cm), combined with its low weight (19 grams). The selected frequency was 30 Hz. Before each evaluation sesión, each accelerometer was initialized with its specific software (the same where the data recorded were sent after each round of data collection). All accelerometers used in the study were calibrated in static before each use. The accelerometer measurements were configured for a time frame of one second. Accelerometers provide data on body movements in three axes: axis 1 corresponds to the acceleration in the vertical axis (transverse/horizontal plane); axis 2 to the medio-lateral axis (sagittal plane); and axis 3 measured acceleration in the antero-posterior axis (frontal plane). The root mean square (RMS) of the accelerations in the three axis was also measured.

The mean of the duration and accelerations of three replicates was used for the analysis. From the mean data, we selected the maximum, minimum and mean values and the Root Mean Square (RMS) of their module vector.

2.3. CLINICAL INDICATORS

The participants completed a battery of tests and clinical measurements associated with balance and physical condition:

(a) *Timed Up & Go* (TUG): This is a clinical test that evaluates the process and speed of transfers from sitting to standing position and gait along 3 meters. The results of TUG have been shown to correlate with factors such as the risk of fall or the degree of dependence²⁰.

(b) 6-Minute Walk Test (6MW): This test is used to measure the maximum distance that a person can walk in 6 minutes. This test is a useful integrated measure of mobility²⁵.

(c) Waist Perimeter (WP): This anthropometric variable was chosen because of its relationship with the state of physical health in older people²⁶. WP was measured at the level of the umbilical scar in upright position with subjects with legs separated

25-30 cm from each other, using a calibrated non-flexible tape Lufkin W606PM (Lufkin, Mexico), measure to the nearest 0.1 cm. The tape was placed over the skin without any compression and on the horizontal plane to the floor. The measurement was done after exhaling.

(d) Bioimpedance: Quantification of body composition was performed using bioimpedance electronics, according to a validated protocol for researchers²⁷. All participants were measured while fasting, wearing only underwear and in the morning, after using the toilet. Participants were warned not to undertake any intense physical efforts the day before the test. First, height was measured with a scale-height board SECA 700 (SECA, Berlin, Germany). The height was measured twice. If the first two measures were not in agreement (with a margin of error of ± 1 mm), a third measure was completed and the average was calculated. The weight was then measured twice using the same calibrated beam scale. As with height, if the two measures were not in agreement (within a margin of error of ± 50 g), a third measurement was made and the average of the three values was calculated. Then the subjects were assessed using a multifrequency bioimpedance analyzer (InBody720, Biospace Japan Inc., Tokyo, Japan®) to measure parameters related to body composition: impedance, muscular mass, fat mass and their percentages (for total body, lower limb and trunk).

2.4. STATISTICAL ANALYSIS

For the analysis of results, the sample was divided into three age groups: G1 between 45 and 60 years old ($n = 29$), G2 between 61 and 70 years old ($n = 55$), and G3 between 71 and 85 years old ($n = 28$).

Descriptive statistics were used as a measure of central tendency and the standard deviation as a measure of dispersion. The analysis of variance (ANOVA) with the Bonferroni correction was used to determine

whether the differences between the groups were significant. We created linear regression models using the accelerometric mean outcomes (independent variables) and clinical indicators (dependent variable), along with adjustments for age with the data of all participants.

All calculations were performed using SPSS for Windows version 17.0 and the significance level was $p < 0.05$.

3. RESULTS

There were no significant differences between the groups with respect to weight, BMI or percentage of total fat mass. Among the groups G1 and G3, there were significant differences in height, WP, 6MW, impedance, and percentage of fat mass in the lower limbs (Table nº1).

Among the groups G1 and G2, there were differences in WP, and percentage of fat mass in the lower limbs. There were not differences between G2 and G3 in any variable. Only the TUG identified significant differences between all three age groups (Table nº1).

There was a reduction in the values of acceleration recorded along all three axes and in RMS as age increased (Table nº2). This reduction was very significant for the minimum values registered along vertical and antero-posterior axes and for the maximum values along medio-lateral axis. Only the maximum values of the RMS demonstrated significant differences among the three age groups. The average duration of three attempts revealed a difference between G3 and the other two, but did not find a significant difference between G1 and G2.

The accelerometric records indicated a reduction in the values of accelerations in all three axes and RMS as age and BMI increased (Figure nº1). This reduction was significant for minimum values of accelerations registered in vertical ($p = 0.001$) and antero-posterior axis ($p = 0.001$)

and maximum values of accelerations in medio-lateral axis ($p = 0.03$). The maximum values of the RMS showed significant differences among the three age groups ($p < 0.001$). The average duration of three repetitions of accelerometer test difference the G3 of the other two groups ($p < 0.01$) but do not find significant difference between G1 and G2.

Only G3 showed significant correlations between variables of body composition and gait analysis. The percentage of total fat mass correlated significantly with the minimum values of vertical axis and RMS ($r: -0.52$; $p = 0.03$). The percentage of fat mass (%FM) in the lower limbs was significantly correlated with the mean value of medio-lateral axis ($r: 0.58$; $p = 0.01$), the gait speed during the test accelerometer ($r: -0.65$; $p = 0.02$) and TUG test ($r: 6$; $p = 0.04$). No significant difference in amounts of fat and muscle were observed ($p > 0.05$).

The linear regression analysis demonstrated the influence of the clinical variables and body composition on the accelerations of the body (Table nº3). The results showed a strong relationship between the clinical and accelerometric variables. The average results in vertical and medio-lateral axes and RMS were related with the results of TUG and 6MW. Only the maximum and mean values of vertical axis showed a correlation with the WP. %FM were strongly related to the average acceleration of vertical axis and the minimum value of RMS. Of them all, the %FM was the variable of body composition that showed stronger relationships with the values accelerometric. Amounts of muscle and fat mass did not obtain significant results with any variable.

4. DISCUSSION

The results suggest that, in aging, the proportion of total body fat and lower limb movements affect balance during walking.

Table n°1. Descriptive statistic and comparison between age group of data collection

Variables	All (n=112)			G1 (n=29)			G2 (n=55)			G3 (n=28)		
	Mean ± SD	[95% CI]		Mean ± SD	[95% CI]		Mean ± SD	[95% CI]		Mean ± SD	[95% CI]	
Age (years)	64.1 ± 8.6	[62.5-65.7]		53.6 ± 5.6 ^{a,***,b,***}	[51.4-55.7]		64.4 ± 2.7 ^{a,***,c,***}	[63.6-65.1]		74.5 ± 4.8 ^{b,***,c,***}	[72.7-76.4]	
Weight (kg)	65.6 ± 10.1	[63.7-67.5]		63 ± 7.6	[60.1-65.9]		66.4 ± 11.1	[63.4-69.5]		66.5 ± 10.1	[62.5-70.4]	
Height (cm)	154 ± 5.5	[153-155]		155.6 ± 5.1 ^{b*}	[153.6-157.5]		154.2 ± 5.5	[152.7-155.7]		151.8 ± 5.3 ^{b*}	[149.8-153.9]	
BMI (kg/m ²)	27.6 ± 4.1	[26.8-28.3]		26 ± 3.3	[24.8-27.3]		28 ± 4.7	[26.7-29.2]		29 ± 3.2	[27.1-29.5]	
WP (cm)	91.9 ± 9	[89.7-94.1]		85.4 ± 6.6 ^{a,b,***}	[81.4-89.4]		92.4 ± 9.2 ^{a*}	[89.2-95.7]		95.2 ± 8.1 ^{b**}	[91.5-98.9]	
TUG (s)	6.1 ± 1.1	[5.9-6.3]		5.5 ± 0.8 ^{a,b,***}	[5.2-5.8]		6 ± 0.8 ^{a*,c,***}	[5.8-6.3]		6.8 ± 1.3 ^{b,***,c,***}	[6.3-7.3]	
6MW (m)	592.5 ± 88.9	[575.6-609.5]		613.6 ± 54.4 ^{b*}	[592.9-634.2]		600.5 ± 101.4	[572.5-628.4]		552.9 ± 82.5 ^{b*}	[519.6-586.3]	
Total body IMP (S)	633.5 ± 60.6	[622.2-644.8]		656.3 ± 54.9 ^{b*}	[635.4-677.2]		630.8 ± 65.2	[613.2-648.5]		615.2 ± 50.3 ^{b*}	[595.7-634.7]	
MM (kg)	39.4 ± 3.4	[38.7-40]		39.2 ± 2.6	[38.2-40.2]		39.7 ± 3.7	[38.7-40.7]		38.9 ± 3.3	[37.6-40.2]	
%FM	24 ± 7.1	[22.6-25.3]		21.8 ± 5.5	[19.7-23.9]		24.8 ± 8	[22.6-26.9]		24.7 ± 6.5	[22.2-27.2]	
Trunk MM (kg)	22.6 ± 1.8	[22.3-22.9]		22.5 ± 1.4	[21.9-23]		22.8 ± 1.9	[22.3-23.3]		22.4 ± 1.8	[21.7-23.1]	
%FM	31.7 ± 6.6	[30.4-32.9]		30.1 ± 5.8	[27.8-32.3]		32 ± 7.1	[30.1-34]		32.6 ± 6.3	[30.2-35]	
Lower limbs MM (kg)	6.4 ± 0.6	[6.3-6.5]		6.4 ± 0.5	[6.2-6.6]		6.4 ± 0.7	[6.2-6.6]		6.2 ± 0.6	[6-6.5]	
%FM	42.2 ± 4.8	[41.3-43]		40 ± 4 ^{a,b,***}	[38.5-41.5]		42.6 ± 4.9 ^{a*}	[41.2-43.9]		43.6 ± 4.5 ^{b,***}	[41.8-45.3]	

BMI: Body mass index; WP: Waist perimeter; TUG: Timed Up & Go; 6MW: 6-Minutes Walk Test; IMP: Impedance; MM: Muscular Mass; %FM: Percentage of Fat Mass.; SD: Standar deviation; CI: Confidence interval.

a: comparison between G1 and G2; b: comparison between G1 and G3; c: comparison between G2 and G3

p* value < 0.05; *p* value < 0.01; ****p* value < 0.001

Table n°2. Ranges and mean accelerometric values (in g) for each axis and Root Mean Square

Variable		All (n=112)	G1 (n=29)	G2 (n=55)	G3 (n=28)
Vertical axis	Maximun	60 ± 15.2	68.2 ± 19.6 ^{b**}	61.9 ± 14.7	54.6 ± 11.5 ^{b**}
	Minimum	4.1 ± 5.1	7.4 ± 7.1 ^{a***, b**}	3.9 ± 2.1 ^{a***}	2.9 ± 3.1 ^{b**}
	Mean	39.7 ± 12.1	43.5 ± 14.1 ^{b*}	39.2 ± 11.2 ^{c*}	36.5 ± 9.3 ^{b*, c*}
Medio-lateral axis	Maximun	49 ± 13	53.9 ± 15.6 ^{a*, b*}	47.3 ± 11 ^{a*}	44.3 ± 10.8 ^{b*}
	Minimum	5.8 ± 3.8	6.7 ± 4.7 ^{b*}	6.64 ± 3.6	4.5 ± 3.8 ^{b*}
	Mean	21 ± 6.5	23.6 ± 5.1 ^{b*}	20.5 ± 5.2	18.6 ± 4.1 ^{b*}
Antero-posterior axis	Maximun	41.6 ± 11.7	48.5 ± 12.1 ^{b*}	41.8 ± 12.4	32.5 ± 10.8 ^{b*}
	Minimum	7 ± 5.6	9.6 ± 6.1 ^{a***, b**}	7.2 ± 4.3 ^{a***}	5 ± 6.5 ^{b**}
	Mean	22.4 ± 8.3	27.7 ± 9.7 ^{a*, b*}	23.5 ± 7.1 ^{a*}	21.2 ± 6.9 ^{b*}
Root Mean Square	Maximun	76.6 ± 16.2	84.9 ± 20 ^{a*, b***}	76.5 ± 13.6 ^{a*, c*}	68.2 ± 11.9 ^{b***, c*}
	Minimum	23.2 ± 10.1	28.6 ± 13.8 ^{b*}	23.7 ± 6.8	20.7 ± 7.7 ^{b*}
	Mean	54.1 ± 12.6	60 ± 15.5 ^{b***}	59.9 ± 10.1 ^{c*}	44.6 ± 9.9 ^{b***, c*}
Duration (s)	Mean	16.4 ± 2.7	14.1 ± 2.3 ^{b*}	16.8 ± 2.4 ^{c*}	17.7 ± 3.1 ^{b*, c*}

a: comparison between G1 and G2; b: comparison between G1 and G3; c: comparison between G2 and G3

*p < 0.05; **p < 0.01; ***p < 0.001

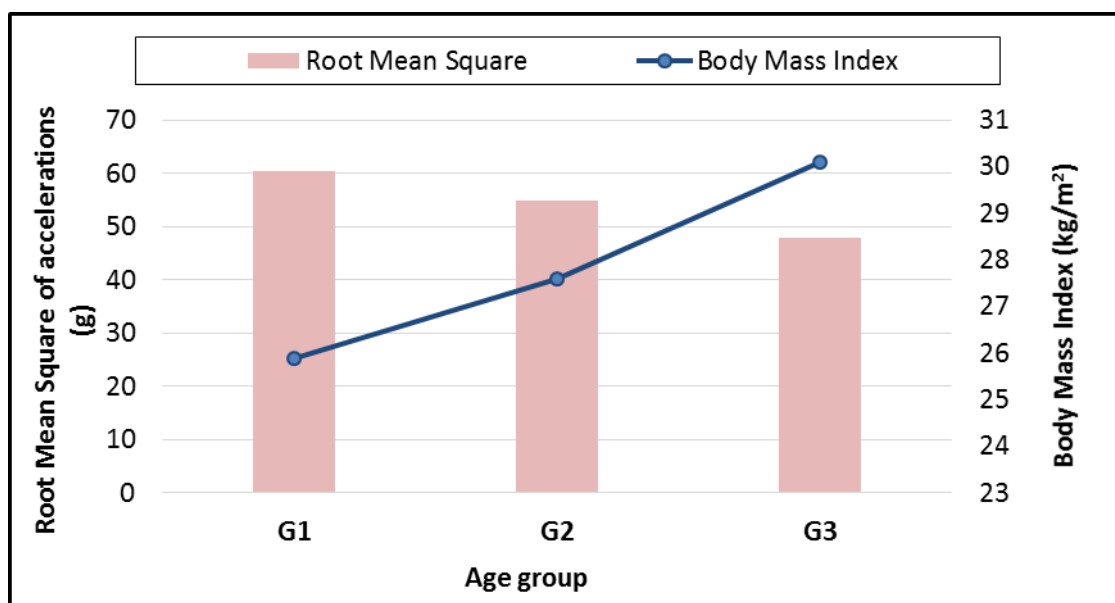


Figure n°1. Progression of Body Mass Index and Root Mean Square of accelerations by age group

4.1. RELATIONSHIPS BETWEEN FUNCTIONAL TESTS AND GAIT PARAMETERS

The correlations between the clinical variables are consistent with previous research demonstrating a increase in TUG

results with age²⁸. The results of the TUG test also correlated with the speed during the gait test with the accelerometer. Among the clinical tests employed in this study, the TUG produced significant differences between all three groups and 6MW only

between the youngest and oldest. The accelerations and speed of accelerometric test were reduced with increasing age, as a result of the increase in the cadence and reduction in stride-length¹⁵. This fact is consistent with previous studies which observed that the aging reduces the speed of gait, as a neuromuscular adaptation¹⁴. The lower speed of gait, although is a common preventative measure to maintain balance, increases the risk of falls. But, if the recorded accelerations do not increase, the gait is still coordinated and stable²⁹.

4.2. RELATIONSHIPS BETWEEN BODY COMPOSITION AND GAIT PARAMETERS

Significant relationships between body composition and gait were only observed in participants over 71 years old. Especially for the proportion (percentage) of fat mass, compared with the amounts of fat and muscle mass. The lower relationship of the amount of muscle mass on the accelerometric results be due to the change in “locus” (shift in the locus of function in motor performance during gait) associated with a reduction in the natural motor and sensory functions during aging¹⁴. However, other authors have reported significant relationships between muscle mass and gait¹⁹. The lack of relationship between these parameters in our study may be explained by the demographics of our study population – healthy women with normal and overweight weight.

The importance of the proportion (percentage) of fat mass above its amount may be due to an increase in intramuscular adipose tissue, which is a typical manifestation of aging³⁰. A normal amount of body fat mass if it is accompanied by the maintenance of muscle mass, is not indicative of deterioration. While the gradual replacement of muscle by fat during aging is a factor that will influence the postural and biomechanical motion control¹⁹.

One of the strongest significant associations observed in our study was between age and accelerations in the horizontal plane. A strong inverse correlation was also detected between the accelerations in the frontal plane with total and lower limb FM%. We

also found that limitations in the mobility of the lower limbs in the sagittal plane increased with age; a finding that was offset by an increase in flexion and extension movements³¹. A excess of fat mass increases this alterations³².

Higher values of lower limb FM% also correlated with a slow walking speed in the oldest group (G3). These results are consistent with the results of other studies that have linked higher BMI with extended support phases during gait^{3,32}.

The relationship between excess abdominal fat and the incidence of cardiovascular disease, cancer and increased mortality in postmenopausal women has been previously demonstrated^{33,34}. Women who are predisposed to gluteofemoral fat accumulation have a lower risk of morbidity and mortality³⁵. This may explain why the group of women over 71 years old (healthy and normal weight) had gait patterns characterized by a higher proportion of fat in the lower limbs.

In turn, the lower limb FM% and gait speed determine movements in the horizontal and mediolateral planes and RMS. As it was previously reported³², excess of fat mass changes the patterns of load on knees and feet and reduces the mobility of the lower limbs in the sagittal plane.

4.3. STUDY ADVANCES AND LIMITATIONS

Previous studies have analyzed the influence of obesity on mobility in elderly people^{1,3,32}. To our knowledge, this is the first study to investigate the interaction of body composition with gait in older women with a healthy weight. In this study, we demonstrate that lower limb FM% was associated with slower movements during gait. Even in older women with normal weight, and without structural pathologies, a excessive fat mass modifies the speed and movements of gait.

This study has several limitations. First, because of the small sample size and absence of males in it, the results have low generalizability. Second, the study population included only women; therefore it is unclear whether these findings are applicable to males. In future, we would suggest conducting a longitudinal study that relates changes in body composition with

gait stability during aging. With this study design, it would be possible to determine the evolution of fat and muscle percentages and kinematics gait parameters for each person.

5. CONCLUSIONS

This study shows how a simple analysis accelerometer can generate spatiotemporal parameters that allow early detection of abnormalities of gait in ambulatory environment. The results of this study demonstrate that, in women over 71 years old, the proportion of total and lower limb body fat is closely related to body movements during walking. Total body and, especially, lower limb fat mass are associated with gait stability in older women. Even in older women with normal weight, and without structural pathologies, an excessive fat mass is related to the speed and movements of gait.

Furthermore, the use of a simple accelerometer and the analysis of body composition by bioimpedance in normal and overweight older women can help to identify early gait disturbances. Both methods can be easily applied in the clinical environment in older women who show functional limitations and/or weight gain. Therefore, the accelerometer should be incorporated into public health because of the many possibilities offered by health services, such as improved methods of evaluating and optimizing the design of programs to improve the physical health.

Author's contribution

All authors contributed to the scientific brainstorming, planning and writing process of the article.

Finance and conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest or sources of funding.

6. REFERENCES

1. Chaput J, Doucet E, Tremblay A. Obesity: A disease or a biological adaptation? an update. *Obesity reviews*. 2012;13(8):681-91.
2. Vincent H, Vincent K, Lamb K. Obesity and mobility disability in the older adult. *Obesity Reviews*. 2010;11(8):568-79.
3. Kuchibhatla MN, Fillenbaum GG, Kraus WE, Cohen HJ, Blazer DG. Trajectory classes of body mass index in a

representative elderly community sample. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2013;68(6):699-704.

4. Fuller D, Pabayo R. The relationship between utilitarian walking, utilitarian cycling, and body mass index in a population based cohort study of adults: Comparing random intercepts and fixed effects models. *Prev Med*. 2014;69:261-6.

5. Shin S, An D. The effect of motor dual-task balance training on balance and gait of elderly women. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(3):359-61.

6. Lera-López F, Irisarri G, Ollo-López A, Sánchez Iriso E, Cabasés Hita J, Sánchez Santos J. Actividad física y salud autopercibida en personas mayores de 50 años. *Rev Int Med Cienc Act Fís Deporte*. ISSN: 1577-0354 [Pendiente de publicación].

7. Blazek K, Asay JL, Erhart-Hledik J, Andriacchi T. Adduction moment increases with age in healthy obese individuals. *J Orthop Res*. 2013;31(9):1414-22.

8. Silvernail JF, Milner CE, Thompson D, Zhang S, Zhao X. The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. *Gait Posture*. 2013;37(4):575-9.

9. Viester L, Verhagen EA, Hengel KMO, Koppes LL, van der Beek, Allard J, Bongers PM. The relation between body mass index and musculoskeletal symptoms in the working population. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013;14(1):1.

10. Aguado-Henche S, Clemente de Arriba C, Rodríguez-Torres R. Pilates mat y composición corporal de mujeres posmenopáusicas. Estudio densitométrico. *Rev Int Med Cienc Act Fís Deporte*. ISSN: 1577-0354 [Pendiente de publicación].

11. Hall-López J, Ochoa-Martínez P, Alarcón-Meza E, Moncada-Jiménez J, García-Bertruy O, Martín-Dantas E. Programa de entrenamiento de hidrogimnasia sobre las capacidades físicas de adultas mayores. *Rev Int Med Cienc Act Fís Deporte*. ISSN: 1577-0354 [Pendiente de publicación].

12. Bohannon RW, Andrews AW. Normal walking speed: A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*. 2011;97(3):182-9.

13. Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *J*

- Biomech.* 2008;41(14):2899-905.
14. DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* (1985). 2000;88(5):1804-11.
 15. Senden R, Savelberg H, Grimm B, Heyligers I, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture.* 2012;36(2):296-300.
 16. Thiede R, Toosizadeh N, Mills JL, Zaky M, Mohler J, Najafi B. Gait and balance assessments as early indicators of frailty in patients with known peripheral artery disease. *Clin Biomech.* 2015;32:1-7.
 17. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture.* 2011;33(3):366-72.
 18. Senden R, Grimm B, Heyligers I, Savelberg H, Meijer K. Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture.* 2009;30(2):192-6.
 19. Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet.* 2013;381(9868):752-62.
 20. Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing.* 2003;32(3):315-20.
 21. Sociedad Española para el Estudio de la Obesidad (SEEDO). Consenso SEEDO'2000 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Med Clin.* 2000;115:587-97.
 22. Hartmann A, Luzzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait Posture.* 2009;29(3):444-8.
 23. Brach JS, McGurl D, Wert D, Vanswearingen JM, Perera S, Cham R, et al. Validation of a measure of smoothness of walking. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011;66(1):136-41.
 24. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech.* 1998;13(4):320-7.
 25. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-minute walk test, berg balance scale, timed up & go test, and gait speeds. *Phys Ther.* 2002;82(2):128-37.
 26. López PM, Fernández-Ballesteros R, Zamarron MD, López SR. Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach. *J Biosoc Sci.* 2011;43:597-610.
 27. Alvero-Cruz J, Gómez LC, Ronconi M, Vázquez RF, i Manzanido JP. La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: Normas prácticas de utilización. *Rev Andal Med Deporte.* 2011;4(4):167-74.
 28. Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture.* 2009;30(1):60-4.
 29. Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH. Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc.* 2015;4(1):e4.
 30. Visser M, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, Rubin SM, et al. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005;60(3):324-33.
 31. Tadano S, Takeda R, Sasaki K, Fujisawa T, Tohyama H. Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-gait systems). *J Biomech.* 2016;49(5):684-90.
 32. Butterworth PA, Landorf K, Gilleard W, Urquhart D, Menz H. The association between body composition and foot structure and function: A systematic review. *Obes Rev.* 2014;15(4):348-57.
 33. Britton KA, Massaro JM, Murabito JM, Kreger BE, Hoffmann U, Fox CS. Body fat distribution, incident cardiovascular disease, cancer, and all-cause mortality. *J Am Coll Cardiol.* 2013;62(10):921-5.
 34. Ma X, He W, Zhu S. Fat and fat distribution in menopause: Chinese aspects. In: *Nutrition and diet in menopause.* Springer; 2013:271-9.

35. Cerhan JR, Moore SC, Jacobs EJ, Kitahara CM, Rosenberg PS, Adami HO, et al. A pooled analysis of waist circumference and mortality in 650,000 adults. *Mayo Clin Proc.* 2014;89(3):335-45.

ANEXO N°7: RELACIÓN ENTRE COMPOSICIÓN CORPORAL Y MOVIMIENTOS PRODUCIDOS DURANTE LA MARCHA EN PERSONAS MAYORES

El estudio “Relación entre composición corporal y movimientos producidos durante la marcha en personas mayores” ha sido aceptado para su futura publicación en la revista *Fisioterapia* con la referencia:

Leirós-Rodríguez R, Romo-Pérez V, Arce ME, García-Soidán JL. Relación entre composición corporal y movimientos producidos durante la marcha en personas mayores. *Fisioterapia*.

ANEXO N°7: RELACIÓN ENTRE COMPOSICIÓN CORPORAL Y MOVIMIENTOS PRODUCIDOS DURANTE LA
MARCHA EN PERSONAS MAYORES



Elsevier S.A.
Travessera de Gracia 17-21
08021 Barcelona
Spain
t +34 932000711
f +34 932091136
elsevier.com

Empowering Knowledge

D^a. M^a Eugenia Eisman, en calidad de Publishing Editor de Elsevier España, S.L.U.

CERTIFICA:

Que D^a. Raquel Leirós Rodríguez consta como autora del artículo "Relación entre composición corporal y movimientos producidos durante la marcha en personas mayores" (Ref.: FT_430) que ha sido aceptado para publicarse en la revista Fisioterapia.

Para que así conste y a petición de D^a. Raquel Leirós Rodríguez, firmo el presente en Barcelona a diecisiete de enero de dos mil diecisiete.

M^a Eugenia Eisman
Publishing Editor

ANEXO N°7: RELACIÓN ENTRE COMPOSICIÓN CORPORAL Y MOVIMIENTOS PRODUCIDOS DURANTE LA
MARCHA EN PERSONAS MAYORES

Relación entre composición corporal y movimientos producidos durante la marcha en personas mayores

Raquel Leirós-Rodríguez, Vicente Romo-Pérez, María Elena Arce y José L. García-Soidán.

Resumen

Objetivo: explorar las relaciones entre los parámetros de la composición corporal y los movimientos producidos durante la marcha, medidos mediante acelerómetros, en personas mayores sanas y con normopeso. **Material y Método:** la muestra estuvo compuesta por 30 personas mayores con una media de edad de $69,7 \pm 3,5$ años. Se realizaron pruebas clínicas funcionales (*Timed Up & Go*, *Chair Stand Test*) y antropométricas (perímetro de cintura y análisis por bioimpedancia). El análisis de la marcha se realizó mediante acelerometría durante el recorrido de ida y vuelta de un pasillo de 10 metros. **Resultados:** el peso se correlacionó con el valor mínimo de los ejes vertical y ántero-posterior. A mayor altura, se obtuvieron mayores valores máximos en los ejes vertical y medio-lateral y la *Root Mean Square* de las aceleraciones; y a mayor perímetro de cintura, mayor valor de aceleración mínima en el eje medio-lateral. Entre ambos sexos, hubo diferencias significativas entre el metabolismo basal, el porcentaje de masa libre de grasa, la musculatura de tronco, la masa libre de grasa de tronco y el porcentaje de masa grasa de miembros inferiores. **Conclusiones:** por primera vez se relaciona la altura, con una mayor inestabilidad de la marcha en personas mayores (especialmente hombres), lo que debe ser tenido en cuenta para implementar programas de prevención, cuando se detecten los primeros signos de deterioro. El análisis acelerométrico de la marcha y de la composición corporal por bioimpedancia en adultos mayores, puede ayudar a identificar de forma prematura alteraciones del equilibrio y el control postural.

Palabras clave: Acelerometría; evaluación del equilibrio; biomecánica; marcha; composición corporal; antropometría.

Introducción

En los últimos cincuenta años se está produciendo un envejecimiento progresivo de las poblaciones en los países desarrollados. La prevalencia de sobrepeso en estas edades provoca mayores riesgos para la salud (enfermedades cardiovasculares, metabólicas, respiratorias y osteoarticulares)¹. Además, con el proceso

de envejecimiento se pierden masa muscular (conocido como sarcopenia) y ósea y se gana masa grasa². Esta modificación de la composición corporal produce un aumento del índice de masa corporal (IMC), parámetro indicador de morbilidad, dependencia y mortalidad en personas adultas y mayores. En consecuencia, el declive funcional incrementa el gasto

sanitario y asistencial a través del aumento de demanda asistencial por patologías y síndromes respiratorios, metabólicos y del aparato locomotor que tienen como origen o factor agravante el sedentarismo³.

Caminar es indispensable para el mantenimiento de las actividades de la vida diaria y, calidad de vida de los mayores⁴. El exceso de peso puede alterar la movilidad de los miembros inferiores y someter a sus articulaciones a estrés mecánico⁵. Ya que el sobrepeso es un problema de Salud Pública, las intervenciones que tienen como objetivo reducir el IMC también pueden ser una estrategia eficaz de prevención primaria y secundaria de problemas funcionales⁶.

Cada año, alrededor de un 30-40% de las personas mayores de 65 años se caen al menos una vez; y de éstos, alrededor de la mitad, volverán a sufrir otra caída. El diagnóstico precoz de el deterioro del equilibrio permite reducir el número de caídas en personas mayores. Éstas son una fuente directa de morbilidad y mortalidad por las lesiones que provocan. Además, de manera indirecta también tienen consecuencias psicosociales importantes por el miedo a caer y el autoaislamiento que se imponen los mayores tras sufrir una caída. En consecuencia, reducir la incidencia de caídas y lesiones derivadas de las mismas puede resultar en un descenso importante de costes para el sistema sanitario⁷.

De hecho, la velocidad de la marcha es uno de los signos más empleados para estimar la dependencia en gerontología. Pero este indicador puede presentar deterioro cuando el desarrollo de síndromes o patologías ya están instauradas⁸. Esto es debido a que, con el envejecimiento, se reducen lentamente la fuerza muscular y la amplitud de los movimientos⁹. En consecuencia, los mayores prolongan la fase de apoyo y reducen el tiempo de zancada. Estas adaptaciones se asocian con la disminución de los movimientos de cadera en el eje medio-lateral y un aumento de la inclinación

pélvica en el eje ántero-posterior¹⁰.

La utilización de acelerómetros en investigación permite identificar precozmente características de la marcha que proporcionan información adicional sobre el grado de funcionalidad del paciente o el riesgo que éste puede tener a sufrir una caída¹¹. El análisis de la marcha basado en el estudio de las aceleraciones del cuerpo se ha aplicado de manera válida y fiable para la predicción del riesgo de caída o discriminar grupos de población^{12,13}. Además, es una alternativa más objetiva que el empleo de escalas de valoración clínica¹¹.

Identificar los factores que deterioran la estabilidad de la marcha es fundamental para diseñar intervenciones que permitan mantener la independencia y la movilidad de las personas mayores. El objetivo de este estudio fue explorar las relaciones entre los parámetros de la composición corporal y los movimientos producidos durante la marcha, medidos mediante acelerómetros, en personas mayores sanas y con normopeso. Conocer dichas relaciones nos permitirá identificar prematuramente alteraciones de la marcha y modificaciones en la composición corporal, que deban ser objeto de intervenciones para la prevención del deterioro del equilibrio y diagnosticar en estados iniciales, patologías, que cursen con alteración de la estabilidad.

Material y Método

Diseño Experimental y Participantes

Se realizó un estudio descriptivo y transversal en una muestra compuesta por 30 personas mayores con una media de edad de $69,7 \pm 3,5$ años, con un rango de edad entre 65 y 77 años. La selección de los participantes se realizó mediante un estudio aleatorizado estratificado, que nos permitió incluir en la muestra grupos pareados en edad y nivel de actividad física de ambos sexos. Los participantes fueron seleccionados entre voluntarios de los centros de mayores de Ourense, que

cumplieron con los siguientes criterios de inclusión: a) perfil de actividad física de entre 1 y 2 días por semana; b) que caminaban entre 30 y 90 minutos, cuatro días por semana. Los criterios de exclusión fueron: (a) la incapacidad para realizar la marcha de forma independiente; (b) utilizar elementos ortopédicos externos para mantener el equilibrio estático bipodal con ojos abiertos 60 segundos; (c) la presencia de alguna contraindicación o enfermedad que le impidiese someterse a alguna de las pruebas de valoración; (d) IMC menor 18.5 (peso bajo) o superior de 29.9 (obesidad); (e) no alcanzar la puntuación máxima en la Escala del Equilibrio de Berg y el Test de Tinetti. Ambos test cuentan con evidencia que sustenta su capacidad predictora de futuras caídas en personas mayores. Sin embargo, no son capaces de detectar precozmente el deterioro del equilibrio¹⁴.

Instrumento de Medición

Para la medición de las aceleraciones se utilizó un acelerómetro triaxial (ActiGraph GT3X-plus). Este acelerómetro permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4.6x3.3x1.5 cm), unidas a su poco peso (19 gramos), su precisión (3 mg/LSB) y su rango de medición (± 6 g), hacen de estos dispositivos una buena opción para evaluar cambios en la posición corporal en entorno ambulatorio.

Debido a que en la medición de las acelerometrías sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este umbral hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor amplitud. Por ello, la

frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso y configurados para que proporcionaran los datos para espacios de tiempo de 1 segundo. Este instrumento proporciona los datos acelerométricos registrados en los tres ejes del espacio, siendo estos: eje 1 o vertical (correspondiente a los movimientos en el plano frontal); eje 2 o medio-lateral (correspondiente a los movimientos en el plano sagital); y el eje 3 o ántero-posterior (correspondiente a los movimientos en el plano transversal). El software del dispositivo facilita los valores del módulo vector y, a partir del mismo, se calculó su Root Mean Square (RMS).

Procedimiento

Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado, antes de su participación en el estudio, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2013). Esta investigación cuenta con la aprobación ética obtenida por la Comisión de Ética de la Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) (número de referencia: 3-0406-14).

Las pruebas se realizaron con los sujetos descalzos con calcetines y ropa confortable que les permitiese realizar las pruebas cómodamente. El acelerómetro se colocó directamente sobre la piel a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar. La fijación del dispositivo se aseguró con un cinturón ajustable y cinta adhesiva hipoalergénica para asegurar que el aparato no se movía independientemente al tronco del sujeto, durante la realización de las pruebas. Se solicitó a los participantes que recorriesen una distancia de 20 metros, divididos en dos tramos de ida y vuelta. Tanto el comienzo como el punto final de giro del trayecto estaban debidamente

señalizados. La prueba se repitió 3 veces separadas por intervalos de 30 segundos para evitar el efecto fatiga de la musculatura de miembros inferiores.

Indicadores Clínicos

(a) *Timed Up & Go* (TUG): es una prueba clínica que evalúa la marcha y las transferencias de sedestación a bipedestación. Fue elegida porque se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia¹⁵.

(b) *Chair stand test* (CST): evalúa la fuerza de miembros inferiores a través del número de transferencias de sedestación a bipedestación, y viceversa, que los sujetos eran capaces de hacer en 30 segundos. Esta prueba se ha correlacionado con el riesgo de caída y con el estado del equilibrio¹⁶.

(c) Perímetro de Cintura (PC): esta variable antropométrica fue elegida por su relación con el estado de salud físico de las personas mayores¹⁷.

(d) Bioimpedancia: La cuantificación de la composición corporal se realizó mediante bioimpedancia electrónica. Todos los participantes se les midió en ayunas, en ropa interior y por la mañana, después de ir al servicio y advirtiéndoles de que el día anterior no deberían realizar ningún esfuerzo intenso. Primero, se les midió la altura con una balanza-tallímetro SECA 700 (SECA, Berlín, Alemania). La altura se comprobó 2 veces si había coincidencia y si no se hacía una tercera medida, hallando la media, con un margen de error de ± 1 mm) y después se les midió el peso con la misma balanza-tallímetro. Con un margen de error de ± 50 gramos, se comprobó 2 veces el peso si había coincidencia y si no, se hacía una tercera medida, para hallar la media.

A continuación, fueron evaluados mediante el analizador multifrecuencia por bioimpedancia (InBody720, Biospace Japan Inc., Tokyo, Japón®) para medir los parámetros relacionados con su composición corporal. Las variables extraídas de este

análisis fueron: metabolismo basal (MB), impedancia (IMP), masa muscular (MM), porcentaje de masa libre de grasa (%MLG) y porcentaje de masa grasa (%MG). Además, algunos de estos parámetros fueron medidos para el total de la masa corporal y para el tronco y miembros inferiores, por separado.

Análisis Estadístico

Para el análisis estadístico se empleó el programa SPSS para Windows versión 17.0. Para verificar la distribución normal se utilizó test de Shapiro-Wilk. Se determinó el nivel de significación en $p \leq .05$ para todas las pruebas y análisis aplicados.

Para el análisis de resultados, la muestra se dividió en dos grupos, según sexo. Para la estadística descriptiva se utilizó la media como medida de tendencia central y la desviación típica como medida de dispersión. Para comprobar si las diferencias entre los grupos son significativas se empleó la prueba t para muestras independientes.

Resultados

En los resultados obtenidos no hubo diferencias significativas entre grupos para el PC, TUG, CST, IMC ni impedancia. Entre ambos sexos, hubo diferencias significativas entre el metabolismo basal, el porcentaje de masa libre de grasa, la musculatura de tronco, la masa libre de grasa de tronco y el porcentaje de masa grasa de MI (Tabla n°1). En la Tabla n°2 se observa cómo los hombres tienen un rango de aceleraciones durante la marcha más amplio. Sus aceleraciones máximas son mayores que las de las mujeres y las mínimas, son menores para los tres ejes y la RMS de las aceleraciones. Estas diferencias, aunque detectables, no fueron estadísticamente significativas.

El análisis de correlaciones mostró para la muestra en conjunto: que el peso se correlaciona con el valor mínimo del eje vertical ($r: -0.58$; $p: 0.03$) y del eje ántero-posterior ($r: -0.7$; $p: 0.003$).

A mayor altura, se obtuvieron mayores valores máximo en el eje vertical (r: 0.6; p: 0.01), eje medio-lateral (r: 0.56; p: 0.02) y la RMS (r: 0.62; p: 0.01); y a mayor perímetro de cintura, mayor valor de aceleración mínima en el eje medio-lateral (r: 0.59; p: 0.04).

La prueba TUG se correlacionó con la prueba CST (r: -0.52; p: 0.03), con la masa

muscular total (r: -0.52; p: 0.03) y la duración media de la prueba acelerométrica (r: 0.92; p < 0.001). A mayor fuerza de miembros inferiores, menor duración de la

prueba acelerométrica (r: -0.66; p: 0.002). El IMC se relacionó con los valores mínimos de los ejes vertical (r: -0.72; p: 0.002) y

Tabla 1. Estadística descriptiva y comparativa entre grupos de variables clínicas y antropométricas

Variable	Total	Hombres	Mujeres	P valor (prueba T)	
Edad (años)	69,7 ± 3,5	69,7 ± 3,5	69,7 ± 3,5	1	
Peso (kg)	69,6 ± 10,8	74,1 ± 9	65 ± 10,9	0,04*	
Talla (m)	155 ± 7,1	158,6 ± 7,4	151,7 ± 5	0,01*	
PC (cm)	97,1 ± 8,8	98,8 ± 9,1	95,1 ± 8,6	0,4	
TUG (s)	6,3 ± 0,9	6,1 ± 1,1	6,6 ± 0,7	0,2	
CST (repeticiones)	21,1 ± 5,9	21,5 ± 7,3	20,7 ± 4,6	0,7	
IMC (kg·m ²)	29,3 ± 4	29,7 ± 3,2	28,9 ± 4,7	0,6	
MB (kcal)	1098,9 ± 463,7	1265,8 ± 341,1	932 ± 519,1	0,04*	
IMP	607,1 ± 65,4	602 ± 71,1	612,1 ± 61,2	0,6	
Cuerpo en Total	MM	291,5 ± 22,5	293,2 ± 20,2	289,6 ± 25,6	0,7
	%MLG	43,2 ± 5,6	45,3 ± 6,5	41 ± 3,7	0,03*
	%MG	26,4 ± 7,1	27,2 ± 6,4	25,6 ± 7,8	0,6
Tronco	MM	23,5 ± 2,9	24,6 ± 3,5	22,4 ± 1,8	0,02*
	%MLG	24,5 ± 3	25,6 ± 3,5	23,4 ± 1,8	0,01*
	%MG	34,1 ± 6,6	35,5 ± 5,3	32,6 ± 7,5	0,2
Miembros Inferiores	MM	6,6 ± 0,9	7 ± 1	6,3 ± 0,7	0,02*
	%MLG	7 ± 1	7,4 ± 1,1	6,7 ± 0,8	0,03*
	%MG	42,3 ± 7,5	40,2 ± 9,2	44,4 ± 4,6	0,1

PC: Perímetro de Cintura; TUG; *Timed Up & Go Test*; CST: *Chair Stand Test*; IMC; Índice de Masa Corporal; MB: Metabolismo Basal; IMP: Impedancia; %MLG: Porcentaje de Masa Libre de Grasa; %MG: Porcentaje de Masa Grasa; MM: Masa Muscular.

*p valor < 0.05

ántero-posterior (r: -0.6; p: 0.02) y con la duración de la prueba acelerométrica (r: 0.54; p: 0.04). Las correlaciones de las pruebas acelerométricas mostraron que el valor máximo del eje vertical se relaciona con el porcentaje de MLG total del cuerpo (r: 0.52; p: 0.02); y la MM (r: 0.53; p: 0.02),

y la MLG (r: 0.53; p: 0.02) del tronco; y con la MM (r: 0.49; p: 0.03), la MLG (r: 0.5; p: 0.03) y el porcentaje de MG (r: -0.47; p: 0.04) de miembros inferiores. El valor mínimo del eje vertical solamente se correlacionó con la impedancia total del cuerpo (r: 0.59; p: 0.006). El eje medio-

lateral mostró correlación de su valor mínimo con la MM total del cuerpo (r: -0.55; p: 0.02). Su valor medio se correlacionó con el porcentaje total de MLG (r: 0.52; p: 0.02); con la MM y la MLG de tronco (r: 0.52; p: 0.02, para ambos); y con la MM y MLG de miembros inferiores (r: 0.6; p: 0.03, para ambos). El eje ántero-posterior mostró correlación de su valor mínimo con la MM total del cuerpo (r: 0.72; p: 0.02).

El valor máximo de RMS se correlacionó con el porcentaje de MG de miembros inferiores (r: -0.54; p: 0.02).

En cuanto al análisis de correlaciones diferenciado por sexos, se encontraron diferencias en una mayor relación de los parámetros acelerométricos de las mujeres con el metabolismo basal y la impedancia. El metabolismo basal se correlacionó con el valor máximo del eje vertical (r: -0.7; p: 0.02) y la impedancia con el valor mínimo de los ejes vertical (r: 0.74; p: 0.04) y medio-lateral (r: -0.71; p: 0.003). Sin embargo, los hombres relacionaron más sus parámetros acelerométricos con variables antropométricas: la talla obtuvo relación significativa con el valor máximo de los ejes

vertical (r: 0.83; p: 0.007) y medio-lateral (r: 0.84; p: 0.006) y la RMS (r: 0.78; p: 0.02).

Discusión

El objetivo de este estudio fue identificar si la valoración acelerométrica de la marcha es capaz de detectar alteraciones relacionadas con el envejecimiento natural en una población de adultos mayores, Los resultados sugieren que la acelerometría es capaz de detectar diferencias en la marcha en diferentes grupos de edad,

Las correlaciones de las variables clínicas concuerdan con investigaciones anteriores como la de la prueba TUG con mayor fuerza de miembros inferiores y mayor cantidad de masa muscular¹⁸, Dicho test también se correlacionó con el tiempo que tardaron los sujetos en completar la prueba con el acelerómetro, La correlación del peso con los valores máximos del eje vertical, concuerda con resultados anteriores, ya que ambos parámetros se han relacionado con el riesgo de caída¹⁹, Sin embargo, es la primera vez que se relaciona la altura con mayor inestabilidad de la marcha en las personas mayores (especialmente, en los hombres).

Tabla 2. Valores medios y rangos de las aceleraciones

Variable		Total	Hombres	Mujeres
Eje vertical	Máximo	60,7 ± 16,1	64,9 ± 18,9	56,4 ± 12
	Mínimo	1,9 ± 3	1,7 ± 2,4	2,2 ± 3,5
	Media	37,6 ± 12,1	39,6 ± 14,1	35,6 ± 9,9
Eje medio-lateral	Máximo	49 ± 11,6	50,6 ± 10,1	47,4 ± 13,1
	Mínimo	5 ± 3,8	4,9 ± 3,8	5,2 ± 3,9
	Media	21,3 ± 7	22,8 ± 7,3	19,7 ± 6,6
Eje ántero-posterior	Máximo	39,1 ± 11,5	39,8 ± 12,5	38,3 ± 10,8
	Mínimo	3,1 ± 2,5	2 ± 1,1	4,2 ± 3
	Media	23 ± 7,1	22,4 ± 7,4	23,5 ± 6,9
<i>Root Mean Square</i>	Máximo	76 ± 16,3	81,3 ± 18,8	70,8 ± 11,8
	Mínimo	18 ± 9,8	14,7 ± 9,8	21,3 ± 9
	Media	52,9 ± 12,1	54,7 ± 14,5	51,1 ± 9,3
Duración media (s)		16,4 ± 2,3	15,9 ± 2,6	16,9 ± 2

En cuanto al análisis individualizado de cada eje, es destacable que el rango de las aceleraciones en mujeres es menor que en los hombres (los valores máximos son menores respecto a sus pares masculinos y sus valores mínimos, más elevados), Esto indica una mayor variabilidad en el patrón de la marcha en los hombres que en las mujeres, lo que los hace más propensos a sufrir una caída, Ambos aspectos ya fueron detectados por Callisalla et al²⁰, mediante el análisis de la marcha de personas mayores con pasarela electrónica,

En relación a los movimientos en el eje medio-lateral, en esta muestra se observa mayores oscilaciones de movimiento en el grupo de varones, Anteriormente, se ha relacionado el balanceo exagerado en el eje medio-lateral durante la marcha con compensaciones asociadas a deterioro¹², Este deterioro, en concreto, se debería a rigidez de la cintura pélvica y rompería con la premisa fisiológica del principio de economía energética,

Tanto las aceleraciones en el eje medio-lateral como de la RMS se han asociado fuertemente al riesgo de caída anteriormente¹⁹, Lo que concuerda con estos resultados, donde el valor medio del eje medio-lateral y los valores máximos de la RMS se correlacionaron directamente con variables de composición corporal total, de tronco y miembros inferiores, Anteriormente, se ha observado que con el envejecimiento se produce una limitación de la movilidad de los miembros inferiores en el eje medio-lateral, que se compensa con un aumento de los movimientos de flexo-extensión²¹, Este mecanismo se incentiva ante el exceso de masa grasa²²,

Las correlaciones por grupos de las variables clínicas con los ejes del espacio mostraron una mayor dependencia en el grupo de mujeres con variables de composición corporal, Este hallazgo puede deberse a la mayor sensibilidad de las mujeres a sufrir procesos de pérdida de masa muscular y

ósea²³ (que influyen directamente en los valores de las variables que mostraron correlación en este grupo), Estos resultados concuerdan con la literatura existente, donde la relación del riesgo de caída con la pérdida de fuerza y de masa magra en miembros inferiores se ha comprobado en numerosas ocasiones^{24,25},

Del análisis de las variables de composición corporal destaca la relevancia de la proporción de masa grasa (%MG) frente a la cantidad neta de la misma o de masa muscular, La pérdida de importancia de la cantidad de masa muscular puede deberse al cambio de “locus” (cambio en el paradigma de la función motora durante la marcha shift) asociado a la reducción de las funciones motoras y sensoriales, naturales durante el envejecimiento¹⁰, En cualquier caso, la importancia de la masa muscular tiene evidencia que la justifica²⁶ pero su poco peso en nuestros resultados puede deberse al estudio de una muestra sana y con normopeso,

La relevancia del %FM por encima de su cantidad neta puede deberse al aumento del tejido adiposo intramuscular, manifestación típica del envejecimiento²⁷, De forma que, una cantidad normal de grasa ante el mantenimiento de la masa muscular no es indicativa de deterioro, Sin embargo, la sustitución progresiva del músculo por grasa, y consecuente mayor proporción de ésta, es un factor que influirá en el control postural y biomecánica de la marcha²⁶,

El %FM de miembros inferiores también se relaciona con la velocidad lenta de la marcha, Estos resultados concuerdan con otros estudios que también relacionaron el mayor IMC con fases de apoyo prolongadas durante la marcha³, A su vez, %FM y velocidad determinan los movimientos en los ejes vertical, medio-lateral y su RMS, Ya se ha relacionado anteriormente el exceso de masa grasa con modificaciones en los patrones de carga en rodillas y pies y movilidad reducida de miembros inferiores

en el eje medio-lateral⁵, Ya se ha demostrado anteriormente la relación entre el exceso de grasa abdominal (morfotipo característico de los hombres) y la incidencia de enfermedades cardiovasculares, cáncer y mayor mortalidad, Frente a las personas con predisposición al acúmulo de grasa glúteo-femoral, con menor riesgo de morbimortalidad (morfotipo característico de las mujeres)²⁸, La distribución molecular de la composición corporal está en consonancia con estas premisas, Estudios anteriores han explorado la influencia de la obesidad en la movilidad de las peronas mayores^{3,5,22,29,30}, Que tengamos constancia, este es el primer estudio que explora las relaciones entre la composición corporal y las aceleraciones durante la marcha en personas mayores sanas, En este estudio, el porcentaje de masa grasa se ha asociado con los movimientos durante la marcha, Aun estando en normopeso, y sin patologías estructurales asociadas, una proporción de masa grasa excesiva modifica la velocidad y movimientos de la marcha en las personas mayores, Debemos señalar algunas limitaciones de nuestro estudio, por las que los resultados deben ser interpretados con cautela, teniendo en cuenta la metodología y los instrumentos empleados, La más importante limitación fue el pequeño tamaño de la muestra; los participantes, aunque fuesen representativos de la población de referencia, no representan a la población total elegible de la ciudad de Ourense, Para ello se deberán realizar más estudios similares en otras poblaciones, para poder determinar de forma más clara la evolución de la composición corporal y los movimientos producidos durante la marcha en personas mayores, También podría aportar luz al objeto de estudio el análisis comparativo de estas pruebas entre sujetos jóvenes y mayores y el registro longitudinal de las variaciones en la composición corporal y las aceleraciones durante la

marcha en las personas mayores para comprobar cómo éstas varían a lo largo de los años,

Conclusiones

Por primera vez se relaciona la altura, con una mayor inestabilidad de la marcha en personas mayores (especialmente hombres), lo que debe ser tenido en cuenta para implementar programas de prevención en estos colectivos, cuando se detecten los primeros signos de deterioro en los movimientos producidos durante la marcha, El análisis cinemático de la marcha y de la composición corporal por bioimpedancia en adultos mayores, puede ayudar a identificar de forma prematura alteraciones en los movimientos producidos durante la marcha, La acelerometría para el análisis objetivo de la marcha puede ser fácilmente aplicable en cualquier clínica, generando parámetros espacio-temporales sencillos, que permitirían detectar alteraciones tempranas del equilibrio y el control postural,

Referencias

- 1, Chaput J, Doucet E, Tremblay A, Obesity: A disease or a biological adaptation? an update, *Obes Rev*, 2012;13(8):681-91,
- 2, Vincent H, Vincent K, Lamb K, Obesity and mobility disability in the older adult, *Obes Rev*, 2010;11(8):568-79,
- 3, Kuchibhatla MN, Fillenbaum GG, Kraus WE, Cohen HJ, Blazer DG, Trajectory classes of body mass index in a representative elderly community sample, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2013;68(6):699-704,
- 4, Shin S, An D, The effect of motor dual-task balance training on balance and gait of elderly women, *J Phys Ther Sci*, 2014;26(3):359-61,
- 5, Harding GT, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Wilson JLA, Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis, *Osteoarthritis Cartilage*,

- 2012;20(11):1234-42,
- 6, Viester L, Verhagen EA, Hengel KMO, Koppes LL, van der Beek, Allard J, Bongers PM, The relation between body mass index and musculoskeletal symptoms in the working population, *BMC Musculoskeletal Disord*, 2013;14(1):1,
- 7, Stevens JA, Corso PS, Finkelstein EA, Miller TR, The costs of fatal and non-fatal falls among older adults, *Inj Prev*, 2006;12(5):290-95,
- 8, Kang HG, Dingwell JB, Dynamic stability of superior vs, inferior segments during walking in young and older adults, *Gait Posture*, 2009;30(2):260-63,
- 9, Kang HG, Dingwell JB, Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults, *J Biomech*, 2008;41(14):2899-905,
- 10, DeVita P, Hortobagyi T, Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait, *J Appl Physiol (1985)*, 2000;88(5):1804-11,
- 11, Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED, Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults, *Gait Posture*, 2009;29(3):444-8,
- 12, Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T, Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk, *Gait Posture*, 2011;33(3):366-72,
- 13, Senden R, Grimm B, Heyligers I, Savelberg H, Meijer K, Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data, *Gait Posture*, 2009;30(2):192-6,
- 14, Lin M, Hwang H, Hu M, Wu HI, Wang Y, Huang F, Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and tinetti balance measures in community-dwelling older people, *J Am Geriatr Soc*, 2004;52(8):1343-48,
- 15, Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al, Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women, *Age Ageing*, 2003;32(3):315-20,
- 16, Cho KH, Bok SK, Kim Y, Hwang SL, Effect of lower limb strength on falls and balance of the elderly, *Ann Rehabil Med*, 2012;36(3):386-93,
- 17, López PM, Fernández-Ballesteros R, Zamarron MD, López SR, Anthropometric, body composition and health determinants of active ageing: A gender approach, *J Biosoc Sci*, 2011;43:597-610,
- 18, Mizuike C, Ohgi S, Morita S, Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer, *Gait Posture*, 2009;30(1):60-4,
- 19, Rispens SM, van Schooten KS, Pijnappels M, Daffertshofer A, Beek PJ, van Dieen JH, Do extreme values of daily-life gait characteristics provide more information about fall risk than median values? *JMIR Res Protoc*, 2015;4(1):e4,
- 20, Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, Srikanth VK, Ageing and gait variability--a population-based study of older people, *Age Ageing*, 2010;39(2):191-7,
- 21, Tadano S, Takeda R, Sasaki K, Fujisawa T, Tohyama H, Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-gait systems), *J Biomech*, 2016;49(5):684-90,
- 22, Butterworth PA, Landorf K, Gilleard W, Urquhart D, Menz H, The association between body composition and foot structure and function: A systematic review, *Obesity Reviews*, 2014;15(4):348-57,
- 23, Cruz-Jentoft AJ, Relevancia clínica de la pérdida de masa muscular, *Nutr Hosp*, 2011;4(1):3-6,
- 24, Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, et al, The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*,

- 2006;61(10):1059-64,
- 25, Schlicht J, Camaione DN, Owen SV, Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2001;56(5):M281-6,
- 26, Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K, Frailty in elderly people, *Lancet*, 2013;381(9868):752-62,
- 27, Visser M, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, Rubin SM, et al, Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2005;60(3):324-33,
- 28, Valls JM, Carmena R, Obesidades y riesgo cardiovascular, En: *La obesidad: monografía de la Sociedad Española de Endocrinología*, Madrid; Ediciones Díaz de Santos, 1994:35,
- 29, Ko S, Stenholm S, Ferrucci L, Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the baltimore longitudinal study of aging, *J Biomech*, 2010;43(6):1104-10,
- 30, Kohl HW, Craig CL, Lambert EV, Inoue S, Alkandari JR, Leetonging G, et al, The pandemic of physical inactivity: Global action for public health, *Lancet*, 2012;380(9838):294-305,

