

Leirós-Rodríguez, R.; Romo-Pérez, V.; Arce-Fariña, M.E. y García-Soidán, J.L. (2018) Relación entre composición corporal y movimientos realizados durante la marcha en mujeres / Associations Between Body Composition and Movements During Gait in Women. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. 18 (72) pp. 693-707
[Http://cdeporte.rediris.es/revista/revista72/artrelacion970.htm](http://cdeporte.rediris.es/revista/revista72/artrelacion970.htm)
DOI: <http://doi.org/10.15366/rimcafd2018.72.006>

ORIGINAL

RELACIÓN ENTRE COMPOSICIÓN CORPORAL Y MOVIMIENTOS REALIZADOS DURANTE LA MARCHA EN MUJERES

ASSOCIATIONS BETWEEN BODY COMPOSITION AND MOVEMENTS DURING GAIT IN WOMEN

Leirós-Rodríguez, R.¹; Romo-Pérez, V.²; Arce-Fariña, M.E.³ y García-Soidán, J.L.⁴

¹ Doctora en Fisioterapia. Facultad de Fisioterapia de la Universidad de Vigo (España) rleiros@uvigo.es

² Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) vicente@uvigo.es

³ Doctora en Ingeniería Industrial. Centro Universitario de la Defensa de la Universidad de Vigo (España) elena.arce@uvigo.es

⁴ Dotor en Medicina y Cirugía. Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) jlsoidan@uvigo.es

Código UNESCO / UNESCO code: 240215 Envejecimiento somático / Somatic ageing

Clasificación del Consejo de Europa / Council of Europe classification: 9. Cinantropometría / Kineanthropometry

Recibido 14 de diciembre de 2016 **Received** December 14, 2016

Aceptado 24 de enero de 2017 **Accepted** January 24, 2017

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es explorar las relaciones entre los parámetros acelerométricos de la marcha y la composición corporal en mujeres sanas. Para conseguirlo se realice un estudio transversal con una muestra de 112 mujeres adultas sanas (64,1 ± 8,6 años). Las participantes caminaron una distancia de 20 metros con un acelerómetro triaxial situado a la altura de la cuarta vértebra lumbar. La prueba se repitió tres veces y se utilizó la media de los tres ensayos para el análisis. También se evaluaron indicadores clínicos (Timed Up and Go Test, prueba de los seis minutos marcha y perímetro de cintura) y la composición corporal (bioimpedancia). Los porcentajes de grasa corporal total y en miembros inferiores se correlacionaron fuertemente con la aceleración media en eje vertical y el valor mínimo de módulo vector de las aceleraciones. En mujeres mayores

de 71 años, la proporción de grasa corporal total y de miembros inferiores determina los movimientos del cuerpo durante la marcha. Por tanto, la cantidad de masa grasa está relacionada con la estabilidad en la marcha de las personas mayores.

PALABRAS CLAVE: Acelerómetros; antropometría; biomecánica; composición corporal humana; caminar; personas mayores; mujeres.

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 biomechanics; human body composition; walking; older people; women.

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. Además, con el proceso de envejecimiento se pierden masa ósea y muscular (sarcopenia) 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 mayores³. En consecuencia, el declive funcional incrementa el gasto sanitario y asistencial⁴.

Caminar es indispensable para el mantenimiento de las actividades de la vida diaria y, calidad de vida de los mayores^{5,6}. El exceso de peso puede contribuir al aumento de la carga mecánica sobre las articulaciones de los miembros inferiores y, en consecuencia, a la alteración de su movilidad^{7,8}. Dado que el sobrepeso es un problema de salud pública creciente, las intervenciones con el objetivo de reducir el IMC y mejorar la composición corporal podrían ser también una estrategia eficaz de prevención primaria y secundaria para problemas funcionales⁹⁻¹¹.

De hecho, la velocidad de la marcha es uno de los signos más empleados para estimar la dependencia en gerontología¹². Pero este indicador puede presentar deterioro cuando el desarrollo de síndromes o patologías ya están instauradas. 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 zancada. 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-posterior¹⁴.

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 caída^{15,16}. 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^{17,18}.

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 hombres¹⁹.

El objetivo de este estudio fue el de explorar las relaciones entre los parámetros de la marcha y la composición corporal en mujeres sanas, con normopeso. Conocer dichas relaciones nos ayudará a identificar prematuramente alteraciones de la marcha y de la composición corporal, que nos permitan diseñar tratamientos preventivos del deterioro del equilibrio y diagnosticar en estados iniciales, patologías que cursen con alteración de la estabilidad.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

2.1. Participantes

La muestra, obtenida mediante muestreo simple aleatorio, estuvo compuesta por 112 mujeres adultas de entre 51 y 80 años y con una media de edad de 64,1 \pm 8,6 años. Los criterios de inclusión empleados fueron: (a) la práctica de actividad física entre una y dos veces a la semana; (b) capacidad para caminar más de 30 minutos con independencia; (c) mantener un buen nivel de independencia y de estabilidad durante la marcha (objetivado mediante la realización de la prueba *Timed Up & Go* en 10 segundos como máximo)²⁰.

Los criterios de exclusión fueron: (a) la incapacidad de caminar independientemente; (b) presentar un IMC inferior de 18,5 (infrapeso) o superior a 29,9 (obesidad)²¹; (c) la presencia de alguna contraindicación o enfermedad que impidiese la realización de alguna de las pruebas de evaluación empleadas en este estudio; (d) la toma de fármacos que alteren la respuestas y no estén contempladas en esas enf como pueden ser ansiolíticos o antidepresivos o antiparkinsonianos o inductores del sueños y sus dosis y hora de ingesta, que dificulten la coordinación y la velocidad de respuestas en las pruebas.

2.2. Procedimiento

Tras informar cada participante del procedimiento de evaluación que le sería aplicado, todas ellas firmaron el consentimiento informado, de acuerdo a la Declaración de Helsinki (rev. 2013). Anteriormente, esta investigación había recibido la aprobación del Comité de Ética de la Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte de la Universidad de Vigo (España) (código: 3-0406-14).

Se solicitó a las participantes que recorriesen una distancia de 20 metros (divididos en dos tramos de ida y vuelta de 10 metros), a una velocidad de marcha normal. 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 inferiores²². Durante dicha prueba, las participantes se mantuvieron descalzas con calcetines y ropa cómoda.

Para la medición de las aceleraciones se utilizó un acelerómetro triaxial ActiGraph GT3X+® (ActiGraph, Estados Unidos). 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. La ubicación tras L4 se eligió como un indicador en superficie del centro de gravedad del cuerpo cuando éste se encuentra en bipedestación, ésta decisión se tomó teniendo en cuenta la literatura existente y un estudio previo que confirmó esta localización como la más adecuada para comparar los registros acelerométricos de la marcha^{23,24}. Este acelerómetro permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil. 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. La frecuencia de registro elegida fue de 30 Hz.

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 transversal); 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 frontal). El promedio de las aceleraciones registradas en los tres intentos fueron empleadas para el análisis. De entre los datos promediados se seleccionaron las aceleraciones máximas, mínimas y medias de cada eje y el módulo vectorial resultante (o *Root Mean Square*) de las mismas.

2.3. Indicadores clínicos

Las participantes realizaron una batería de pruebas y mediciones clínicas relacionadas con el equilibrio y el estado físico:

(a) *Timed Up & Go* (TUG): es una prueba clínica que evalúa la marcha y las transferencias de sedestación a bipedestación y la marcha a lo largo de 3 metros. Fue elegida porque se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia²⁰.

(b) 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 movilidad²⁵.

(c) Perímetro de Cintura umbilical (PC): esta variable antropométrica se escogió por su relación con el estado de salud en las personas mayores²⁶. El PC se midió a nivel del ombligo en bipedestación con las piernas separadas 25-30 cm entre sí, usando una cinta métrica metálica no flexible Lufkin W606PM (Lufkin, Mexico), calibrada a 0,1 cm. La cinta se colocó sobre la piel sin ninguna compresión y en el plano horizontal respecto al suelo. La estimación se realizó después de la espiración.

(d) Bioimpedancia: La cuantificación de la composición corporal se realizó mediante bioimpedancia electrónica, siguiendo un protocolo validado para su uso en investigación²⁷. Todos las participantes fueron analizadas 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 estimación, 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 g, se comprobó 2 veces el peso si había coincidencia y si no, se hacía una tercera estimación, para hallar la media. A continuación, fueron evaluados mediante el analizador multifrecuencia por bio-impedancia (InBody720, Biospace Japan Inc., Tokyo, Japón®) para estimar los parámetros relacionados con su composición corporal: impedancia, masa muscular, masa grasa y sus porcentajes (para el cuerpo en su totalidad, miembros inferiores y tronco).

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. Para identificar las relaciones existentes entre las variables analizadas se empleó el coeficiente de correlación. 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, mediante el método de mínimos cuadrados.

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

3. RESULTADOS

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 (Tabla nº1). Entre los grupos G1 y G2, hubo diferencias en el PC y el porcentaje de masa grasa en las extremidades inferiores. Sólo el TUG identificó diferencias entre los tres grupos de edad (Tabla nº1).

Tabla 1. Análisis descriptivo y comparación entre grupos de edad de las variables de estudio

Variables	Total (n=112)		G1 (n=29)		G2 (n=55)		G3 (n=28)		
	Media (DT)	[95% IC]	Media (DT)	[95% IC]	Media (DT)	[95% IC]	Media (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 (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]
	%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 (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]
	%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 (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]
	%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: Timed Up & Go Test; 6MM: Test de los 6 minutos marcha; IMP: Impedancia; MM: Masa muscular; %MG: Porcentaje de masa grasa; MMII: Miembros inferiores; DT: Desviación típica; IC: Intervalo de confianza.

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

*p valor < 0,05

**p valor < 0,01

***p valor < 0,001

En la Tabla nº2 se observa una reducción de los valores de las aceleraciones registradas en los tres ejes y su módulo vectorial a medida que aumenta la edad. Esta reducción fue muy significativa para los valores mínimos registrados en los ejes 1 y 3 y los valores máximos en el eje 2. Sólo los valores máximos del módulo vectorial obtuvieron diferencias significativas entre los tres grupos de edad. La duración media de los tres intentos diferencia al G3 de los otros dos pero no encuentra diferencia significativa entre G1 y G2.

Tabla 2. Rangos y valores acelerométricos medios (en g) para cada eje y RMS.

Variable		Muestra (n=112)	G1 (n=29)	G2 (n=55)	G3 (n=28)
Eje vertical	Máximo	60 ± 15,2	68,2 ± 19,6 ^{b**}	61,9 ± 14,7	54,6 ± 11,5 ^{b**}
	Mínimo	4,1 ± 5,1	7,4 ± 7,1 ^{a***.b**}	3,9 ± 2,1 ^{a***}	2,9 ± 3,1 ^{b**}
	Media	39,7 ± 12,1	43,5 ± 14,1 ^{b*}	39,2 ± 11,2 ^{c*}	36,5 ± 9,3 ^{b*.c*}
Eje medio-lateral	Máximo	49 ± 13	53,9 ± 15,6 ^{a*.b*}	47,3 ± 11 ^{a*}	44,3 ± 10,8 ^{b*}
	Mínimo	5,8 ± 3,8	6,7 ± 4,7 ^{b*}	6,64 ± 3,6	4,5 ± 3,8 ^{b*}
	Media	21 ± 6,5	23,6 ± 5,1 ^{b*}	20,5 ± 5,2	18,6 ± 4,1 ^{b*}
Eje ántero-posterior	Máximo	41,6 ± 11,7	48,5 ± 12,1 ^{b*}	41,8 ± 12,4	32,5 ± 10,8 ^{b*}
	Mínimo	7 ± 5,6	9,6 ± 6,1 ^{a***.b**}	7,2 ± 4,3 ^{a***}	5 ± 6,5 ^{b**}
	Media	22,4 ± 8,3	27,7 ± 9,7 ^{a*.b*}	23,5 ± 7,1 ^{a*}	21,2 ± 6,9 ^{b*}
Módulo vectorial	Máximo	76,6 ± 16,2	84,9 ± 20 ^{a*.b***}	76,5 ± 13,6 ^{a*.c*}	68,2 ± 11,9 ^{b***.c*}
	Mínimo	23,2 ± 10,1	28,6 ± 13,8 ^{b*}	23,7 ± 6,8	20,7 ± 7,7 ^{b*}
	Media	54,1 ± 12,6	60 ± 15,5 ^{b***}	59,9 ± 10,1 ^{c*}	44,6 ± 9,9 ^{b***.c*}
Duración (s)	Media	16,4 ± 2,7	14,1 ± 2,3 ^{b*}	16,8 ± 2,4 ^{c*}	17,7 ± 3,1 ^{b*.c*}

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

*p < 0,05; **p < 0,01; ***p < 0,001

Los registros acelerométricos mostraron que hubo una reducción de las aceleraciones en los tres ejes y módulo vectorial según progresaba el grupo de edad (Figura nº1). 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 del RMS 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.

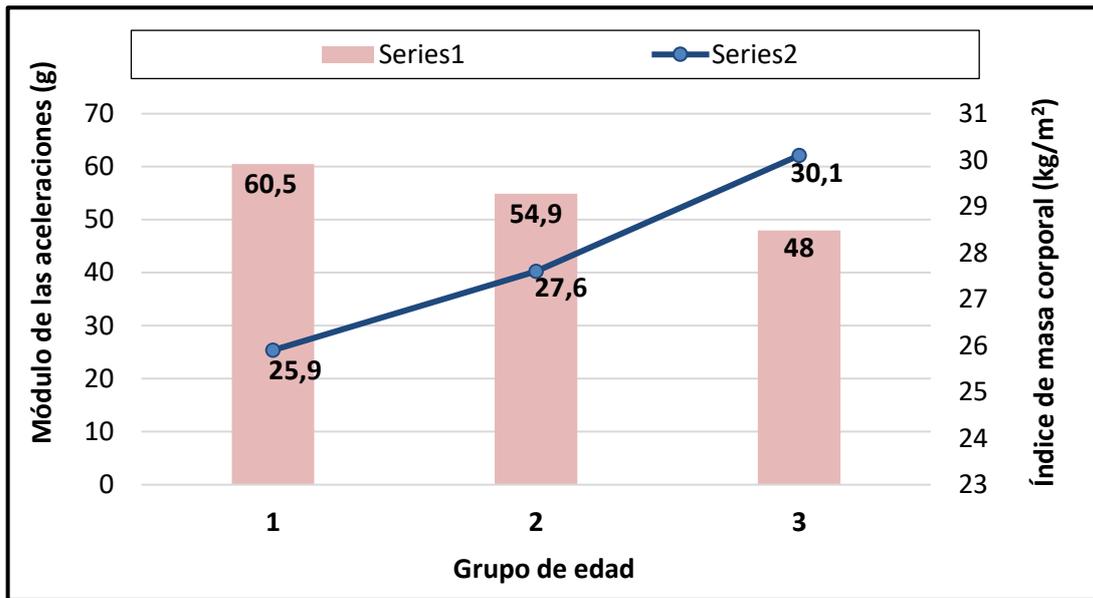


Figura 1. Progresión del índice de masa corporal y del módulo vectorial de las aceleraciones por grupo de edad

Sólo el G3 mostró correlaciones significativas entre las variables de composición corporal y de análisis de la marcha. El porcentaje de masa grasa (%MG) total se correlacionó con la misma intensidad con los valores mínimos del eje vertical y RMS ($r = -0,52$; $p = 0,03$). El %MG 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 del TUG ($r = 0,4$; $p = 0,04$). Las cantidades absolutas de grasa y masa muscular no mostraron resultados significativos ($p > 0,05$).

El análisis de regresión lineal mostró la influencia de las variables clínicas y de composición corporal sobre las aceleraciones del cuerpo (Tabla nº3). 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 RMS 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 del RMS. De entre ellos, el que más información aportaba fue el %MG de miembros inferiores. Las cantidades absolutas de masa muscular y grasa no obtuvieron resultados significativos.

Tabla 3. Modelos de regresión lineal para las variables clínicas (variables continuas)

Variable		β -PC	β -TUG	β -6MM	β -IMP	β -%MG		
						Cuerpo	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	0,00	-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 transversal	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
Módulo vectorial	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*
Velocidad	Media	0,67	0,22***	-3,66	0,72	-0,2	-0,09	-0,2

PC: Perímetro de cintura; TUG: Timed Up & Go Test; 6MM: Test de los 6 minutos marcha; IMP: Impedancia; %MG: Porcentaje de masa grasa; MMII: Miembros inferiores.

* p valor < 0,05

** p valor < 0,01

*** p valor < 0,001

4. DISCUSIÓN

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.

4.1. Relación entre pruebas funcionales y parámetros 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 TUG y la edad²⁸. Este test también se correlacionó con la duración de la prueba acelerométrica e la marcha. De todas las pruebas físicas y funcionales empleadas, solamente el 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 zancada¹⁵. 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 envejecimiento¹⁴. 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 aumenta, es que la marcha es todavía coordinada y estable²⁹.

4.2. Relación entre composición corporal y parámetros de la marcha

Sólo a partir de los 70 años tomó importancia la composición corporal. Destaca la relevancia del %MG frente a la cantidad absoluta 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 envejecimiento¹⁴. En cualquier caso, la importancia de la masa muscular tiene evidencia que la justifica¹⁹, pero su poca influencia en este estudio puede deberse a que se trataba de una muestra de mujeres sanas y con normopeso.

La relevancia del %MG por encima de su cantidad absoluta puede deberse al aumento de las infiltraciones de tejido graso en la musculature, típica manifestación del envejecimiento³⁰. 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 tejido adiposo, y consecuente mayor proporción de ésta, es un factor que influirá en el control postural y biomecánica de la marcha¹⁹.

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)³¹. Este mecanismo se incentiva ante el exceso de masa grasa³².

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^{3,32}.

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^{33,34}. Frente a las mujeres con predisposición al acúmulo de grasa glúteo-femoral, con menor riesgo de morbimortalidad³⁵. 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 sagital³².

4.3. Aportaciones y limitaciones del estudio

Estudios anteriores han explorado la influencia de la obesidad en la movilidad de las peronas mayores^{1,3,32}. 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.

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. 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. 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.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chaput J, Doucet E, Tremblay A. Obesity: A disease or a biological adaptation? an update. *Obesity reviews*. 2012;13(8):681-91. <https://doi.org/10.1111/j.1467-789X.2012.00992.x>
2. Vincent H, Vincent K, Lamb K. Obesity and mobility disability in the older adult. *Obesity Reviews*. 2010;11(8):568-79. <https://doi.org/10.1111/j.1467-789X.2009.00703.x>
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. <https://doi.org/10.1093/gerona/gls215>
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. <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2014.10.022>

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.
<https://doi.org/10.1589/jpts.26.359>
6. Lera-López F, Irisarri G, Ollo-López A, Sánchez Iriso E, Cabasés Hita J, Sánchez Santos J. Actividad física y salud autopercebida en personas mayores de 50 años. *Rev Int Med Cienc Act Fís Deporte.* 2017;67(17):559-71.
<https://doi.org/10.15366/rimcafd2017.67.011>
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.
<https://doi.org/10.1002/jor.22390>
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.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.016>
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. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-238>
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.* 2017;67(17):493-505.
<https://doi.org/10.15366/rimcafd2017.67.007>
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.* 2017;66(17):283-98.
<https://doi.org/10.15366/rimcafd2017.66.005>
12. Bohannon RW, Andrews AW. Normal walking speed: A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy.* 2011;97(3):182-9.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.002>
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.
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.5.1804>
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.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.015>
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.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.12.002>

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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.003>
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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.008>
19. Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet*. 2013;381(9868):752-62. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)62167-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)62167-9)
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. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.3.315>
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. [https://doi.org/10.1016/S0025-7753\(07\)72531-9](https://doi.org/10.1016/S0025-7753(07)72531-9)
22. 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. [https://doi.org/10.1016/S0025-7753\(07\)72531-9](https://doi.org/10.1016/S0025-7753(07)72531-9)
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. <https://doi.org/10.1093/gerona/glq170>
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. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00089-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00089-8)
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. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.128>
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. <https://doi.org/10.1017/S0021932011000228>
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. <https://doi.org/articulo.oa?id=323327668006>
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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.017>
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. <https://doi.org/10.2196/resprot.3931>

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.
<https://doi.org/10.1093/gerona/60.3.324>
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.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.01.017>
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.
<https://doi.org/10.1111/obr.12130>
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.
<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2013.06.027>
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.
<https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2013.11.011>

Número de citas totales / Total references: 35 (100%)

Número de citas propias de la revista / Journal's own references: 3 (8,6%)