

# Análisis cinemático de la marcha atlética: influencia del nivel de rendimiento y el sexo

*Accésit Congreso SIBB 2019*

M. Centeno Esteban<sup>\*1,2\*</sup>, J. García López<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte,  
Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad de León

<sup>2</sup> Centro de Alto Rendimiento Deportivo de León (CAR León)

## Resumen

*El objetivo fue determinar las diferencias cinemáticas de la marcha atlética en función del nivel de rendimiento y el sexo. Veintiocho marchadores de diferente sexo y nivel fueron evaluados mientras marchaban a 12 km · h-1 en un tapiz rodante. Los marchadores de mayor nivel mostraron un mayor tiempo de apoyo, así como una menor extensión de rodilla y flexión plantar de tobillo en el despegue, con mayor amplitud de movimiento en las extremidades superiores. Las mujeres, en comparación con los hombres, marcharon con mayor frecuencia, menor amplitud, mayor tiempo de vuelo, menor distancia de frenado y mayor distancia de impulsión relativa. Tal como se observó al comparar los niveles, la extensión de rodilla y flexión plantar de tobillo en el despegue fue mayor en las mujeres que en los hombres, rotando menos la pelvis, y sin diferencias en el comportamiento de las extremidades superiores. En conclusión, los tiempos de apoyo y vuelo, la cinemática de rodilla y tobillo en el despegue y la contribución de las extremidades superiores son variables cinemáticas asociadas al rendimiento. Además, se describen adaptaciones cinemáticas que las mujeres deben realizar para marchar a similar velocidad que los hombres.*

**Palabras clave:** atletismo, biomecánica, técnica, análisis 3D

## Abstract

*The aim was to determine the kinematic differences of race walking as function of performance level and gender. Twenty-eight walkers of different sex and level were evaluated while race walked at 12 km · h-1 on a treadmill. The high-performance race walkers showed a longer contact time, as well as less knee extension and ankle plantar flexion on toe-off, with greater range of motion on the superior limbs. The women, compared to men, race walked with greater frequently, less step amplitude, more flight time, shorter braking distance and greater impulsion distance relative to their leg length. As observed when comparing the levels, knee extension and ankle plantar flexion at toe-off were greater in women than in men, with less pelvis rotation, and without differences in the behavior of the superior limbs. In conclusion, the contact and flight times, the knee and ankle kinematics at toe-off, and the contribution of the superior limbs are kinematic variables associated with performance. In addition, kinematic adaptations are described that women should do to race walked at a similar speed as men.*

**Keywords:** athletics, biomechanics, technique, 3D analysis

---

Correspondencia:

Mario Centeno Esteban

Centro de Alto Rendimiento Deportivo de León (CAR León), Avda de los Jesuitas 13, León, 24007

E-mail: mario.mce.93@gmail.com

## Introducción

La marcha atlética es una de las especialidades que componen el atletismo, la cual se caracteriza por su carácter cíclico y un alto componente técnico debido a las exigencias de reglamento (i.e.; no puede existir pérdida de contacto visible al ojo humano con el suelo y la rodilla debe permanecer completamente extendida desde el contacto con el suelo hasta la vertical del apoyo)<sup>1</sup>. Debido a ello, en los últimos años ha surgido un gran interés en el estudio de esta disciplina por parte de la biomecánica deportiva, cuyos objetivos fundamentales son la mejora del rendimiento deportivo y la disminución del riesgo de lesión<sup>2</sup>, publicándose gran cantidad de estudios (i.e. cinemáticos, cinéticos y electromiográficos)<sup>3-14, 18, 22</sup>.

Así, se ha demostrado que la mayoría de los atletas cumplen con la regla de mantener la rodilla extendida independientemente de la velocidad de marcha<sup>3, 4, 6-10</sup>, mientras que no ocurre lo mismo con el tiempo de vuelo (i.e.; tiempo en el que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo), que aparece en torno a  $12 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , incrementándose linealmente con la velocidad<sup>3, 4, 7-10</sup>. Teniendo en cuenta que la velocidad de la marcha es el principal criterio de rendimiento, y que esta está determinada por la frecuencia y amplitud de paso<sup>9, 10</sup>, numerosos estudios han concluido que existe una frecuencia máxima sostenible por los atletas durante la competición (~200 pasos por minuto), que no depende del sexo ni del nivel de rendimiento<sup>3, 4, 7, 11</sup>. Por contra, si se ha observado una gran influencia de la amplitud de paso<sup>3, 4, 7, 9, 10</sup>, mayor en hombres que en mujeres [3, 7, 10] y en atletas de mayor nivel respecto a los de menor nivel de rendimiento [3]. Sin embargo, la mayoría de los estudios analizaron la influencia del sexo y del nivel de rendimiento en la frecuencia y la amplitud de paso testeando a los diferentes grupos de atletas a distintas velocidades, sin tener en cuenta la interacción existente entre estas variables (i.e.; velocidad, frecuencia y amplitud).

La frecuencia de paso, a su vez, está determinada por el tiempo de contacto con el suelo y el tiempo de vuelo<sup>9</sup>. Un estudio muy reciente ha observado que un mayor tiempo de contacto, y

en consecuencia menor tiempo de vuelo, están asociados con una mejor economía de la marcha a  $12$  y  $14 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , y por ende un mayor rendimiento<sup>11</sup>. Igualmente, y en la línea de lo que se ha comentado en el párrafo anterior, también se han obtenido mayores tiempos de vuelo durante la competición de  $20 \text{ km}$  en hombres que en mujeres ( $0.03 \text{ s}$  a  $14.4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  vs.  $0.02 \text{ s}$  a  $12.6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , respectivamente)<sup>7, 10</sup>, en ambos casos por debajo del tiempo de vuelo de  $0.04 \text{ s}$  que se considera visible por ojo humano<sup>11</sup>.

Una de las variables cinemáticas de proceso más estudiadas es la movilidad de la pelvis, por su influencia en la técnica de marcha, ya que una elevada movilidad ayuda a absorber las fuerzas producidas en el impacto, favorece el aumento de la amplitud de paso y reduce la oscilación vertical del centro de masas (CM)<sup>3, 5</sup>. Así, se ha observado que las mujeres tienen menor rotación en el plano transversal de la pelvis, lo que se ha ligado a factores antropométricos (i.e.; mayor tamaño e inercia rotacional de la pelvis)<sup>7</sup>. Por otro lado, parece que existe una unanimidad en los artículos al afirmar que la distancia de impulsión (i.e.; distancia horizontal entre el pie de despegue y el centro de masas) es una variable clave en el rendimiento de los marchadores, siendo importante la extensión de cadera en la extremidad de impulsión en el momento de despegue<sup>4, 7-10, 17, 22</sup>. Sin embargo, no existe un consenso claro respecto a la influencia del resto de variables cinemáticas (e.g.; rangos de movimiento articular de las extremidades superiores e inferiores) en el rendimiento. Esto puede ser debido a la discrepancia en las diferentes técnicas de análisis que utilizan los estudios (i.e.; 2D vs. 3D), a las diferencias entre las muestras de participantes utilizadas y a las distintas velocidades de marcha que se han analizado. Así, uno de los pocos estudios que ha utilizado técnicas 3D para analizar la influencia del nivel de rendimiento en la cinemática de la marcha no obtuvo grandes diferencias<sup>2</sup>. Este trabajo se llevó a cabo únicamente con hombres, utilizando un modelo biomecánico de extremidad inferior, por lo que no analizó las posibles diferencias en las extremidades superiores.

La mayoría de los estudios cinemáticos sobre la marcha atlética que se han mencionado se lle-

varon a cabo durante la competición, exigiendo el uso de técnicas de análisis 2D en vez de 3D<sup>7-9</sup>. Esto les aporta una elevada validez ecológica, pero les resta sensibilidad y precisión para detectar las diferencias cinemáticas. Además, como se ha comentado anteriormente, no utilizar modelos biomecánicos de cuerpo completo y no estandarizar la velocidad de marcha (afecta al resto de variables cinemáticas) hace que pudieran existir diferencias cinemáticas no observadas (i.e.; tren superior) y que otras dependan más de la velocidad de la marcha que del nivel de rendimiento o sexo. Por lo tanto, el objetivo principal del presente trabajo fue analizar las diferencias cinemáticas de la marcha atlética en función del nivel de rendimiento y el sexo, utilizando para ello un modelo simple de análisis cinemático 3D de cuerpo completo a una velocidad de marcha estandarizada. La hipótesis del trabajo es que el nivel de rendimiento y el sexo afectarán a la técnica de la marcha atlética.

## Materiales y métodos

### Participantes

En el presente estudio participaron un total de 28 marchadores (13 hombres y 15 muje-

res) con licencia federativa en vigor, competidores de las distancias oficiales de 5, 10, 20 y 50 km, de los cuáles 12 presentaron un alto nivel de rendimiento y 16 un nivel amateur (Tabla 1). Se consideraron marchadores de alto nivel aquellos cuya mejor marca personal en cualquiera de las competiciones anteriores se encontraba por debajo del 15% del récord del mundo<sup>19</sup> y marchadores de nivel amateur aquellos que no cumplían con este requisito. Ningún marchador manifestaba problemas médicos para participar en el estudio ni había tenido lesiones importantes en los seis meses anteriores al mismo. Todos los marchadores y sus entrenadores fueron informados sobre las pruebas y los posibles riesgos que conllevaban las pruebas proporcionando un consentimiento informado por escrito con anterioridad a la realización de las mismas. En el caso de los marchadores menores de 18 años, el consentimiento fue firmado por el padre/madre/tutor. El Comité de Ética de la Universidad de León aprobó la realización de este estudio (ref.007-2018). Todas las pruebas fueron realizadas con el mismo material y en similares condiciones ambientales (~800 m de altitud, 20-25 °C de temperatura y 20-35% de humedad relativa).

	HOMBRES		MUJERES	
Nivel	Alto Nivel	Amateur	Alto nivel	Amateur
Nº de participantes	6	7	6	9
Edad (años)	29.7±11.5	16.1±2.1	21.8±4.2	16.1±1.9
Talla (m)	1.77±0.08	1.68±0.09	1.66±0.03	1.64±0.07
HT (m)	0.89±0.05	0.87±0.04	0.83±0.02	0.84±0.04
Peso (kg)	64.3±3.9	51.8±10.2	49.8±3.0	48.8±5.0
MMP 5 km (mm:ss)	19:12±0:24	25:00±1:54	22:36±1:06 <sup>1</sup>	28:12±2:12
MMP 10 km (mm:ss)	40:12±0:36	51:54±5:36 <sup>b</sup>	45:54±2:30	58:48±6:30 <sup>d</sup>
MMP 20 km (hh:mm:ss)	1:21:24±1:36	-	1:29:18±1:30 <sup>c</sup>	-
MMP 50 Km (hh:mm:ss)	3:47:42±7:30 <sup>a</sup>	-	-	-

*HT, altura trocantérea; MMP, mejor marca personal; <sup>a</sup> solo 3 hombres participaron en 50 km; <sup>b</sup> solo 5 hombres participaron en 20 km; <sup>c</sup> solo 3 mujeres participaron en 20 km; <sup>d</sup> solo 6 mujeres participaron en 10 km*

**Tabla 1.** Características de los marchadores y mejores marcas personales en diferentes distancias competitivas. Media ± SD.

### *Protocolo experimental*

El trabajo se llevó a cabo en una única sesión de valoración. Antes de la realización de las pruebas se recopilaron una serie de datos de los participantes mediante una entrevista personal (edad, mejores marcas personales en las distancias oficiales e historial de lesiones). Posteriormente se realizaron una serie de mediciones antropométricas (talla, peso y altura trocánterea) siguiendo las técnicas estandarizadas por el *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK). A continuación, estando los marchadores en posición anatómica, un mismo evaluador colocó 19 marcadores reflectantes esféricos (15 mm de diámetro) en una serie de puntos anatómicos de referencia en los hemicuerpos derecho e izquierdo (centro de la muñeca, epicóndilo humeral, acromion posterior, apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical, unión lumbosacra L5-S1, trocánter mayor del fémur, cóndilo femoral externo, maléolo externo, cabeza del tercer metatarsiano, y zona anterior, superior y posterior de la cabeza), con el fin de generar los segmentos del pie, pierna, muslo, tronco, cabeza, brazo y antebrazo, así como las articulaciones a través de las que se conectan (i.e.; tobillo, rodilla, cadera, hombro y codo). Los marcadores de la cabeza se fijaron utilizando una gorra ajustable y el resto de marcadores se fijaron a la piel, indumentaria deportiva o calzado, utilizando un adhesivo circular de 25 mm de gran adherencia (TYM 8LOOP, Trayma, Loiu, España). La indumentaria deportiva consistió en una malla corta ceñida al cuerpo y una camiseta deportiva de tirantes (hombres) o top (mujeres). Cada atleta utilizó el calzado que habitualmente usaba durante la competición.

Después de lo anterior, todos los participantes realizaron un calentamiento individual de 10 min de marcha a su velocidad preferida, tras los cuales se incluyeron una serie de estiramientos de los principales músculos y movilidad articular. Tras el calentamiento, todos los participantes marcharon durante 3-5 min a la misma velocidad ( $12.0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) sobre un tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar; HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Germany), con una pendiente del

0% para evitar una interferencia de la misma en la técnica de marcha<sup>14</sup>. La velocidad de  $12 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  se seleccionó por ser una velocidad habitual de entrenamiento de todos los grupos de marchadores, y porque independientemente de su sexo y nivel, eran capaces de marchar de forma controlada sobre el tapiz rodante durante al menos 3 minutos (Figura 1).

En el presente estudio se analizaron variables cinemáticas (lineal y angular) y espacio-temporales, las cuales fueron obtenidas de un sistema tridimensional (3D) y una plataforma optoelectrónica, respectivamente. Así, la prueba fue íntegramente grabada con el sistema 3D de captura del movimiento (CLIMA C13 series, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) compuesto por 8 cámaras de vídeo de alta resolución y alta velocidad (OptiTrack Prime 13, 1280x1024 píxels, 240 Hz, Natural-Point Inc., Oregón, Estados Unidos) sincronizadas y controladas a través de un ordenador mediante un software específico (Clinical 3DMA OT, Versión 6.10, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que realizaba la reconstrucción 3D del movimiento a través de las coordenadas 2D de cada marcador<sup>20</sup>, aplicando un modelo de transformación lineal directa (DLT). Se analizaron 30 s de la prueba entre los minutos 2:30 y 3:00, siempre que no existiera pérdida de marcadores, en cuyo caso se seleccionaba el intervalo de 30 s inmediatamente anterior o posterior. En estos 30 s de prueba se registraban más de 40 pasos con cada pierna, lo que es considerado como una muestra suficientemente representativa<sup>10</sup>.

En el mismo intervalo de tiempo se llevó a cabo un análisis espacio-temporal de la marcha, registrando el tiempo de contacto (i.e.; tiempo en el que cualquiera de los dos pies se encontraba en contacto con el suelo) y el tiempo de vuelo (i.e.; tiempo en el que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo). Para ello se utilizó la plataforma optoelectrónica insertada en el tapiz rodante (SportJump System Pro, DSD Inc, León, España). Esta plataforma ha sido anteriormente validada<sup>15</sup>, y contaba con un área de registro de  $65 \times 150 \text{ cm}$  y una resolución de 1000 Hz, conectándose a un ordenador donde estaba instalado el software Sport-Bio-Running

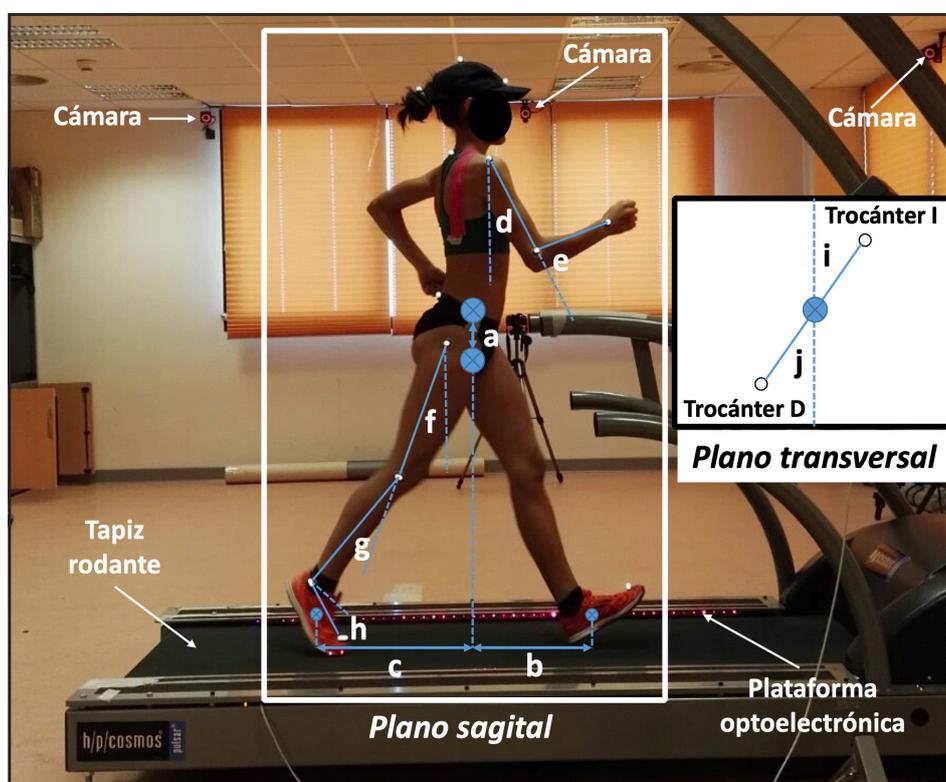
(Desarrollo de Software Deportivo, DSD Inc., León, España), el cual registraba tiempos de contacto y de vuelo. Los registros obtenidos tanto del sistema 3D como de la plataforma láser se promediaron para el intervalo de 30 s analizado, considerando estos valores como representativos de la prueba.

### *Análisis de las variables cinemáticas de la marcha*

La frecuencia de paso fue obtenida a partir de la suma de los tiempos de contacto y de vuelo registrados en la plataforma optoelectrónica y, a partir de ella y de la velocidad del tapiz rodante, se dedujo la amplitud de paso ( $\text{Amplitud} = \text{Velocidad} \cdot \text{Frecuencia}^{-1}$ ) [21], la cual fue normalizada respecto a la altura trocantérea de cada marchador. Igualmente se normalizaron la frecuencia de paso ( $\text{Frecuencia normalizada} = \text{Frecuencia} / \sqrt{(\text{HT} \cdot 9.81 - 1)}$ ) y el tiempo de contacto ( $\text{Tc normalizado} = \text{Tc} / \sqrt{\text{HT} / 9.81}$ ), dividiéndolos entre la raíz cuadrada del cociente entre la altura trocantérea y la gravedad, atendiendo a la propuesta de

recientes estudios sobre carrera de larga distancia [25].

La posición del centro de gravedad (CG) se obtuvo a partir de los marcadores anatómicos que delimitaban los segmentos corporales, utilizando los parámetros inercia de Zatsiorsky y Seluyanov (1988) [16]. La oscilación del CG se obtuvo a partir de la diferencia entre el punto más alto y el más bajo en cada paso (Figura 1). La distancia de frenado e impulso fueron obtenidas como la distancia horizontal entre la proyección del CG en el suelo y el centro de masas del pie en los momentos de contacto y despegue respectivamente. Para determinar estos instantes temporales se utilizaron la mínima velocidad vertical del marcador ubicado en el trocánter mayor del fémur de la pierna que contactaba con el suelo y el segundo pico de velocidad vertical del marcador de la cabeza del tercer metatarsiano de la pierna que abandonaba el suelo, respectivamente [28]. Ambas distancias también fueron normalizadas a la altura trocantérea de cada marchador para el análisis estadístico.



**Figura 1.** Ilustración del protocolo de valoración del estudio. Principales variables cinemáticas lineales y angulares registradas en los planos sagital y transversal: a-oscilación del Centro de Gravedad; b-distancia de frenado; c-distancia de impulso; d-ángulo del hombro; e-ángulo del codo; f-ángulo de la cadera; g-ángulo de la rodilla; h-ángulo del tobillo; i-rotación anterior de la pelvis; j-rotación posterior de la pelvis.

Las variables cinemáticas angulares se analizaron tanto en el plano sagital (flexo-extensión) como en el transversal (rotación), correspondiéndose el valor 0 con la posición anatómica (Figura 1). En el plano sagital se analizaron las máximas y mínimas angulaciones (flexión y extensión, respectivamente) de las articulaciones del hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo. Adicionalmente, para el análisis de las extremidades inferiores (i.e.; cadera, rodilla y tobillo) se registraron estas angulaciones en cuatro instantes del ciclo de marcha: 1-contacto, primer contacto del pie adelantado con el suelo; 2-medio apoyo, momento en el que la proyección vertical del CG coincidía con el CM del pie de apoyo; 3-despegue, último contacto del pie retrasado con el suelo; 4-medio vuelo, instante de vuelo de la pierna libre en el que la pierna de apoyo se encuentra en la fase de medio apoyo. En el plano transversal se analizaron los ángulos de rotación anterior y posterior de la pelvis, empleando una modificación de la metodología propuesta por Hanley et al. (2011). Para ello se generaron dos vectores proyectados en este plano, a partir de las coordenadas del CG y de los trocánteres mayores de los fémures derecho e izquierdo, obteniendo el ángulo de estos vectores respecto al eje transversal del tapiz rodante (Figura 1). La rotación anterior se expresó en valores positivos y la rotación posterior en valores negativos. Los registros de 30 s de los hemicuerpos derecho e izquierdo se promediaron para el análisis de las variables cinemáticas angulares de ambos planos (i.e.; sagital y transversal), tomando este valor como representativo de la prueba.

#### *Análisis estadístico*

Los resultados son expresados como media  $\pm$  DS. El software SPSS+ V.17.0 fue utilizado para el análisis estadístico (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). El test de Kolmogorov-Smirnov fue aplicado para asegurar la distribución normal de todas las variables analizadas. La homocedasticidad de todas las variables biomecánicas analizadas fue comprobada mediante el Test de Levene. Un análisis de la varianza (ANOVA) de dos vías fue utilizado para analizar el efecto del nivel de rendimiento y el sexo

en las variables cinemáticas analizadas. La prueba posthoc de Newman-Keuls fue utilizada para establecer diferencias entre las medias. El tamaño del efecto ó “Effect size” (ES) de las diferencias encontradas también fue analizado (Cohen, 1988). La magnitud de las diferencias fue considerada trivial ( $ES < 0.2$ ), pequeña ( $0.2 \leq ES < 0.5$ ), moderada ( $0.5 \leq ES < 0.8$ ), y grande ( $ES \geq 0.8$ ).

#### **Resultados**

La Tabla 2 muestra un efecto del nivel de rendimiento deportivo (Alto Nivel vs. Amateur) en el tiempo de contacto ( $303 \pm 18$  vs.  $290 \pm 13$  ms;  $ES = -0.88$ ), el tiempo de contacto normalizado ( $1.03 \pm 0.05$  vs.  $0.99 \pm 0.04$  s·s<sup>-1</sup>;  $ES = -0.93$ ), el tiempo de vuelo ( $12 \pm 9$  vs.  $23 \pm 7$  ms;  $ES = 1.47$ ), la rotación anterior de la pelvis ( $19.4 \pm 2.3$  vs.  $16.3 \pm 4.0^\circ$ ;  $ES = -0.90$ ), la extensión de la cadera ( $-22.1 \pm 2.6$  vs.  $-25.5 \pm 2.7^\circ$ ;  $ES = 1.31$ ) y la flexión de rodilla en el despegue ( $23.4 \pm 3.9$  vs.  $17.5 \pm 3.6^\circ$ ;  $ES = -1.58$ ), la flexión de rodilla en el medio vuelo ( $77.5 \pm 5.6$  vs.  $83.4 \pm 6.6^\circ$ ;  $ES = 1.11$ ), la flexión dorsal de tobillo en el medio vuelo ( $-6.1 \pm 5.2$  vs.  $-2.0 \pm 3.8^\circ$ ;  $ES = 1.01$ ), la máxima flexión del codo ( $98.0 \pm 9.7$  vs.  $112.5 \pm 6.5$ ;  $ES = 1.77$ ) y la máxima extensión del codo ( $67.3 \pm 10.86$  vs.  $85.1 \pm 10.4^\circ$ ;  $ES = 1.67$ ). No se hallaron diferencias en el resto de variables analizadas.

La Tabla 2 también muestra un efecto del sexo (hombres vs. mujeres) en la frecuencia de paso ( $189.8 \pm 6.0$  vs.  $193.8 \pm 7.4$  ppm;  $ES = 0.60$ ) y la frecuencia de paso normalizada ( $10.6 \pm 0.46$  vs.  $11.1 \pm 0.6$  Hz·s<sup>-1</sup>;  $ES = 0.92$ ), así como en la amplitud de paso ( $1.05 \pm 0.04$  vs.  $1.03 \pm 0.04$  m;  $ES = -0.58$ ) y la amplitud de paso normalizada ( $1.20 \pm 0.06$  vs.  $1.24 \pm 0.05$ ;  $ES = 0.61$ ). El tiempo de contacto fue mayor en hombres ( $302 \pm 15$  vs.  $291 \pm 16$  ms;  $ES = -0.75$ ), sin diferencias entre sexos cuando esta variable fue normalizada ( $1.00 \pm 0.05$  vs.  $1.01 \pm 0.04$  s·s<sup>-1</sup>;  $ES = -0.27$ ), y el tiempo de vuelo fue mayor en mujeres ( $16 \pm 10$  vs.  $20 \pm 9$  ms;  $ES = 0.63$ ), sin diferencias en la oscilación vertical del CG ( $4.7 \pm 0.5$  vs.  $4.9 \pm 0.7$  cm;  $ES = 0.32$ ). Las mujeres presentaron menor distancia de frenado en términos absolutos ( $-34.0 \pm 2.4$  vs.  $-30.3 \pm 2.1$  cm;  $ES = -1.62$ ) y relativos ( $0.39 \pm 0.03$  vs.

	AMATEUR		ALTO NIVEL		ANOVA (valor F)		
	Hombres (n= 7)	Mujeres (n= 9)	Hombres (n= 6)	Mujeres (n= 6)	Nivel	Sexo	Nivel × Sexo
Frecuencia (ppm)	191±4	194±7	188±8	194±8	0.65	<b>2.48</b>	0.65
Frecuencia Norm. (Hz·s <sup>-1</sup> )	10.7±0.3	11.1±0.6	10.4±0.6	11.1±0.5	0.64	<b>5.91</b>	0.45
T. contacto (ms)	291±6	290±17	313±14	293±16	<b>5.30</b>	<b>3.90</b>	<b>2.69</b>
T. contacto Norm. (s·s <sup>-1</sup> )	0.98±0.02	0.99±0.05	1.04±0.04	1.01±0.04	<b>5.89</b>	0.52	1.65
T. vuelo (ms)	23±5	20±11	6±5	17±9	<b>10.6</b>	<b>2.63</b>	<b>4.52</b>
Amplitud (m)	1.05±0.02	1.03±0.04	1.06±0.05	1.03±0.04	0.26	<b>2.31</b>	0.25
Amplitud Norm.	1.21±0.06	1.23±0.05	1.20±0.06	1.25±0.05	0.16	<b>2.58</b>	0.00
Oscilación CG (cm)	4.8±0.5	5.0±0.7	4.5±0.6	4.7±0.8	1.14	0.66	0.01
D. Frenado (cm)	33.0±2.5	30.4±2.5	34.9±1.9	30.9±1.5	1.17	<b>18.0</b>	1.25
D. Frenado Norm.	0.38±0.02	0.36±0.02	0.39±0.03	0.37±0.01	1.13	<b>8.0</b>	0.25
D. Impulso (cm)	39.7±2.1	40.4±2.6	39.7±2.1	38.9±3.1	0.61	0.0	0.64
D. Impulso Norm.	0.46±0.03	0.48±0.02	0.45±0.03	0.47±0.03	1.30	<b>4.72</b>	0.01
Rot. Ant. Pelvis (°)	16.4±5.1	16.2±3.2	20.3±2.3	18.5±2.0	<b>5.54</b>	0.56	0.33
Rot. Post. Pelvis (°)	-23.3±4.0	-17.7±6.2	-22.2±5.6	-19.7±3.7	0.05	<b>4.33</b>	0.59
Flex. Hombro (°)	18.2±8.9	20.6±6.2	23.2±8.2	22.0±5.1	1.36	0.04	0.41
Ext. Hombro (°)	-61.0±9.0	-62.1±4.9	-64.0±10.1	-60.3±6.2	0.04	0.20	0.68
Flex. Codo (°)	112±6	113±7	101±8	95±11	<b>21.5</b>	0.38	1.20
Ext. Codo (°)	79.9±9.6	89.1±9.6	65.7±12.2	68.9±10.0	<b>19.1</b>	<b>2.50</b>	0.60
Flex. Cadera 1 (°)	19.5±2.6	18.0±1.5	20.1±2.6	18.6±1.9	0.55	<b>3.29</b>	0.00
Ext. Cadera 3 (°)	-24.3±3.2	-26.5±2.1	-20.5±1.8	-23.7±2.7	<b>11.9</b>	<b>8.2</b>	0.26
Flex. Rodilla 1 (°)	2.2±2.8	2.2±2.9	3.0±3.1	3.9±3.5	1.09	0.13	0.11
Flex. Rodilla 2 (°)	-0.3±5.3	-1.2±4.1	-0.8±5.7	1.5±2.0	0.40	0.16	0.88
Flex. Rodilla 3 (°)	18.4±4.1	16.8±3.3	25.0±4.0	21.9±3.4	<b>17.1</b>	<b>2.75</b>	0.28
Flex. Rodilla 4 (°)	78.2±3.1	87.5±5.6	74.6±5.5	80.4±4.3	<b>8.5</b>	<b>16.8</b>	0.95
Flex. Tobillo 1 (°)	-11.2±4.2	-10.1±3.5	-13.6±3.2	-10.2±2.3	0.86	<b>2.96</b>	0.73
Flex. Tobillo 2 (°)	-2.6±3.3	-1.7±2.7	-3.0±4.3	-3.0±1.8	0.49	0.11	0.15
Flex. Tobillo 3 (°)	10.6±3.7	12.3±3.2	8.3±3.4	11.1±4.6	1.61	<b>2.56</b>	0.17
Flex. Tobillo 4 (°)	-4.1±3.1	-0.3±3.6	-9.1±3.8	-3.1±4.8	<b>8.35</b>	<b>11.4</b>	0.58

*T.= Tiempo; CG= Centro de Gravedad; D.= Distancia; Rot.= Rotación; Ant.= Anterior; Post.= Posterior; Flex.= Flexión; Ext.= Extensión; ROM= Rango de Movimiento; 1= Instante de contacto del talón con el suelo; 2= Instante de sostén o medio apoyo; 3= Instante de despegue de la puntera del suelo; 4= Instante de medio vuelo. Resultados del análisis de la varianza (ANOVA, valor F): Nivel= efecto del nivel (Alto nivel vs. amateur); Sexo= efecto del sexo (hombres vs. mujeres); Nivel x sexo: interacción entre el Nivel y el Sexo. En negrita se indica cuándo el análisis post-hoc de la prueba ANOVA (valor F) mostró un nivel estadísticamente significativo (p < 0.05).*

**Tabla 2.** Variables cinemáticas analizadas durante la marcha a 12 km · h<sup>-1</sup>. Diferencias entre nivel (12 Alto Nivel; 16 Amateur) y sexo (13 hombres; 15 mujeres)

0.36±0.01; ES= -1.08), similar distancia de impulsión en términos absolutos (39.8±2.0 vs. 39.8±2.8 cm; ES= 0.00) y mayor distancia de impulsión en términos relativos (0.45±0.03 vs. 0.48±0.03; ES= 0.83) respecto a los hombres. Además, las mujeres presentaron una menor flexión de cadera (19.7±2.5 vs. 18.3±1.6°; ES= -0.69) y flexión dorsal de tobillo (-12.5±3.8 vs. -10.1±3.0°; ES= -0.66) en el primer contacto con el suelo, y una mayor extensión de cadera (-22.1±3.2 vs. -25.4±2.7°; ES= 0.85) y flexión plantar de tobillo (9.5±3.6 vs. 11. -8±3.7°; ES= 0.61) en el momento de despegue, donde mostraron una menor rotación posterior de la pelvis (-19.7±3.7 vs. -17.7±6.2°; ES= -0.71). En la fase de recobro mostraron una mayor flexión de rodilla (76.2±4.8 vs. 84.7±6.1°; ES= 1.57) y una menor flexión dorsal de tobillo (-6.3±4.2° vs. -1.4±4.2°; ES= -1.29). Respecto al movimiento de las extremidades superiores, no se observaron diferencias significativas debidas al sexo.

La Tabla 2 muestra interacciones entre Nivel × Sexo en el tiempo de contacto (ES= 0.62) y el tiempo de vuelo (ES= 0.81), lo que significa que el tiempo de contacto aumentó y el tiempo de vuelo disminuyó más en los hombres que en las mujeres, al comparar Alto nivel vs. Amateur. Esta interacción Nivel × Sexo no se observó al analizar el tiempo de contacto normalizado.

## Discusión

Existen numerosas diferencias cinemáticas entre atletas de nivel amateur y alto nivel, así como entre hombres y mujeres cuando marchan a una velocidad similar (i.e.; con similares requerimientos de rendimiento). Por ejemplo, el tiempo de contacto, rotación anterior de la pelvis y flexión de rodilla en el despegue fueron superiores en atletas de alto nivel y hombres, respecto a atletas amateurs y mujeres, respectivamente. Algunos de estos hallazgos concuerdan con estudios anteriores, mientras que otros no, lo que será objeto de la presente discusión, con el propósito de llegar a unas conclusiones que nos permitan conocer mejor la técnica de esta disciplina deportiva.

Frecuencia y amplitud de paso son las prin-

cipales variables que determinan la velocidad de desplazamiento<sup>9, 10</sup>. Los valores de frecuencia registrados fueron similares entre niveles y mayores en mujeres (Tabla 2), coincidiendo en estas últimas con el rango de ~190-200 ppm que ha sido descrito en estudios previos para las velocidades de competición<sup>3, 4, 7, 11, 17</sup>. En la línea de lo descrito en la literatura específica, la amplitud de paso es más importante que la frecuencia para incrementar la velocidad en esta disciplina<sup>17</sup>. En este sentido, los trabajos previos han obtenido diferencias en la amplitud de paso en función del nivel de rendimiento<sup>3</sup>, posiblemente porque los atletas marchaban a diferentes velocidades. Teniendo en cuenta los resultados del presente trabajo, a la misma velocidad de marcha, no existen diferencias en la frecuencia y amplitud de paso, tal y como han descrito estudios previos sobre la carrera<sup>23</sup>. En relación al sexo, estudios previos ya han indicado que las mujeres marchan a la misma velocidad que los hombres con menos amplitud y mayor frecuencia de paso<sup>10, 17</sup>, en la línea de los resultados obtenidos en el presente estudio. La frecuencia de paso fue también mayor en mujeres cuando se relativizó en función de la longitud de sus extremidades inferiores<sup>25</sup>. Además, al normalizar la amplitud de paso las diferencias aumentan ligeramente (Tabla 2). Ambos hallazgos en conjunto resultan novedosos, y ponen de manifiesto que estas diferencias no se deben únicamente al dimorfismo sexual en la estatura o altura trocantérea (Tabla 1), sino a otros factores de índole físico (e.g.; fuerza muscular).

También en la línea de los resultados de estudios previos, el tiempo de contacto fue mayor a mayor nivel de rendimiento y en los hombres<sup>3, 11</sup>. Relativizado el tiempo de contacto esta diferencia sólo se observó en función del nivel, y no del sexo (Tabla 2). Esto se debió a que las mujeres no presentaron registros muy diferentes en los tiempos de contacto y de vuelo en función de su nivel (como tampoco los presentaron en la frecuencia de paso), observándose una interacción Nivel × Sexo en las variables mencionadas (Tabla 2). Esto confirmaría la hipótesis anterior de que, una vez alcanzadas los 190-200 pasos por minuto, la velocidad de la marcha cambia princi-

palmente modulando la amplitud de paso. La velocidad de marcha utilizada en el presente trabajo (i.e.;  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) supuso, respecto a la mejor marca personal en la prueba de 5 km (Tabla 1), una velocidad del 77, 100, 90 y 113% en hombres de Alto Nivel, hombres de Nivel Amateur, mujeres de Alto Nivel y mujeres de Nivel Amateur, respectivamente. A pesar de que el incremento de velocidad fue similar en hombres y mujeres según su nivel de rendimiento (i.e.; 23%), la modulación de la amplitud de paso en hombres pudo ser diferente a la observada en mujeres. De otra parte, tanto en la carrera<sup>21</sup> como en la marcha atlética<sup>11</sup>, un mayor tiempo de contacto se ha asociado con una mejor economía de movimiento, posiblemente por la necesidad de aplicar una menor fuerza media durante el apoyo. El análisis del tiempo de contacto relativo a la longitud de las extremidades inferiores<sup>25</sup> confirma esta hipótesis, siendo diferente en función del nivel de rendimiento deportivo (Tabla 2), sin interacción con el sexo.

No se encontraron diferencias en las distancias de frenado e impulsión entre niveles de rendimiento, al no existir tampoco en la amplitud de paso, en cambio sí se hallaron diferencias entre sexos, presentando las mujeres una menor distancia de frenado, absoluta y relativa, similar distancia de impulsión absoluta y superior distancia de impulsión relativa (Tabla 2). La menor distancia de frenado en mujeres podría ser explicada por la menor flexión de cadera y flexión dorsal de tobillo en el contacto, y la mayor distancia de impulsión por la mayor extensión de cadera, rodilla y tobillo en el despegue, siendo la cadera la articulación clave para aumentar la amplitud de paso<sup>3</sup>. La mayor amplitud y distancia de impulsión relativas por parte de las mujeres se relacionan con el mayor tiempo de vuelo que presentan a la misma velocidad respecto a los hombres<sup>7</sup>, y podría justificarse como una adaptación para poder mantener la longitud de paso, ya que este tiempo se ha demostrado que puede constituir aproximadamente el 10% de la amplitud de paso durante la marcha atlética<sup>13</sup>. Se podría esperar que debido al mayor tiempo de vuelo de las mujeres su oscilación del CG fuera diferente como indican anteriores estudios<sup>7, 10</sup>, sin

embargo, no se encontraron diferencias ni entre niveles ni entre sexos, dándose esta controversia con estudios anteriores por la diferente metodología utilizada, ya que, en los estudios mencionados, los hombres y mujeres marchaban a distinta velocidad. Se puede deducir de los resultados del presente estudio, que las mujeres compensan su desventaja de no poder desplazar horizontalmente el CG durante la fase de apoyo haciéndolo durante la fase de vuelo. Igualmente, no habiéndose encontrado diferencias entre niveles de rendimiento, es posible que el CG oscile más durante el apoyo en los marchadores de más nivel, y más durante la fase de vuelo en los de menos nivel (mayor tiempo de vuelo), cuestión que debería ser investigada en futuros trabajos.

Al igual que en estudios previos<sup>7-10, 17</sup>, la rodilla se mantuvo recta ( $< 5^\circ$  de flexión)<sup>18</sup> en el momento de contacto inicial, llegando a la hiperextensión en el momento de sostén, sin diferencias entre nivel y sexo<sup>7, 20</sup>. Las diferencias principales en esta articulación y en la del tobillo se encontraron en los momentos de despegue y medio vuelo (Tabla 2). Los atletas de más nivel y los hombres presentaron mayor flexión de rodilla y menor flexión plantar de tobillo en el despegue. Este hallazgo podría estar relacionado con los pocos estudios sobre activación muscular y rendimiento en la marcha atlética, que vienen a indicar una mayor participación de la musculatura extensora del tobillo (i.e.; músculos gastrocnemios y sóleo) y flexora de la cadera (i.e.; músculo recto femoral) en la fase final de la impulsión<sup>26, 27</sup>. Futuros trabajos podrían analizar la coordinación de las articulaciones de la cadera y el tobillo en esta fase, por su posible relación con el rendimiento deportivo<sup>3</sup>. Igualmente, estos marchadores presentaron menor flexión de rodilla y flexión plantar de tobillo en la fase de medio vuelo, lo que coincidiría con la hipótesis de que su CG osciló menos durante el vuelo, y con el hecho de que dispusieron de menos tiempo de vuelo. Según la apreciación subjetiva de los entrenadores, la flexión de rodilla y flexión plantar de tobillo durante el medio vuelo son indicadores cualitativos que los jueces utilizan para decidir cuándo la fase de vuelo de los marchadores sobrepasa los límites

del reglamento<sup>4</sup>.

La rotación anterior de la pelvis fue mayor en atletas de alto nivel, mientras que la rotación posterior fue menor en las mujeres (Tabla 2). Se conoce que el movimiento de la pelvis es fundamental para minimizar la oscilación del CG y el tiempo de vuelo<sup>3</sup>, lo cual podría justificar las diferencias entre niveles de rendimiento. La mayor rotación anterior de la pelvis en atletas de más nivel permitiría a estos atletas marchar con tiempos de vuelo más bajos respecto a atletas de menor nivel (Tabla 2, 12 y 23 ms, respectivamente) y, por lo tanto, con menor riesgo de amonestación en competición. Por otro lado, la menor rotación posterior de la pelvis observada en las mujeres coincide con los hallazgos de estudios previos, que indican que una pelvis con mayor anchura y más masa es más difícil de rotar<sup>7, 10</sup>. Esta limitación en la movilidad de la rotación posterior de la pelvis se vería compensada con una mayor extensión de la cadera en el despegue, habiéndose descrito, al comparar varias velocidades, que esta articulación está asociada con la distancia de impulsión<sup>7</sup>, que es mayor en términos relativos en las mujeres respecto a los hombres (Tabla 2). En el presente trabajo se registró sólo el movimiento angular del vector formado por el centro de gravedad y ambos trocánteres mayores del fémur, y no propiamente el de la pelvis, debido al modelo biomecánico simplificado que se utilizó. Futuros trabajos deberían utilizar modelos biomecánicos más complejos que incluyan la pelvis.

En relación a la contribución de las extremidades superiores en la marcha atlética, se conoce que su movimiento ayuda a mantener el equilibrio y reducir la oscilación de CG<sup>7, 10</sup>, además de contrarrestar los movimientos de las extremidades inferiores<sup>9</sup>. Los marchadores de más nivel flexionaron menos sus codos, sin diferencias debidas al sexo (Tabla 2). Lo anterior puede interpretarse como una mayor contribución de las extremidades inferiores a la marcha en atletas de más nivel<sup>7, 10</sup>. Los valores del presente estudio no son comparables cuantitativamente, debido a que se emplean diferentes modelos biomecánicos, pero sí confirman cualitativamente que la extensión de los hombros es aproximadamente tres ve-

ces superior a la flexión<sup>5</sup>, lo que puede interpretarse como un movimiento muy activo de esta articulación hacia atrás, con el objetivo de ayudar a la pierna contralateral (i.e.; principio de acción-reacción) en el gesto de impulsión hacia delante.

Desde nuestro punto de vista, las principales limitaciones de este trabajo han sido dos: a-Al analizar el efecto del nivel de rendimiento en las variables cinemáticas, somos conscientes que los grupos de menor nivel también tienen menor edad (Tabla 1) y, por tanto, posiblemente menos años de práctica deportiva (variable no registrada en el presente trabajo), lo cual debe ser tenido en cuenta en futuros estudios. b-El modelo biomecánico utilizado para el análisis de la marcha fue simplificado (19 marcadores anatómicos), con el doble objetivo de evitar la ocultación de marcadores (i.e.; únicamente se disponía de 8 cámaras para la captura del cuerpo completo) y reducir el tiempo necesario para su colocación en los deportistas (i.e.; muchos de ellos eran de Alto Nivel de Rendimiento), por lo que el análisis cinemático angular no incluye movimientos de rotación interna/externa (plano transversal) y de abducción/aducción (plano frontal) de los segmentos implicados en la marcha, así como tampoco posibilita el análisis de los movimientos de la pelvis propiamente dicha (i.e.; se utiliza un modelo biomecánico de pelvis muy simple). c-La velocidad de marcha utilizada ha sido similar en todos los grupos de marchadores (i.e.; 12 km·h<sup>-1</sup>), independientemente de su nivel de rendimiento o sexo, para homogeneizar los requerimientos de rendimiento. Sin embargo, futuros trabajos podrían utilizar velocidades de marcha relativas (e.g.; al ritmo de competición, a un determinado porcentaje del VO<sub>2max</sub>...), valorando su efecto en las variables normalizadas (i.e.; frecuencia y amplitud de paso normalizadas, tiempo de contacto normalizado, distancias de frenado e impulso normalizadas).

## Conclusiones

A la misma velocidad de marcha, los atletas de mayor nivel están más tiempo en contacto con el suelo y menos tiempo volando res-

pecto a los de menor nivel, lo que podría estar asociado a su mejor economía de marcha, sin diferencias en frecuencia y amplitud de paso, en las distancias de frenado e impulsión ni en la oscilación vertical del CG. Las diferencias observadas en la rotación anterior de la pelvis, y la flexión de rodilla y tobillo en la fase de impulsión deberían ser analizadas con mayor detalle en futuros trabajos, utilizando modelos biomecánicos de captura y técnicas de análisis de los registros más sofisticados. Marchar con los codos más extendidos es un rasgo característico de los atletas de mayor nivel, lo cual debe ser tenido en cuenta en la enseñanza del modelo técnico.

A la misma velocidad de marcha, las mujeres deben suplir su menor amplitud de paso con una mayor frecuencia (disminuyendo el tiempo de apoyo y aumentando el de vuelo), lo que tendría un límite máximo sostenible de ~200 ppm, justificando, a nivel biomecánico, sus menores velocidades y rendimiento en competición. Para mantener la misma velocidad de marcha que los hombres, las mujeres deben acortar su distancia de frenado y aumentar su distancia de impulso durante el apoyo (en términos relativos), e igualmente deben aumentar su tiempo de vuelo (mayor distancia absoluta recorrida en vuelo). Para contrarrestar su menor rotación posterior de la pelvis en el momento de despegue, la extensión de cadera y rodilla debe aumentar de valor en el despegue. La mayor extensión de rodilla en el despegue (implica un mayor tiempo de vuelo), conjuntamente con la mayor flexión de rodilla y flexión dorsal de tobillo en la fase de medio vuelo (similar diferencia observada entre niveles y tenida en cuenta por los jueces), conllevarían un mayor riesgo de descalificación a la misma velocidad de marcha que los hombres.

### Agradecimientos

A los deportistas y entrenadores que participaron en este trabajo y al Centro de Alto Rendimiento de León (CAR León).

### Bibliografía

- 1 **International Association of Athletics Federations (IAAF):** Competition Rules 2018-2019. Monaco; 2014
- 2 **Grazier, P. S., & Mehdizadeh, S.** Reply to Carson and Collins: Comment on: "Challenging Conventional Paradigms in Applied Sports Biomechanics Research". *Sports Medicine*, 2019; 49: 831-832.
- 3 **Cazzola, D., Pavei, G., & Preatoni, E.** Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. *Journal of Sport and Health Science*, 2016; 5: 35-43.
- 4 **Pavei, G., & La Torre, A.** The effects of speed and performance level on race walking kinematics. *Sport Sciences for Health*, 2016; 12: 35-47.
- 5 **Hanley, B., & Bissas, A.** Ground reaction forces of Olympic and World Championship race walkers. *European Journal of Sport Science*, 2016; 16: 50-56.
- 6 **Dona, G., Preatoni, E., Cobelli, C., Rodano, R., & Harrison, A.J.** Application of functional principal component analysis in race walking: an emerging methodology. *Sports Biomechanics*, 2009; 8: 284-301.
- 7 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** Kinematic characteristics of elite men's and women's 20 km race walking and their variation during the race. *Sports Biomechanics*, 2011; 10: 110-124.
- 8 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** Kinematic characteristics of elite men's 50 km race walking. *European Journal of Sport Science*, 2013; 13: 272-279.
- 9 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** Technical characteristics of elite junior men and women race walkers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2014; 54: 700-707.
- 10 **Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A., & Minetti, A. E.** The biomechanics of race walking: literature overview and new insights. *European Journal of Sport Science*, 2014; 14: 661-670.
- 11 **Gómez-Ezeiza, J., Torres-Unda, J., Tam, N., Irazusta, J., Granados, C., & Santos-Concejero, J.** Race walking gait and its influence on race walking economy in world-class race walkers. *Journal of Sports Sciences*, 2018; 36: 2235-2241.
- 12 **De Angelis M, Menchinelli C.** Times of flight, frequency and length of stride in race

- walking. Proceedings of the ISBS Symposium. Milano, Italia. 15-19 Junio, 1992.p.85-88.
- 13 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** The contribution of the flight phase in elite race walking. ISBS-Conference Proceedings Archive. Poitiers, Francia. 29 Junio – 3 Julio, 2015.p.941-944.
  - 14 **Padulo, J., Annino, G., D'Ottavio, S., Vernillo, G., Smith, L., Migliaccio, G. M., & Tihanyi, J.** Footstep analysis at different slopes and speeds in elite race walking. The Journal of Strength and Conditioning Research, 2013; 27: 125-129.
  - 15 **Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J.** Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. Journal of Strength and Conditioning Research, 2013; 27: 1455-1462.
  - 16 **Gutiérrez, M.** (1999). Biomecánica deportiva. Madrid: Síntesis, 1999.
  - 17 **Centeno-Esteban, M. & García-López, J.** Análisis biomecánico de la marcha atlética, diferencias entre género y variables sensibles a la velocidad. Trabajo Fin de Grado. Universidad de León 2018.
  - 18 **Hanley, B., Tucker, C. B., & Bissas, A.** Differences between motion capture and video analysis systems in calculating knee angles in elite-standard race walking. Journal of Sports Sciences, 2018; 36: 1250-1255.
  - 19 **Ogueta-Alday, A., Molleda, F. M., & García-López, J.** Análisis biomecánico de la competición de 3000m obstáculos. Retos. Nuevas tendencias en Educación Física Deporte y Recreación, 2014; 26: 157-162.
  - 20 **Boisán, N. T., Leal, S. D., & García-López, J.** Influencia de la práctica de actividad física en la calidad de vida y la movilidad de hombro de mujeres operadas de cáncer de mama. Fisioterapia, 2010; 32: 200-207.
  - 21 **Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J.** Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2014; 46: 580-585.
  - 22 **Khare, K. K., Tripathi, M. M., Reddy, D. T. O., & Sajwan, A. S.** Relationship of selected biomechanical variables with the performance in race walking. Indian Journal of Movement Education and Exercises Sciences, 2011; 1: 1.
  - 23 **Ogueta-Alday, A., Morante, J.C., Gómez-Molina, J., & García-López, J.** Similarities and differences among half-marathon runners according to their performance level. PLOS ONE, 2018; 13: e191688
  - 24 **Tucker, C. B., & Hanley, B.** Gait variability and symmetry in world-class junior and senior race walkers. Journal of Sports Sciences, 2017; 35: 1739–1744.
  - 25 **Van Oeveren, B. T., de Ruiten, C. J., Beek, P. J., & van Dieën, J. H.** The biomechanics of running and running styles: a synthesis, Sports Biomechanics, 2021; DOI:10.1080/14763141.2021.1873411
  - 26 **Hanley, B., & Bissas, A.** Analysis of lower limb internal kinetics and electromyography in elite race walking. Journal of Sports Sciences, 2013; 31: 1222-1232.
  - 27 **Gomez-Ezeiza, J., Santos-Concejero, J., Torres-Unda, J., Hanley, B., & Tam, N.** Muscle Activation Patterns Correlate With Race Walking Economy in Elite Race Walkers: A Waveform Analysis. International Journal of Sports Physiology and Performance, 2019; 14: 1250-1255.
  - 28 **Milner, C., & Paquette, M. R.** A kinematic method to detect foot contact during running for all foot strike patterns. Journal of Biomechanics, 2015; 48: 3502-3505.