



universidad
de león



TRABAJO DE FIN DE GRADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE

Curso Académico 2017/2018

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA ATLÉTICA, DIFERENCIAS ENTRE GÉNERO Y VARIABLES SENSIBLES A LA VELOCIDAD

Biomechanical analysis of race walking, gender differences and sensitive
variable speed

Autor: Mario Centeno Esteban

Tutor: Dr. Juan García López

Fecha: 27 de Junio de 2018

VºBº TUTOR

VºBº AUTOR

ÍNDICE

RESUMEN.....	1
1. INTRODUCCIÓN	3
2. OBJETIVOS Y COMPETENCIAS A DESARROLLAR POR EL ESTUDIANTE.....	10
3. METODOLOGÍA	11
3.1. Sujetos	11
3.2. Procedimiento.....	11
3.3. Obtención y tratamiento de datos	13
3.4. Análisis estadístico	16
4. RESULTADOS.....	16
5. DISCUSIÓN	21
6. CONCLUSIONES	26
7. APLICACIONES PRÁCTICAS Y PERSPECTIVAS DE FUTURO	27
8. BIBLIOGRAFÍA	28
9. Anexos	30
9.1. Anexo 1. Consentimiento Informado.....	30
9.2. Anexo 2. Aprobación del Comité de Ética	32
9.3. Anexo 3. Modelo de Informe	33

RESUMEN

Los objetivos fueron determinar las diferencias biomecánicas entre hombres y mujeres marchadores, e identificar las variables cinemáticas sensibles a la velocidad. Ocho marchadores de alto nivel (4 mujeres y 4 hombres) fueron evaluados a 3 velocidades en un tapiz rodante mientras se analizaban variables biomecánicas con un sistema 3D (cinemática lineal y angular) y una plataforma láser (frecuencia y amplitud de paso, tiempo de vuelo). Las mujeres marcharon con menor amplitud y mayor frecuencia de zancada que los hombres a velocidades similares. Además, mostraron una mayor amplitud y mayor distancia de impulsión relativa a la longitud de sus piernas, así como una mayor extensión de cadera en el despegue, lo que significa un mayor esfuerzo mecánico a la misma velocidad. Los hombres presentaron mayor rotación de caderas y menor separación de pies al marchar, lo que coincide con hallazgos previos. Con el incremento de la velocidad, además de la frecuencia, amplitud y tiempo de vuelo, aumentó la distancia de impulsión, sin cambios en la distancia de frenado y la oscilación del centro de gravedad. Para incrementar la velocidad, la rotación y extensión de caderas junto con la extensión de rodilla aumentaron en el momento de despegue. En conclusión, las diferencias biomecánicas de la marcha de hombres y mujeres se justifican por sus características antropométricas y físicas. Para conseguir un aumento de velocidad sin sobrepasar el límite reglamentario de tiempo de vuelo, la frecuencia, distancia de impulsión y extensión de rodilla en el despegue son factores clave.

Palabras clave: Marcha atlética, rendimiento deportivo, técnica, cinemática 3D.

ABSTRACT

The objectives were to determine the biomechanical differences between male and female race walkers, and to identify kinematic variables sensitive to speed. Eight high-level race walkers (4 women and 4 men) were race walked at 3 different speeds on a treadmill while analysing biomechanical variables with a 3D system (linear and angular kinematics) and laser platform (stride frequency, stride length, flight time). Women race walked with less stride length but more frequently than men at similar speeds. Additionally, they showed a longer stride length and a higher foot behind distance relative to leg length, as well as a higher extension of hip at the toe-off, which means more mechanical effort at the same speed. The men presented more pelvic rotation and less separation of the feet when race walking, supporting previous findings. When increasing speed, further to the stride frequency, stride length and flight time, foot behind distance increased, without changes in foot ahead distance and the vertical displacement of body center of mass. To increase the speed, the rotation and extension of the hips along with the knee extension increased at toe-off. In conclusion, the biomechanical differences between men and women are justified by their anthropometric and physical characteristics. To increase speed without exceeding the rule of flight time, stride frequency, foot behind distance and knee extension at toe-off are key factors.

Key words: Race walking, sports performance, technique, kinematic 3D

1. INTRODUCCIÓN

Dentro del deporte del Atletismo podemos encontrarnos diversas disciplinas como las carreras, los saltos, los lanzamientos y la marcha; siendo esta última sobre la que se va a centrar el presente trabajo. “La Marcha Atlética es una progresión de pasos ejecutados de modo que el atleta se mantenga en contacto con el suelo, a fin de que no se produzca pérdida de contacto visible (a simple vista). La pierna que avanza debe estar recta (es decir, no doblada por la rodilla), desde el momento del primer contacto con el suelo hasta que se halle en posición vertical” (art. 230.2 IAAF, 2018). El incumplimiento de cualquiera de estas dos reglas supondría una amonestación (tarjeta roja) y la acumulación de 3 amonestaciones por 3 jueces distintos la descalificación de la prueba, por lo que el modelo técnico adquiere gran importancia (IAAF, 2018). Esta disciplina forma parte tanto de campeonatos de atletismo (Europeos y Mundiales) como del programa de los Juegos Olímpicos, siendo 3 y 5 km las distancias oficiales, para hombres y mujeres, respectivamente, en pista cubierta; y 5, 10, 20, y 50 km para pista al aire libre, sin existir diferencias entre hombres y mujeres, estas competiciones pueden celebrarse en ruta o en pista (IAAF, 2018).

La marcha atlética no es más que una evolución a partir de la forma de andar, siempre buscando la mayor eficiencia y eficacia del movimiento dentro de las limitaciones que impone el reglamento, lo que obliga a tener una técnica compleja. En la era moderna tiene su origen a finales del s. XVIII, por medio de competiciones con apuestas, que tenían lugar en Europa y USA, en donde de forma individual los participantes recorrían distancias desmesuradas (Bravo, 1998). Su incorporación al programa olímpico no tuvo lugar hasta los Juegos Olímpicos de Londres en 1908, con distancias de 10 millas; teniendo que esperar hasta los JJOO de Melbourne en 1956 para la oficialización definitiva de los 20 y 50 km marcha (Rius Sant, 2016). La incorporación de una prueba femenina en los JJOO no se produjo hasta los JJOO de Barcelona en 1992, sobre la distancia de 10 km (Bravo, 1998). En su evolución técnica, el cambio más radical se produjo en 1995, cuando la IAAF introdujo la regla de que la pierna debía de mantenerse “enderezada” por la rodilla desde el primer contacto con el suelo hasta la vertical del apoyo, cambiando el modelo técnico de los marchadores (Pavei, Cazzola, La Torre, & Minetti, 2014).

El reglamento actual impone a los marchadores un modelo técnico concreto. Por lo tanto, lo más razonable es dividir este modelo en diferentes fases (Figura 1) (Rius Sant, 2016; Gil, Marín & Pascua, 2005):

- Doble apoyo: se produce cuando el marchador tiene los dos pies en contacto con el suelo o en su defecto no se aprecia pérdida de contacto con el suelo.

- Tracción: durante esta fase la rodilla de la pierna de apoyo debe estar completamente extendida. Se inicia con el contacto del talón hasta que la pierna se coloca perpendicular al suelo, durante toda esta fase existe una gran implicación de glúteos e isquiotibiales.
- Sostén: la pierna de apoyo del marchador se coloca perpendicular al suelo y completamente extendida. La cadera de la pierna de apoyo se encuentra en la parte alta, mientras que la cadera contraria y los brazos se encuentran en su parte baja, con fin de minimizar la oscilación vertical del centro de gravedad (en adelante CG).
- Impulsión: en esta fase se genera la mayor velocidad de desplazamiento. Se inicia en el momento que el CG se encuentra por delante de la pierna de apoyo y finaliza con la pérdida de contacto con el suelo. Durante esta fase tiene especial relevancia la flexión plantar provocada por el tríceps sural.
- Oscilatoria: en esta fase se superpone a otras, es el periodo mientras la pierna libre va hacia adelante para dar un paso más. Esta pierna avanza flexionada por la rodilla rozando el pie el suelo sin contracción de los tibiales, en la última parte de esta fase se produce una extensión completa de la rodilla, para posteriormente contactar con el suelo.

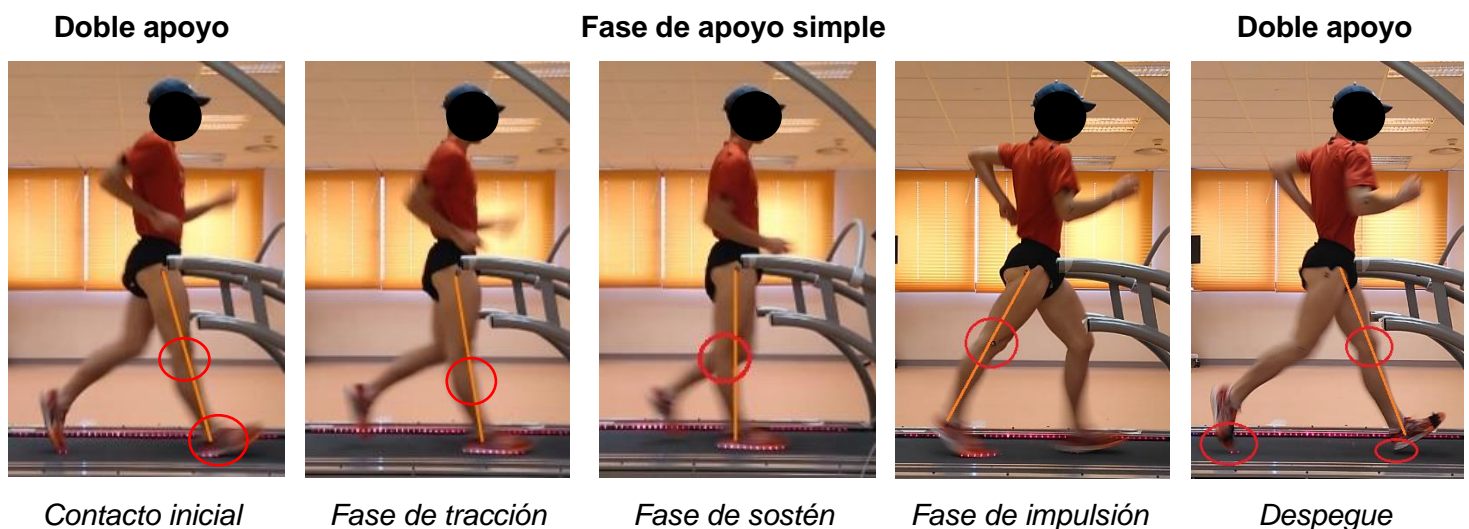


Figura 1. Imagen de las fases del modelo técnico de la marcha atlética.

Los actuales Récords del Mundo en hombres y mujeres oscilan entre los 18:07.08 - 11:40.33 min y 3:32:32 - 4:05:56 horas, para las distancias entre 3, 5 y 50 km (IAAF, 2017). Por lo tanto, dicha disciplina se englobaría dentro de los deportes de resistencia, concretamente en la resistencia de larga duración, predominando las fibras ST en mayor proporción cuanto mayor sea la duración, así como aumentando la capacidad aeróbica de los

atletas (Navarro, 1998). En función del tiempo de la prueba las podemos clasificar en: resistencia de larga duración I (10 – 35 min) para las distancias de 3 y 5 km; resistencia de larga duración II (35 – 90 min) para las distancias de 10 y 20 km; y resistencia de larga duración III (90 min – 6 horas) para la distancia de 50 km, siendo necesaria en esta prueba la ingesta de alimentos, además de líquidos, debido a que los depósitos de glucógeno de los músculos e hígado no son suficientes (Navarro, 1998). Se han identificado una serie de factores de rendimiento específicos de este deporte (Marín, 1998): psicológicos (motivación, voluntad, resistencia al stress, inteligencia y comprensión); morfológicos (talla, peso, % grasa, longitud segmentos y masa magra); fisiológicos (energéticos, neurofisiológicos y neuromusculares); y biomecánicos (anatomía funcional, cinemática y dinámica). Todos ellos deben tenerse en cuenta a la hora de planificar una temporada, porque menospreciar cualquiera de ellos puede llevarnos a un mal resultado en la competición.

Dentro de los factores morfológicos o antropométricos encontramos a marchadores de élite (80.4 min en 20 km) con una talla media de 177.1 cm, una masa de 66.4 kg y un sumatorio de 8 pliegues cutáneos (bíceps, tríceps, subescapular, supraespinal, abdominal, supraíliaco, la mitad del muslo y la pantorrilla medial) de 49.3 mm (Gómez-Ezeiza, Torres-Unda, Tam, Irazusta, Granados, & Santos-Concejero, 2018), teniendo por lo tanto un índice de masa corporal de $21.17 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$. Respecto a los factores fisiológicos los mismos marchadores presentan un consumo máximo de oxígeno de $64.8 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (Drake, Cox, Godfrey, & Brooks, 2003) y una economía de carrera de $241.3 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$ (Gómez-Ezeiza *et al.*, 2018), correlacionándose positivamente esta última variable con el rendimiento, siendo los marchadores más rápidos los más económicos (Gómez-Ezeiza *et al.*, 2018).

Desde la perspectiva de la biomecánica deportiva se han realizado varios estudios con el fin de obtener una serie de parámetros relacionados con el rendimiento que permitan ayudar a los atletas a mejorar sus marcas. Entre los análisis biomecánicos utilizados podemos distinguir aquellos en los que se estudia la cinemática (parámetros espacio-temporales, cinemática lineal y angular), cinética (fuerzas de reacción con el suelo) y electromiografía de superficie (activación muscular y sinergias musculares).

La cinemática ha sido el tipo de análisis más utilizado para el estudio de la técnica en la marcha atlética. Básicamente consiste en la medición de parámetros lineales o rotacionales durante las sesiones de entrenamiento o incluso en competiciones. La mayoría de los estudios han realizado análisis cinemáticos en 2 dimensiones (2D), y sólo un estudio muy reciente lo ha hecho en 3 dimensiones (3D) (Cazzola, Pavei, & Preatoni, 2016). Los estudios han intentado medir y determinar cuáles de estos parámetros están relacionados con el rendimiento deportivo.

Al analizar las variables velocidad, frecuencia y longitud de zancada (determinantes de la velocidad de marcha), un estudio constató la pérdida gradual de velocidad en pruebas de 20 y 50 km, fundamentalmente debido a un acortamiento de la longitud de zancada, decreciendo ligeramente la frecuencia en la prueba de 20 km y manteniéndose estable en 50 km (Pavei *et al.*, 2014). Igualmente, un estudio realizado con hombres y mujeres de élite en una prueba de 20 km marcha demostró que la variable más determinante del rendimiento era la longitud (valores medios de 1,21 y 1,06 m, respectivamente), ya que la cadencia se mantenía estable (valores medios en torno a 3,34 Hz), y encontrando una correlación negativa entre ellas (Hanley, Bissas, & Drake, 2011). Por lo tanto, podríamos afirmar que la velocidad de la marcha atlética y su mantenimiento a lo largo de la prueba dependen fundamentalmente de la longitud de zancada, y en menor medida de la frecuencia de zancada.

Antes de analizar los tiempos de vuelo y de contacto, así como la oscilación del centro de gravedad, es conveniente mencionar que normalmente el ojo humano no es sensible para detectar tiempos de vuelo por debajo de 40 milésimas de segundo ó 0.04 s (por encima de 25 Hz) (De Angelis & Menchinelli, 1992), aunque también hay quien afirma que este límite estaría en 16 Hz ó 0.06 s (Winter, 2005). El reglamento de la prueba penaliza específicamente el vuelo visible de los marchadores, mediante una amonestación que puede conllevar una descalificación (acumulación de tres amonestaciones). Se ha cuantificado un valor de tiempo de vuelo de 0.03 segundos para hombres y de 0.02 segundos para mujeres en 20 km marcha, siendo esta variable también sensible a la velocidad (a mayor velocidad aumenta el tiempo de vuelo y disminuye tiempo de contacto) (Pavei *et al.*, 2014). Así, en pruebas de 50 km marcha, donde la velocidad media es menor, los tiempos de contacto son más altos que en 20 km y, en consecuencia, el tiempo de vuelo menor (Hanley, Drake, & Bissas, 2012). Al comparar hombres y mujeres, durante la prueba de 20 km, se observó que el desplazamiento vertical del centro de gravedad fue menor en las mujeres (51 y 44 mm, respectivamente), debido a su menor amplitud de paso y tiempo de vuelo (Hanley *et al.*, 2011). En hombres de élite se ha demostrado una correlación positiva entre la amplitud de paso y el tiempo de vuelo, y en hombres y mujeres de élite una correlación negativa de este último con la cadencia (Hanley *et al.*, 2011). En mujeres, debido a esto, es posible afirmar que el tiempo de vuelo (posible descalificación) va a ser un parámetro fundamental del rendimiento, ya que condiciona la amplitud de paso (principal condicionante de la velocidad).

A nivel de cinemática angular, en el plano transversal se han analizado las rotaciones de cadera y hombros durante la marcha, no encontrándose diferencias entre géneros en el factor X (rango de movimiento en la rotación-contrarrotación de hombros-caderas) (Hanley *et al.*, 2011). Sin embargo, los hombres tuvieron una mayor rotación de caderas que las mujeres, y las mujeres una mayor rotación de hombros que los hombres durante una prueba de 20 km,

lo que podría estar justificado por la estatura de los hombres, para el caso de la rotación pélvica, debido a que los atletas más grandes necesitan girar más sus pelvis para lograr una caminata en línea recta (Hanley *et al.*, 2011). En el caso de la mayor rotación de los hombros en las mujeres, podría estar justificada desde el punto de vista de la inercia angular, siendo mayor en las caderas de las mujeres, y debiendo contrarrestarse con un mayor movimiento de los hombros, mientras que los hombres, con mayor envergadura que aquéllas, requieren de menos rotación en los hombros (Hanley *et al.*, 2011). En el plano sagital, en el contacto inicial el tobillo se encuentra en flexión dorsal, la rodilla extendida y la cadera ligeramente flexionada; en la posición de sostén, el tobillo aún sigue en flexión dorsal, la rodilla se hiperextiende y la cadera se encuentra en posición anatómica o neutra; mientras que en el despegue el tobillo pasa a flexión plantar, la rodilla se flexiona y la cadera se extiende. La mayoría de estas variables “convencionales” son sensibles al cambio de velocidad de la marcha (Pavei *et al.*, 2014). Durante estas fases los miembros superiores se encuentran equilibrando el cuerpo. Para ello en la posición inicial el hombro contralateral se extiende y se flexiona en la posición de despegue, siendo mayor la amplitud de movimiento de los hombros en mujeres que en hombres, apareciendo la situación contraria en los codos, lo que podría estar también explicado por los momentos de inercia que se producen en este segmento corporal (Hanley *et al.*, 2011). Por lo tanto, podríamos indicar que la parte superior del cuerpo realiza una función estabilizadora durante la marcha, contribuyendo en cierta medida a las fuerzas de impulsión producidas por los segmentos inferiores.

Tal y como se ha comentado anteriormente, sólo un estudio cinemático ha utilizado tecnología 3D. y ha tratado de investigar sobre la variabilidad de la coordinación en la marcha atlética, así como otras variables convencionales (longitud de zancada, cadencia, tiempo de contacto y de vuelo, inclinación y rotación pélvica y flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo). Para realizarlo han utilizado sistemas dinámicos, concretamente CRP, herramienta mucho más sensible que los convencionales análisis biomecánicos. La CRP mide la coordinación existente entre dos segmentos corporales, indicando cómo actúa un segmento con relación a otro en cada fase de la marcha. Como resultado de este estudio, tanto las variables convencionales como las coordinativas sufrían cambios debido a la velocidad de la marcha, siendo mucho más sensibles las coordinativas, sobre todo para diferenciar distintos niveles. La variabilidad aumentó con el incremento de la velocidad, incluso se encontraron diferentes grados de variabilidad coordinativa entre atletas de diferente nivel, teniendo mayores niveles de variabilidad los atletas menos experimentados, pudiendo ser la variabilidad un indicador de mala coordinación o técnica durante la marcha (Cazzola, Pavei, & Preatoni, 2016). En conclusión, cuanto más estable sea el modelo técnico del marchador mejor será su rendimiento deportivo.

La cinética se ha encargado fundamentalmente del estudio de las fuerzas de reacción con el suelo, que consiste en medir las fuerzas vertical, anteroposterior y medio lateral que ejercen ambos pies contra el suelo con el fin de estudiar y valorar la técnica de la marcha atlética. En recientes estudios sobre marchadores profesionales se ha encontrado un patrón común en las fuerzas de reacción sobre el suelo, sin existir diferencias relevantes entre género (Hanley & Bissas, 2016). En el análisis de las fuerzas, todas fueron significativamente mayores que al caminar, sin embargo, fue relevante que después de la posición de sostén la fuerza vertical no aumentó. Esto fue debido a la escasa flexión de la rodilla en esta fase de la marcha, significando que el centro de gravedad sigue en esta fase una trayectoria plana. Respecto a la fuerza anteroposterior, los atletas analizados estuvieron un 16.8% del tiempo de paso frenándose (41% de la fase de apoyo simple), frente a un 75.4% del tiempo propulsándose, incluso también se ha demostrado que a mayores magnitudes de fuerza anteroposterior en la posición de sostén menores son los cambios en la velocidad de desplazamiento. Por último, aquellos atletas que marcharon con una menor separación entre apoyos tuvieron un pico de fuerza medial menor que los que lo hicieron con mayor separación, lo que hace pensar que cuanto más alineados sean los apoyos menor será el movimiento lateral requerido para mantener el equilibrio. Además, estos atletas no tuvieron que producir tanta fuerza vertical y anteroposterior en la fase de impulsión que aquellos con apoyos más separados lateralmente (Hanley & Bissas, 2016). Por lo tanto, podríamos concluir que cuanto menor sea la separación de los apoyos en el plano frontal menor será el frenado y, en consecuencia, el marchador deberá generar menos fuerza en la impulsión para mantener la velocidad de desplazamiento.

Por último, la **electromiografía** es una técnica que permite conocer el potencial eléctrico que se produce en la despolarización de la membrana externa de la fibra muscular. Concretamente, la electromiografía utilizada en los estudios de marcha atlética es la de superficie, que permite conocer la suma de potenciales de acción de unidades motoras individuales, que se generan por las descargas continuas e irregulares de las unidades motoras activas en el músculo (Fernández, Acevedo, & Taberning, 2007). En un estudio se midió a través de electromiografía superficial la actividad de siete músculos de la pierna (glúteo mayor, bíceps femoral, recto femoral, vasto lateral, gastrocnemio, soleo y tibial anterior) con el objetivo de describir la activación muscular en cada fase de la marcha (Hanley & Bissas, 2013). Se concluyó que el glúteo mayor y el bíceps femoral, actuando como sinergistas, actuaron como poderosos extensores de cadera desde el último periodo de la fase oscilatoria hasta la fase de sostén. La preponderancia de los isquiotibiales biarticulares fue alta debido a que también estaban implicados en la desaceleración de la extensión de la rodilla durante la fase oscilatoria. En el parte anterior del muslo, la activación del vasto lateral

se produjo antes, durante y después del contacto inicial, prolongándose hasta pasar la fase de sostén, lo que sugiere que es necesario tener los músculos del cuádriceps adecuadamente entrenados para poder mantener la extensión de rodilla. Sin embargo, el recto femoral realizó una actividad muscular más encaminada a la flexión de la cadera que a la extensión de la rodilla. En la parte inferior de la pierna, los músculos del tríceps sural se contrajeron tras el contacto inicial causando un movimiento de flexión plantar durante la fase de impulsión, en cambio el tibial anterior tuvo su activación durante la fase oscilatoria, donde el tríceps sural se mantuvo con una actividad baja (Hanley & Bissas, 2013). En consecuencia, se podría decir que los músculos con mayor influencia en el rendimiento serían los extensores de cadera, que minimizan la fase de frenado y el vasto lateral debido a que impide la flexión de rodilla hasta la fase de sostén.

Debido a que Hanley & Bissas (2017) en su investigación plantearon la hipótesis de que ciertos factores biomecánicos estarían relacionados con la eficacia del movimiento, se han aunado biomecánica y fisiología para intentar averiguar qué variables influyen en la economía de carrera. No se ha encontrado correlación entre la frecuencia ni la longitud de paso con la economía de carrera, sin embargo, sí existen correlaciones positivas entre esta variable y el tiempo de vuelo, así como con el porcentaje de tiempo de la fase oscilatoria; y correlaciones negativas con el tiempo de contacto, el porcentaje de tiempo de la fase de apoyo y la subfase de sostén o medio apoyo (Gómez-Ezeiza *et al.*, 2018). En conclusión, para mejorar su economía de carrera, y por lo tanto su rendimiento, los marchadores deben disminuir el tiempo de contacto y aumentar el tiempo de vuelo, variable que esta limitada por el reglamento.

2. OBJETIVOS Y COMPETENCIAS A DESARROLLAR POR EL ESTUDIANTE

El principal objetivo de este estudio es analizar variables espacio-temporales y cinemáticas en marchadores, hombres y mujeres de alto nivel, utilizando un sistema 3D. Con el análisis se pretende ampliar los estudios anteriores, especialmente los de Hanley & Bissas (2016) y Cazzola *et al.* (2016), con la definición de las variables sensibles a la velocidad, así como las diferencias biomecánicas existentes entre hombres y mujeres de nivel similar

Las competencias generales a desarrollar por el alumno durante este trabajo se basan en la elección y utilización de varios instrumentos relacionados con la biomecánica para la valoración de una actividad deportiva, así como a la investigación científica. Cabe destacar las siguientes:

- Adquirir la formación científica básica aplicada a la actividad física y al deporte para comprender, promover y evaluar la formación de hábitos relacionados con la actividad física y del deporte.
- Aplicar los fundamentos científicos de la motricidad humana a la mejora de la salud, el rendimiento o la calidad de vida.
- Comprender la literatura científica del ámbito de la actividad física y del deporte.
- Interpretar resultados y controlar variables utilizando diferentes métodos y técnicas instrumentales de medición o estimación, tanto de laboratorio como de campo; y aplicarlas en futuras tareas profesionales.
- Saber aplicar las tecnologías de la información y comunicación al ámbito de las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.
- Desarrollar competencias de aprendizaje autónomo y la adaptación a nuevas situaciones.
- Desarrollar hábitos de excelencia y calidad en el ejercicio profesional, actuando con respeto a los principios éticos necesarios.

Del mismo modo, con el desarrollo de este trabajo surgen una serie de competencias específicas relacionadas con la biomecánica:

- Aplicar los principios biomecánicos a los diferentes campos de la actividad física y del deporte.
- Seleccionar y dominar correctamente los instrumentos, herramientas y software para la obtención y tratamiento de los datos a analizar
- Manejar las variables biomecánicas derivadas del movimiento humano, concretamente de la marcha atlética.
- Realizar un análisis biomecánico a diferentes marchadores, siendo capaz de ofrecer información de utilidad a los sujetos.

3. METODOLOGÍA

3.1. Sujetos

En este estudio han participado 8 marchadores de nivel internacional (Tabla 1), competidores de las distancias de 5, 10 y 20 km. Todos ellos y su entrenador fueron informados de los objetivos del estudio, así como de sus riesgos, dando su consentimiento informado por escrito (Anexo 1). Además, el estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de León (Anexo 2). Tras las valoraciones, el entrenador de cada atleta recibió un informe sobre la valoración biomecánica del deportista (Anexo 3).

Tabla 1. Media (\pm SD) Características físicas de los sujetos.

	n	Edad (años)	Talla (cm)	HT (cm)	Peso (kg)	MP 5km (min)	MP 10km (min)	MP 20km (min)
Hombres	4	21.7 \pm 1.0	180.5 \pm 7.9	90.9 \pm 4.2	65.0 \pm 4.6	19.0 \pm 0.3	39.9 \pm 0.4	81.5 \pm 1.4
Mujeres	4	19.9 \pm 1.8	166.3 \pm 2.2	83.8 \pm 1.3	49.5 \pm 3.8	22.1 \pm 1.7	46.5 \pm 1.8	90.2 \pm 1.0 ^a

HT, altura trocantérea; MP, marca personal (^a sólo 2 mujeres compitieron esta distancia)

3.2. Procedimiento

Este estudio fue realizado íntegramente en el laboratorio de Biomecánica del Centro de Alto Rendimiento de León (CAR de León), donde después de realizar un calentamiento, todos los atletas realizaron 3 pruebas de marcha a distintas velocidades, sobre un tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar; HP Cosmos Sports & Medical GMBH, NussdorfTraunstein, Germany), con una superficie de carrera de 0.65 x 1.90 m. Las velocidades a las que se realizó la prueba fueron 10.5, 12.0 y 13.5 km·h⁻¹ en el caso de las mujeres, y 12.0, 13.5 y 15.0 km·h⁻¹ para los hombres. Los motivos por los que se seleccionaron estas velocidades fueron tres: a-que reflejaran las velocidades competitivas más habituales (~13.5 km·h⁻¹ en mujeres y ~15 km·h⁻¹ en hombres); b-que al menos dos velocidades fueran comparables entre hombres y mujeres; c-que el incremento de velocidad fuera uniforme en ambos (1.5 km·h⁻¹), para analizar su efecto en las variables cinemáticas de la marcha. La pendiente de la cinta durante la prueba fue de 0%, con el objetivo de evitar el efecto de la pendiente en el tiempo de vuelo, la frecuencia y la longitud de la zancada (Padulo *et al.*, 2013).

Las valoraciones comenzaron realizando una serie de preguntas relevantes para el estudio tales como edad, mejores marcas personales en las distancias en las que habían competido e historial de lesiones. Posteriormente se realizaron las mediciones antropométricas (peso, talla, altura trocantérea y longitud del pie). Estando los marchadores de pie, en posición anatómica, se colocaron marcadores reflectantes (15 mm diámetro) en 19 puntos de referencia anatómicos (Figura 2) de los hemicuerpos derecho e izquierdo del marchador: 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 (utilizando para su colocación una gorra ajustable). Estos marcadores se mantuvieron en el mismo punto durante el desarrollo de todas las pruebas (3 velocidades), lo cual se realizó gracias a un adhesivo circular de gran adherencia.



Figura 2. Localización de los marcadores reflectantes en el marchador.

A continuación, cada marchador realizó un calentamiento de 10 minutos en el tapiz, a una velocidad de $10.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Tras él, se procedió a realizar 3 series de marcha a las 3 velocidades anteriormente citadas. Cada serie tuvo una duración de 3 minutos, con un periodo de recuperación entre series de aproximadamente 5 minutos, con el objetivo de que la fatiga no interfiriera en la prueba. El tapiz rodante era controlado desde el ordenador, a través de un software específico (HP Cosmos para control v.3.0.6, HP Cosmos Sports & Medical GMBH, NussdorfTraunstein, Germany). Las 3 pruebas fueron grabadas íntegramente por un sistema de captura en 3D, donde a partir de los marcadores anteriormente descritos se obtuvieron las variables cinemáticas. El tiempo de vuelo se obtuvo por medio de una plataforma láser (SportJump System Pro, DSD Inc., León, España) integrada en el tapiz rodante, y anteriormente validada para el cronometraje de los tiempos de contacto y vuelo durante la carrera (Ogueta-Alday, Morante, Rodríguez-Marroyo, & García-López, 2013).

3.3. Obtención y tratamiento de datos

Análisis del movimiento en 3D. Se utilizó un sistema tridimensional de captura del movimiento (CLIMA C13 series, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que contaba con 8 cámaras de video de alta resolución y alta velocidad (OptiTrack Prime 13, 1280 x 1024 píxels, 240 Hz) sensibles a la luz infrarroja y sincronizadas a través de un ordenador. El conjunto de cámaras estaba controlado por un software (Clinical 3DMA OT, Versión 6.10, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que realizaba una reconstrucción 3D del movimiento a partir de las coordenadas 2D de cada una de ellas, aplicando un modelo de transformación lineal directa (DLT). Para ello, antes de comenzar la prueba se realizó una calibración del sistema, mediante un objeto de dimensiones conocidas colocado en el espacio de captura. La duración de la captura fue de 180 segundos, sin embargo, únicamente se analizaron aproximadamente 30 segundos de la prueba, ya que incluían la media de más de 32 pasos con cada pie, pudiendo considerarse valores representativos (Ogueta-Alday *et al.*, 2013). Estos 30 s de análisis se seleccionaron entre los minutos 2 y 3 de prueba (período de 30 s donde no hubiera pérdidas de marcadores), ya que los primeros 60 s de la prueba se consideraron necesarios para estabilizar la velocidad de la prueba. Los datos medios de los 30 s analizados fueron considerados como valores representativos.

Análisis de las variables espacio-temporales. Se utilizó el sistema anteriormente citado, el cual consiste en un componente hardware y uno software. El hardware estaba compuesto por una plataforma láser (SportJump System Pro, DSD Inc., León, España) con un área de registro de 65 x 150 cm y una resolución de 1000 Hz. La plataforma consistía en 2 barras paralelas, una actuaba como módulo emisor láser y otra como módulo receptor fotosensible, con 48 emisores y 48 receptores de luz láser separados por 3 cm. Esta parte del sistema estaba adaptada al tapiz rodante, colocado bajo las placas de seguridad a ambos lados de la cinta. La parte hardware estaba conectada a un ordenador donde estaba instalado el software, Sport-Bio-Running (Desarrollo de Software Deportivo, DSD Inc., León, España). El software registraba el tiempo de vuelo cuando todos los receptores láser recibían la señal del emisor, y el tiempo de contacto cuando cualquiera de ellos era interrumpido por el pie durante el apoyo (Ogueta-Alday *et al.*, 2013). Este tiempo de vuelo y contacto se obtuvo durante el mismo intervalo de tiempo seleccionado para el análisis 3D.

Análisis de las variables cinemáticas. En este estudio se analizaron variables cinemáticas lineales y angulares. A partir de la suma del tiempo de contacto y de vuelo de cada paso se calculó el tiempo de paso, y a partir de él, la frecuencia de paso ($Fr = 1 \cdot \text{tiempo de paso}^{-1}$). La amplitud de paso (A) se dedujo a partir de la velocidad de la prueba (v) y de la frecuencia ($A = v \cdot Fr^{-1}$). La amplitud de paso fue normalizada respecto a la altura trocantérea de cada marchador para el análisis estadístico. El resto de variables cinemáticas lineales se obtuvieron

directamente del sistema 3D. En primer lugar, el centro de gravedad (CG) se obtuvo a partir de los parámetros inerciales de Zatsiorsky y Seluyanov (1988) (citados por Gutiérrez, 1999). La oscilación del CG durante la marcha se obtuvo como la diferencia entre su punto más alto y más bajo en cada paso. La distancia de frenado e impulso se obtuvieron como la distancia horizontal entre la proyección del centro de gravedad (CG) en el suelo y el centro de masas del pie en los momentos de contacto inicial y despegue, respectivamente. Ambas distancias también fueron normalizadas respecto a la altura trocantérea de cada marchador para el análisis estadístico. Por último, la separación de los pies durante la marcha se obtuvo como la diferencia entre la proyección del centro de masas de los pies izquierdo y derecho durante toda la fase de apoyo, considerando valores positivos cuando ambos pies no cruzaban y negativos lo contrario (Figura 3).

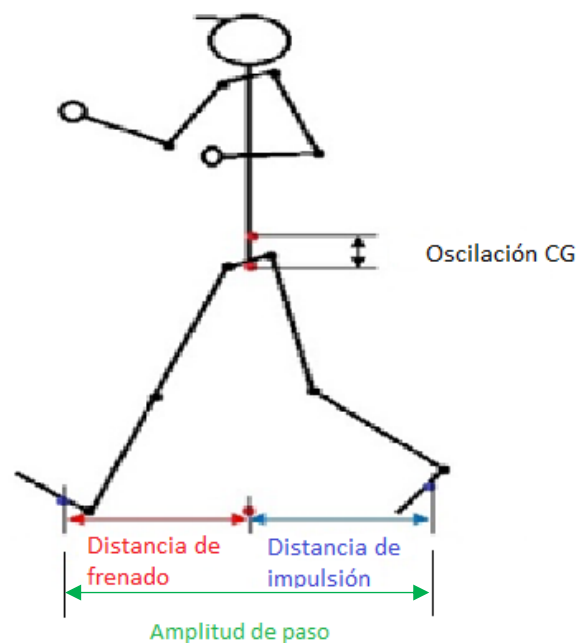


Figura 3. Ilustración de las principales variables cinemáticas lineales del estudio.

Las variables cinemáticas angulares se obtuvieron a partir del registro del sistema 3D. Se pueden dividir en función del plano de movimiento (sagital y transversal), y del momento de registro (contacto con el suelo, medio apoyo, despegue y medio vuelo). Todos los valores 0 corresponden a la posición anatómica, los valores positivos corresponden a una flexión mientras que los negativos a una extensión (en el tobillo los valores negativos son flexión dorsal y los positivos flexión plantar). En el plano sagital (flexión y extensión), se analizaron los ángulos del tobillo, la rodilla, la cadera y el hombro respecto a la vertical, y también la flexión del codo (Figura 4). Los registros de cinemática angular del hombro y del codo no fueron obtenidos en las fases mencionadas, sino tomando los valores máximos y mínimos durante el ciclo de marcha.

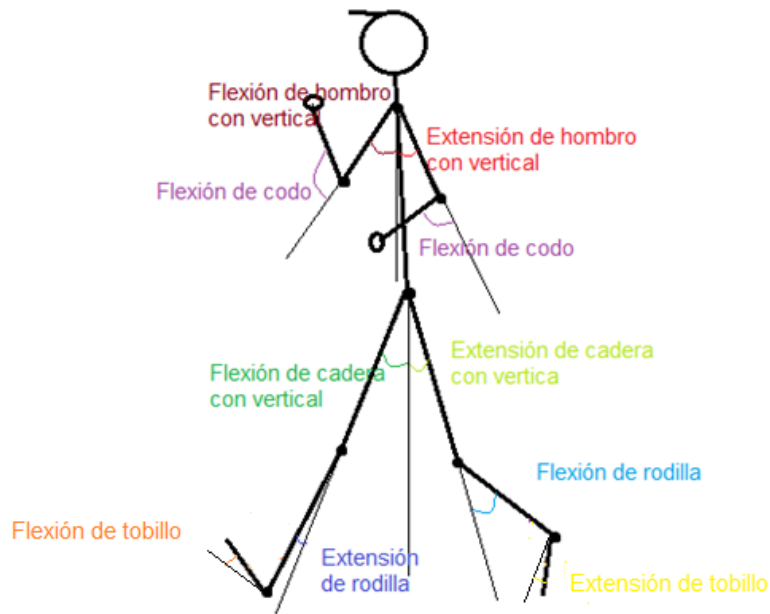


Figura 4. Ilustración de las principales variables cinemáticas angulares en el plano sagital

En el plano transversal (rotaciones) todas las variables fueron analizadas respecto a la proyección de las mismas en el plano del suelo y al ángulo que formaban respecto al eje longitudinal del tapiz rodante. Se obtuvo la rotación de hombros, valores máximos y mínimos, tal y como se ha explicado anteriormente, a partir de la línea formada entre los dos acromiões posteriores (los valores positivos corresponden al hombro derecho adelante y los negativos al izquierdo adelante); y la rotación de la cadera, valores máximos y mínimos, a partir de la línea formada entre el CG y los trocánteres derecho e izquierdo (anterior (valores positivos) y posterior (valores negativos)) (Figura 5).

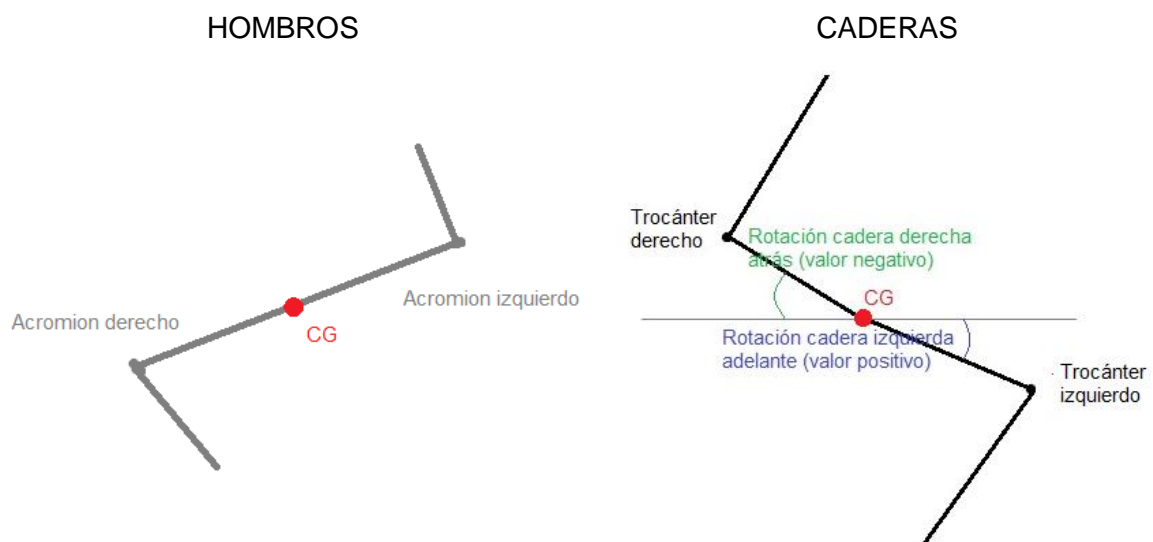


Figura 5. Ilustración de las principales variables cinemáticas angulares en el plano transversal

3.4. 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. Un análisis de la varianza (ANOVA) de una vía con medidas repetidas fue utilizado para analizar el efecto de la velocidad en las variables biomecánicas analizadas. Un análisis de la varianza (ANOVA) de una vía fue utilizado para analizar el efecto del género en las variables biomecánicas 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 ($ES \geq 0.8$).

4. RESULTADOS

Se obtuvieron diferencias entre hombres y mujeres en la mayoría de las variables biomecánicas analizadas a la misma velocidad, así como de forma global (Tabla 2). Destacar que la amplitud y la distancia de frenado expresadas en valores absolutos fueron mayores en hombres que en mujeres, sin diferencias en la distancia de impulso, mientras que la frecuencia y todas las distancias anteriores normalizadas fueron mayores en mujeres, excepto la distancia de frenado normalizado. No se observaron diferencias significativas en la oscilación del CG, pero sí grandes diferencias en la distancia entre los apoyos de ambos pies. En la Figura 6 se muestran las diferencias porcentuales entre hombres y mujeres en las variables espacio-temporales y cinemáticas lineales. En la figura 7 se muestran las diferencias (en grados) entre hombres y mujeres en las variables cinemáticas angulares. Las caderas rotaron hacia atrás más en los hombres, y los hombros más en las mujeres. Los hombres llevaban los codos más flexionados y extendieron más sus brazos respecto a la vertical. Las mujeres extendieron y flexionaron más las caderas que los hombres. En el medio apoyo (2) la hiperextensión de rodilla de los hombres fue mayor, y la flexión dorsal del tobillo menor. En el momento de despegue (3), la extensión de cadera y tobillo fue mayor en las mujeres.

Tabla 2.-Variables biomecánicas analizadas durante la marcha a 12 y 13.5 km/h. Diferencias entre hombres (n= 4) y mujeres (n= 4).

	Velocidad 12 km/h			Velocidad 13.5 km/h			Cohen's d global**
	Hombres	Mujeres	Cohen's d*	Hombres	Mujeres	Cohen's d*	
Frecuencia (zpm)	92.4±3.4	95.5±2.8	1.01	97.8±3.77	100.5±3.29	0.74	0.70
Amplitud (m)	1.08±0.04	1.04±0.03	1.15	1.15±0.04	1.12±0.04	0.71	0.70
Amplitud Norm.	1.19±0.03	1.24±0.05	1.08	1.26±0.04	1.33±0.06	1.40	0.98
T. contacto (s)	0.315±0.011	0.302±0.01	1.39	0.289±0.014	0.273±0.003	1.54	0.85
T. vuelo (s)	0.010±0.002	0.017±0.010	1.02	0.018±0.008	0.026±0.009	0.92	0.87
Oscilación CG (cm)	4.9±0.6	4.9±1.2	0.02	5.0±0.6	4.9±1.3	0.09	0.04
D. Frenado (cm)	34.4±3.0	30.5±1.9	1.59	34.1±2.71	30.51±1.67	1.60	1.72
D. Frenado Norm.	0.38±0.04	0.36±0.02	0.51	0.37±0.03	0.36±0.01	0.43	0.51
D. Impulso (cm)	40.0±2.9	40.2±0.8	0.10	41.0±3.0	41.1±1.9	0.02	0.03
D. Impulso Norm.	0.44±0.01	0.48±0.00	4.19	0.45±0.01	0.49±0.02	2.49	2.94
D. Apoyos (cm)	-2.4±2.1	1.6±3.7	1.33	-3.4±0.8	0.6±3.2	1.70	1.57
Rot. Ant. Cadera (°)	19.86±2.05	18.73±4.08	0.35	19.67±2.55	20.97±4.87	0.33	0.02
Rot. Post. Cadera (°)	-20.35±6.10	-18.80±4.95	0.27	-23.13±3.74	-18.60±2.21	1.48	0.71
Rot. Hombro (°)	9.55±4.84	19.75±6.38	1.80	10.42±5.53	22.38±7.14	1.87	1.95
Flex. Brazo (°)	18.97±6.21	20.25±4.73	0.23	19.31±8.78	20.81±6.04	0.20	0.23
Ext. Brazo (°)	-62.31±5.80	-58.20±5.83	0.71	-62.45±7.62	-60.20±8.41	0.28	0.49
Flex. Codo (°)	101.39±6.49	95.18±14.37	0.56	101.92±4.77	98.88±13.09	0.31	0.47
Ext. Cadera (°)	-23.29±3.06	-27.00±1.89	1.47	-24.30±2.83	-28.40±1.82	1.71	1.65
Flex. Cadera (°)	34.64±3.29	37.84±4.50	0.81	35.06±3.55	39.39±4.92	1.01	0.97
Flex. Cadera 1 (°)	18.56±1.33	17.87±2.35	0.36	18.27±1.49	17.57±1.52	0.46	0.43
Ext. Cadera 3 (°)	-21.57±3.99	-24.5±2.14	0.92	-23.28±3.49	-26.60±2.11	1.14	1.04
Ext. Rodilla 1 (°)	1.96±2.27	2.42±2.91	0.17	2.13±2.89	2.33±2.72	0.07	0.13
Ext. Rodilla 2 (°)	-4.11±5.85	-0.16±0.58	0.95	-3.60±6.58	0.11±1.14	0.78	0.93
Ext. Rodilla 3 (°)	21.91±5.53	20.74±1.91	0.28	20.04±5.15	19.23±1.92	0.21	0.26
Ext. Rodilla 4 (°)	72.22±2.44	81.61±6.31	1.96	72.41±1.57	84.13±5.27	3.01	2.54
Flex. Tobillo 1 (°)	-11.05±4.51	-12.10±5.41	0.20	-10.27±4.29	-8.82±3.20	0.38	0.05
Flex. Tobillo 2 (°)	-0.21±5.32	-3.35±3.67	0.69	-0.56±5.18	-1.25±1.44	0.18	0.48
Flex. Tobillo 3 (°)	9.76±2.69	12.03±0.96	1.12	9.47±2.98	14.14±2.68	1.65	1.43

T.= Tiempo; CG= Centro de Gravedad; D.= Distancia; Rot.= Rotación; Ant.= Anterior; Post.= Posterior; Flex.= Flexión; Ext.= Extensión; 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. *Tamaño del efecto (Cohen's d) al comparar género a cada velocidad. **Tamaño del efecto (Cohen's d) al comparar globalmente las dos velocidades. En negrita, los valores de tamaño del efecto (Cohen's d) significativos: pequeño ($0.2 \leq d < 0.5$); mediano ($0.5 \leq d < 0.8$); grande ($d \geq 0.8$).

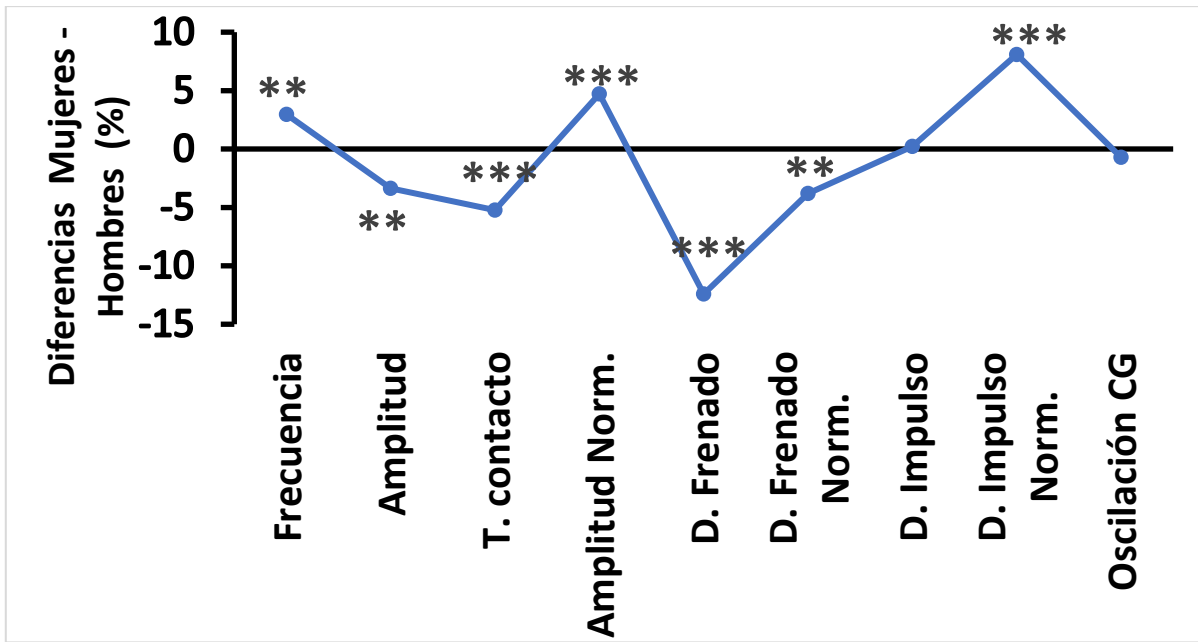


Figura 6. Diferencias porcentuales globales (12 y 13.5 km/h) entre Mujeres-Hombres en la frecuencia de paso, la amplitud, la distancia de frenado y de impulso (en valores absolutos y normalizados). D.= Distancia; Norm. = Normalizada. Tamaño del efecto (Cohen's d): * pequeño ($0.2 \leq d < 0.5$); ** mediano ($0.5 \leq d < 0.8$); *** grande ($d \geq 0.8$).

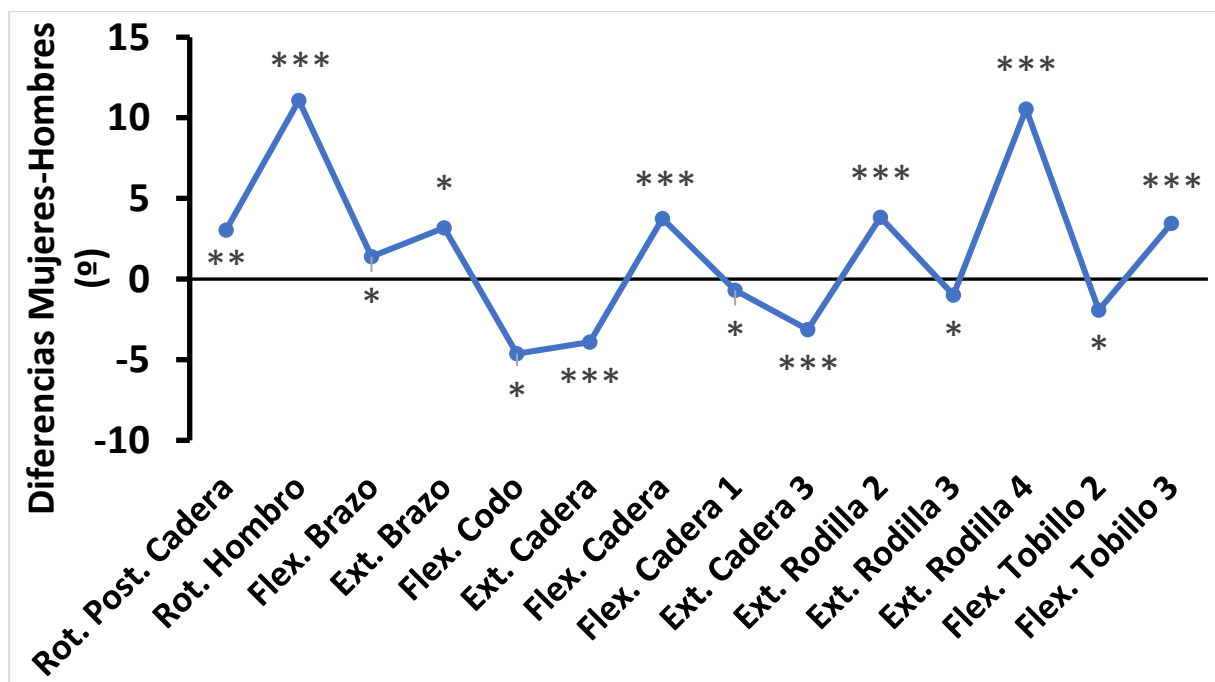


Figura 7. Diferencias absolutas globales (12 y 13.5 km/h) entre Mujeres-Hombres en la mayoría de las variables cinemáticas analizadas. Rot.= Rotación; Ant. = Anterior; Post. =Posterior; Flex = Flexión; Ext. = Extensión; 1. = Instante de contacto; 3. = Instante de despegue. Tamaño del efecto (Cohen's d): * pequeño ($0.2 \leq d < 0.5$); ** mediano ($0.5 \leq d < 0.8$); *** grande ($d \geq 0.8$).

La Tabla 3 muestra el efecto de la velocidad en las variables biomecánicas analizadas. Una mayor velocidad implicó una mayor frecuencia y amplitud (absoluta y relativa) de paso, así como un menor tiempo de contacto y mayor tiempo de vuelo, sin cambios en la oscilación del centro de gravedad. La distancia de frenado tampoco cambió con la velocidad, pero sí la de impulso. La velocidad no afectó a la distancia de separación de los pies durante la marcha. La velocidad tuvo un efecto grande en la extensión de la cadera (máxima y en el momento de despegue); un efecto moderado en la rotación anterior y la flexión máxima de la cadera, la extensión del brazo, la extensión de la rodilla (momentos de despegue y medio vuelo) y en la flexión del tobillo en el contacto con el suelo; y un efecto bajo o nulo en el resto de variables analizadas.

En la figura 8 se puede apreciar gráficamente cómo cambian las variables cinemáticas en el plano sagital con el incremento de la velocidad. Se puede apreciar que la distancia de frenado no cambia, pero sí lo hace la distancia de impulsión (aumentado), gracias a la mayor extensión de la cadera y la rodilla. La flexo-extensión del brazo aumenta con el incremento de la velocidad, teniendo mayor rango de movimiento cuanto mayor es la velocidad. La flexión del codo también aumenta con el incremento de la velocidad.

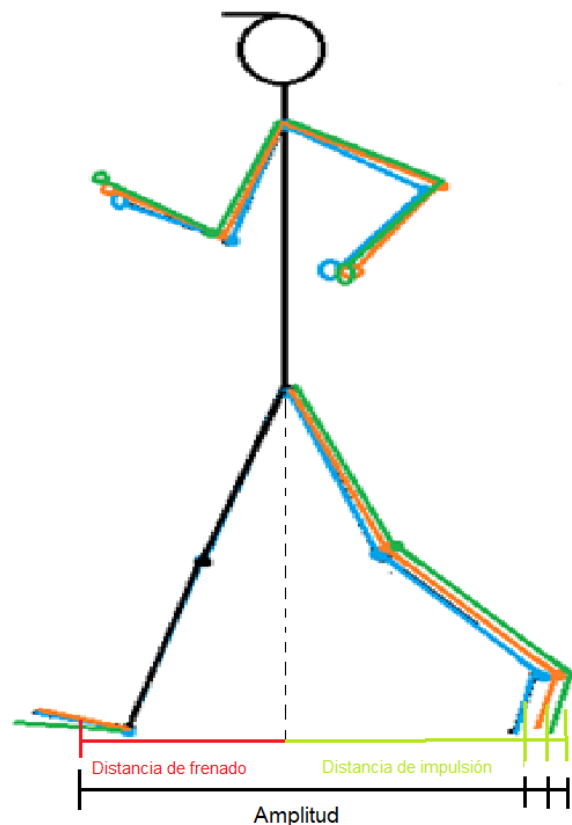


Figura 8. Ilustración de los cambios en las variables cinemáticas en el plano sagital con el incremento de la intensidad. En azul la intensidad 1; en naranja la intensidad 2 y en verde la intensidad 3.

Tabla 3. Variables biomecánicas analizadas a las 3 intensidades de marcha en hombres y mujeres (n= 8). Efecto (Cohen's d) del incremento de la velocidad.

	Intensidad 1	Intensidad 2	Intensidad 3	Cohen's d* (1-2)	Cohen's d* (2-3)	Cohen's d Global**(1-3)
Frecuencia (zpm)	91.91±2.38	96.67±3.11	101.50±3.52	1.72	1.45	3.19
Amplitud (m)	1.02±0.07	1.09±0.06	1.17±0.06	1.13	1.15	2.20
Amplitud Norm.	1.17±0.04	1.25±0.04	1.34±0.04	2.02	1.94	3.92
T. contacto (s)	0.318±0.008	0.295±0.012	0.269±0.009	2.15	2.38	5.33
T. vuelo (s)	0.009±0.006	0.017±0.008	0.027±0.007	1.18	1.24	2.55
Oscilación CG (cm)	4.8±0.7	5.0±0.8	4.9±0.9	0.16	0.13	0.01
D. Frenado (cm)	32.7±3.0	32.3±2.7	32.4±2.7	0.16	0.04	0.12
D. Frenado Norm.	0.37±0.03	0.37±0.02	0.37±0.02	0.19	0.05	0.15
D. Impulso (cm)	39.4±2.0	40.7±1.8	41.7±1.8	0.69	0.58	1.26
D. Impulso Norm.	0.45±0.01	0.47±0.02	0.48±0.02	1.01	0.76	1.81
D. Apoyos (cm)	-0.8±2.6	-0.9±3.4	-1.2±2.8	0.03	0.11	0.16
Rot. Ant. Cadera (°)	18.56±3.17	19.20±2.98	20.25±3.30	0.21	0.33	0.52
Rot. Post. Cadera (°)	-19.53±4.87	20.97±4.37	-21.30±3.70	0.31	0.08	0.41
Rot. Hombro (°)	14.08±6.39	15.08±6.96	16.82±7.65	0.15	0.24	0.38
Flex. Brazo (°)	18.29±5.02	19.78±6.13	20.64±5.95	0.27	0.14	0.43
Ext. Brazo (°)	-59.31±5.31	-62.76±6.42	-62.58±6.97	0.17	0.34	0.52
Flex. Codo (°)	96.77±12.63	98.55±9.87	101.00±9.00	0.16	0.26	0.38
Ext. Cadera (°)	-24.28±2.27	-25.66±2.49	-26.76±2.78	0.58	0.41	0.98
Flex. Cadera (°)	35.71±3.74	36.45±3.77	38.20±4.14	0.19	0.44	0.63
Flex. Cadera 1 (°)	18.31±2.02	18.07±1.72	17.89±1.34	0.13	0.11	0.25
Ext. Cadera 3 (°)	-21.83±2.70	-23.90±2.58	-25.48±2.82	0.78	0.58	1.32
Ext. Rodilla 1 (°)	2.12±2.05	2.27±2.51	2.04±2.93	0.07	0.09	0.03
Ext. Rodilla 2 (°)	-1.64±4.38	-1.88±4.39	-1.41±4.84	0.53	0.10	0.05
Ext. Rodilla 3 (°)	22.60±3.64	20.39±3.38	19.56±4.02	0.63	0.22	0.79
Ext. Rodilla 4 (°)	75.96±5.30	77.01±6.08	79.27±5.89	0.18	0.38	0.59
Flex. Tobillo 1 (°)	-11.06±2.93	-11.17±4.32	-9.15±3.80	0.03	0.50	0.56
Flex. Tobillo 2 (°)	-1.08±3.38	-1.96±4.13	-2.64±4.08	0.23	0.17	0.42
Flex. Tobillo 3 (°)	11.37±3.64	10.75±2.30	11.39±3.58	0.20	0.21	0.01

T.= Tiempo; CG= Centro de Gravedad; D.= Distancia; Rot. = Rotación; Ant.= Anterior; Post.= Posterior; Flex.= Flexión; Ext.= Extensión; 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. *Tamaño del efecto (Cohen's d) al comparar intensidades sucesivas (1-2; 2-3). **Tamaño del efecto (Cohen's d) al comparar intensidades mínimas y máximas (1-3). En negrita, los valores de tamaño del efecto (Cohen's d) significativos: pequeño ($0.2 \leq d < 0.5$); mediano ($0.5 \leq d < 0.8$); grande ($d \geq 0.8$).

5. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio ha sido la existencia de diferencias biomecánicas entre hombres y mujeres, ambos de alto nivel, en la marcha atlética; así como el efecto que tiene la velocidad en las variables analizadas. Los resultados muestran que a una misma velocidad existen grandes diferencias biomecánicas entre hombres y mujeres, por ejemplo, la frecuencia de paso, la amplitud y distancia de impulso relativas, la separación de pies, la extensión de cadera y flexión del tobillo al despegar entre otras fueron mayores en mujeres que en hombres. El aumento de la velocidad tuvo un efecto en la mayoría de las variables analizadas tal y como anteriormente comentaban Cazzola *et al.* (2016), destacando que la distancia de frenado no cambió con el aumento de la velocidad. También hay que destacar que, contrariamente a los hallazgos de otros estudios, no se encontraron diferencias con el aumento de la velocidad ni en el género en la oscilación de centro de gravedad.

La frecuencia y la amplitud de zancada son las dos variables que determinan velocidad de desplazamiento (Hanley *et al.*, 2014). Las diferencias entre hombres y mujeres a la misma velocidad se corresponden con lo que comenta Pavei *et al.* (2014), las mujeres necesitan una mayor frecuencia que los hombres debido a que en términos absolutos su amplitud de paso es menor, sin embargo, cuando se relativiza la amplitud a la altura trocánterea ésta es mayor en mujeres (Tabla 2), explicando así que a la misma velocidad las mujeres necesitan un mayor esfuerzo neuromuscular. La distancia de frenado, absoluta y relativa es menor en mujeres que en hombres, sin embargo, en la distancia de impulso en valores absolutos ambos impulsan de forma similar, pero al relativizarla se observa como las mujeres tienen una mayor distancia de impulso relativa, explicándose esta por una mayor extensión de cadera en el momento de despegue, siendo una articulación clave para aumentar la longitud del paso (Cazzola *et al.*, 2016). El mayor esfuerzo muscular, por parte de las mujeres, para aumentar la distancia de impulsión y la amplitud, se encuentra relacionado con el mayor tiempo de vuelo que presentan las mujeres respecto a los hombres, como ya indicaban anteriores correlaciones positivas entre la amplitud y el tiempo de vuelo (Hanley *et al.*, 2011). Es por ello que, la amplitud se encuentra limitada por el tiempo de vuelo, pero siguiendo el número de Froude y las conclusiones de Hanley *et al.* (2011) la amplitud también está limitada por la antropometría de cada atleta, por lo que cuanto mayor sea la longitud de pierna del atleta mayor será su amplitud.

Al analizar la frecuencia de zancada (Tabla 2), esta fue mayor en mujeres, debido a su menor amplitud de paso y a su menor longitud de pierna, y los valores de frecuencia registrados concuerdan con los obtenidos por Hanley *et al.* (2011), Cazzola *et al.* (2016) y Gómez-Ezeiza *et al.* (2018), estimándose un límite de frecuencia sostenible en torno a 100

zancadas por minuto, como ya proponía Hanley *et al.* (2011). Debido a esto, cuando los marchadores compiten a su límite de frecuencia, las diferencias en la velocidad de desplazamiento entre hombres y mujeres se debe, desde un punto de vista biomecánico, a su menor longitud de pierna (otros factores como la fuerza también estarían implicados en estas diferencias). Sin embargo, y como se demuestra en el presente estudio, cuando la velocidad de marcha es similar, la amplitud relativa de paso es mayor en mujeres que en hombres, fundamentalmente debido a una mayor distancia de impulsión.

Por otro lado, el efecto de la velocidad sobre la frecuencia y la amplitud fue similar al de las publicaciones de Hanley *et al.* (2011), Pavei *et al.* (2014), Cazzola *et al.* (2016). Como consecuencia del aumento de la velocidad descendió del tiempo de contacto y aumentó el tiempo de vuelo (Tabla 3), sin llegar a superar el límite de visión del ojo humano (tiempos de vuelo inferiores a 40 milisegundos). Estos valores se encuentran en concordancia con los publicados por Hanley *et al.* (2011), Pavei *et al.* (2014) y Cazzola *et al.* (2016), donde el tiempo de vuelo estuvo relacionado con el aumento de la amplitud. Debido al aumento de la amplitud para incrementar la velocidad, la distancia de impulso aumentó, sin cambios en la distancia de frenado. Este aumento fue debido a la mayor rotación posterior de las caderas y la mayor extensión de la cadera y la rodilla en el momento de despegue. Sin embargo, el tobillo no sufrió ninguna variación con el incremento de la velocidad, estando esto en contra de lo publicado por Pavei *et al.* (2014) y Cazzola *et al.* (2016), sobre la importancia del tobillo para aumentar la amplitud, pudiendo estar alterada la función del tobillo por el uso del tapiz rodante. Posiblemente sean necesarios más estudios, con más marchadores, que aclaren el papel del tobillo en el incremento de la velocidad en la marcha. Tal y como publica Hanley *et al.* (2011) la distancia de impulso es mayor a la de frenado y el aumento de esta última implicaría una mayor disminución de la velocidad en la fase de frenado. En conclusión, para aumentar la velocidad en la marcha atlética es necesario aumentar la frecuencia (hasta un límite de 100 zpm) y la amplitud, consiguiendo aumentar esta última, durante la fase de apoyo en el suelo, exclusivamente por el incremento de la distancia de impulsión.

La oscilación del centro de gravedad fue similar para hombres y mujeres y esta no varió con el incremento de la velocidad (Tablas 2 y 3). Contrariamente a lo publicado por Hanley *et al.* (2011) la oscilación no fue distinta entre hombres y mujeres. Esta discrepancia puede ser explicada por la velocidad a la que se realizó el análisis, ya que en el presente estudio fue similar para hombres y mujeres, mientras que Hanley *et al.* (2011) utilizaron dos velocidades distintas (14.52 y 12.73 km · h⁻¹, respectivamente). También a diferencia de este último estudio, en el presente trabajo no aumentó la oscilación del centro de gravedad con el incremento de la velocidad. En este punto, tal y como ocurrió con la extensión del tobillo en el despegue, es posible que el hecho de realizar el presente trabajo en tapiz rodante influyera

en ambos resultados (i.e., los estudios de Hanley *et al.* 2011 se realizaron en competición real), si bien la precisión de la metodología utilizada es mucho mayor que la de anterior trabajo mencionado (i.e., 8 cámaras a 240 Hz con registro de más de 90 pasos frente a 2 cámaras de 50 Hz con registro de 5,20 m). Por lo tanto, son necesarios más estudios, con atletas de alto nivel y en condiciones de campo (i.e., pista de atletismo) que aclaren estas cuestiones.

La distancia entre los apoyos al marchar, entendida como la distancia entre los centros de masa de los dos pies en el plano frontal, fue mayor en mujeres que en hombres, pero no varió con el aumento de la velocidad (Tablas 2 y 3). Los hombres llegaron a cruzar los pies al marchar mientras que las mujeres no consiguieron llegar a ponerlos en línea. Esta diferencia entre género podría explicarse por la mayor anchura de caderas de las mujeres, unido a una menor rotación de caderas, que les dificulta para poner los pies en paralelo. Atendiendo al estudio de Hanley & Bissas (2016), esta mayor separación de pies precisa un mayor esfuerzo para mantener el equilibrio y más fuerza anteroposterior y vertical en la fase de impulsión, lo que vendría a constituir otro factor biomecánico importante al comparar ambos géneros. Esta mayor anchura explicaría también la menor rotación posterior de las caderas en las mujeres, debido a que al tener una mayor anchura y masa presentan mayor inercia, es decir, mayor dificultad de movimiento que aquéllas más estrechas, lo que concuerda con Hanley *et al.* (2011). En la misma línea la diferencia existente en la rotación de hombros se podría explicar por el mismo mecanismo, ya que los hombros actúan compensando el movimiento de las caderas. Este hallazgo también concuerda con la menor rotación hombros observada en los hombres en el estudio de Hanley *et al.* (2011). Por lo tanto, la rotación de hombros y caderas, así como la distancia entre los apoyos esta relacionadas con las características antropométricas de cada atleta. Con el incremento de la velocidad la distancia entre los apoyos no cambió, debido a que prácticamente se encontraban en línea. La rotación de hombros aumentó ligeramente para contrarrestar la mayor rotación de las caderas (fundamentalmente hacia atrás o posterior).

Respecto a los miembros superiores presentan una contribución en el mantenimiento de la técnica (Hanley *et al.*, 2011), teniendo como función contrarrestar los movimientos de los miembros inferiores (Hanley *et al.*, 2014). Los datos de flexo-extensión de brazo no coinciden con lo publicado en anteriores estudios (Hanley *et al.*, 2011 y Pavei *et al.*, 2014), probablemente debido a la metodología en la medición (estos estudios utilizaron el ángulo brazo-tronco). Sin embargo, la flexión de codo si coincide con los datos de estos estudios. Las diferencias que se encontraron entre hombres y mujeres fueron más importantes a velocidades bajas que altas (i.e., 12.0 y 13.5 km · h⁻¹, respectivamente). En resumen, los hombres manifestaron una extensión de brazo ligeramente superior a las mujeres y una mayor flexión de codo. Esto también podría deberse, en el caso de las mujeres, a un intento de

compensar con el brazo (i.e., mayor extensión de codo) el movimiento de unas caderas con mayor inercia. La velocidad influyó en ambas variables, aumentando la extensión de brazo y la flexión de codo.

La flexo-extensión de la cadera (en sus máximos) fue sensible al género como al incremento de la velocidad (Tablas 2 y 3). Los hombres presentaron un rango de movimiento menor que las mujeres a la misma velocidad. Este mayor rango de movimiento puede ser debido al mayor esfuerzo que le supone al género femenino la misma velocidad y su menor rotación de cadera. Con el incremento de la velocidad este rango de movimiento aumentó. En el contacto inicial la cadera se encontraba flexionada sin variar entre hombres y mujeres ni entre intensidades, debido a que un aumento de la flexión provocaría ampliar la distancia de frenado, aspecto perjudicial para la marcha. La flexión de cadera en el momento de contacto con el suelo parece tener una correlación directa con la distancia de frenado normalizada, debido que ninguna de estas dos variables cambia ni entre hombres y mujeres ni con la velocidad. Sin embargo, en el momento de despegue sí que existieron diferencias entre hombres y mujeres, las mujeres tenían la cadera más extendida en el momento de despegue debido principalmente a que impulsan relativamente más que los hombres a la misma velocidad. Con el incremento de la velocidad esta extensión de cadera en el despegue aumentó con el objetivo de aumentar la distancia de impulsión. En un estudio previo de Hanley *et al.* (2011) asoció la extensión de cadera en el despegue con la amplitud de la zancada y, en consecuencia, con el rendimiento. Es por ello que los atletas deben prestar especial interés en extender bien la cadera antes de despegar para ganar distancia de impulsión y evitar tener la cadera excesivamente flexionada en el contacto inicial, ya que sería perjudicial para conseguir y mantener una velocidad elevada, debido que la cadera es una de las articulaciones principales para aumentar la velocidad (Pavei *et al.*, 2014).

Al igual que en los estudios de Hanley *et al.* (2011), Hanley & Bissas (2013), Hanley & Bissas (2014) y Pavei *et al.* (2014) la rodilla se mantuvo recta o prácticamente recta (2º) en el momento de contacto inicial, llegando a la hiperextensión en el momento de sostén (i.e., cuando la cadera está encima del pie de apoyo). En concordancia con Hanley *et al.* (2011), en el contacto inicial no se encontraron diferencias entre hombres y mujeres en la extensión de rodilla, y tampoco varió con el incremento de la velocidad (Tablas 2 y 3). Sin embargo, en el momento de medio apoyo a pesar de que con el incremento de la velocidad no se encontraron diferencias si que las hubo entre hombres y mujeres. Según Hanley *et al.* (2011) y Hanley & Bissas (2013), a pesar de ser innecesaria, la hiperextensión se da en el medio apoyo debido al intento de los atletas de pasar el menor tiempo posible en la fase de frenado. La mayor fuerza en glúteos e isquiotibiales de los hombres puede ser la causa de esta diferencia en la extensión de rodilla en el momento de medio apoyo, ya que durante la fase

de frenado existe una gran actividad de estos músculos (Hanley & Bissas, 2013). En el momento de despegue la extensión de la rodilla tuvo diferencias muy pequeñas entre hombres y mujeres (Tabla 2), extendiendo ligeramente más las mujeres, sin embargo, según se incrementaba la velocidad la rodilla se encontraba más extendida en el momento de despegue de modo que así ampliaba la distancia de impulsión e incrementaba el tiempo de apoyo para así dar mas tiempo a la pierna oscilante de llegar al suelo, por lo que esta flexión disminuye el tiempo de vuelo (Hanley & Bissas, 2013). Durante la fase de oscilación, concretamente en el medio vuelo, las diferencias entre hombres y mujeres en la extensión de la rodilla (Tabla 2) fueron bastante destacables, así como los cambios que se produjeron con el incremento de la velocidad (Tabla 3). Hanley & Bissas (2013) encontraron una correlación entre la flexión de rodilla en el medio vuelo con la cadencia, de manera que esto explicaría este aumento de flexión de rodilla con la velocidad. Las diferencias entre género se deben a que las mujeres para una misma velocidad utilizan una mayor cadencia lo que les obligaría por la anterior correlación a flexionar más la rodilla en el medio apoyo. En resumen, para incrementar la velocidad de desplazamiento es importante flexionar la rodilla en el momento de despegue y flexionarla durante el vuelo.

El tobillo es una de las articulaciones que nos permiten la impulsión durante la marcha atlética (Pavei *et al.*, 2014) alargando la distancia de impulsión (Cazzola *et al.*, 2016), sin embargo, con el incremento de la velocidad (Tabla 3) la flexión plantar en el momento de despegue no varió, coincidiendo con los resultados del mencionado estudio. Ambos estudios se han realizado en tapiz rodante, por lo que serían necesarios más estudios para aclarar este aspecto. En el momento de despegue las mujeres presentaron una mayor flexión plantar que los hombres a similar velocidad (Tabla 2), lo cual podría estar relacionado con el tamaño del pie, al ser más pequeño necesitan realizar una mayor flexión plantar para conservar la cinemática de la articulación de la rodilla, al igual que se ha descrito en la marcha humana (Bruening, Frimenko, Goodyear, Bowden, & Fullenkamp, 2015). En el momento de contacto no se encontraron diferencias entre hombres y mujeres en la flexión dorsal (Tabla 2), pero si existieron diferencias con el incremento de la velocidad (Tabla 3), disminuyendo. Hanley *et al.* (2011) determinaron que cuanto mayor flexión dorsal del tobillo mayor será la amplitud de paso, aumentando la distancia de frenado y por lo tanto perdiendo más velocidad durante esta fase. Este es el motivo de que la flexión dorsal disminuya con el aumento de la velocidad. En el medio apoyo las mujeres presentaron una mayor flexión dorsal (Tabla 2) debido principalmente a su menor hiperextensión de rodilla en esta fase.

La principal limitación de este estudio ha sido el bajo número de marchadores que participaron (4 hombres y 4 mujeres de alto nivel), por lo que sería interesante ampliar este número para que así poder obtener unos resultados más generalizables. Por otro lado,

podrían realizarse las valoraciones en pista (mayor validez ecológica), en vez de en tapiz rodante, ya que algunos estudios han encontrado diferencias cinemáticas al analizar la marcha humana convencional (Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998). Otra de las limitaciones de este estudio ha sido el sistema 3D utilizado, ya que no permite variar el número de marcadores y por lo tanto no podemos valorar rotaciones de segmentos (además de hombros y caderas) que podrían ser importantes para la marcha atlética, como es el caso de las rotaciones en la tibia y el fémur.

6. CONCLUSIONES

Las conclusiones principales de este estudio son que existen diferencias entre biomecánicas entre marchadores hombres y mujeres de alto nivel a una velocidad absoluta similar, y que con el incremento de la velocidad ciertas variables biomecánicas se modifican (e.g., frecuencia y amplitud de zancada, distancia de impulsión, rotación posterior de cadera, extensión de cadera, extensión de rodilla en el momento de despegue), mientras otras no (e.g., oscilación del centro de gravedad, distancia de frenado y extensión de rodilla en el momento de contacto inicial y sostén). Las diferencias encontradas entre hombres y mujeres en la marcha atlética se justifican por sus diferencias antropométricas (menor estatura, longitud de pierna y pie, mayor anchura de caderas) y físicas (menor fuerza muscular). En ambos sexos, la frecuencia de zancada a velocidad competitiva ha rondado las 100 zpm, por lo tanto, las diferencias se encuentran en la amplitud, la cual está condicionada por las características antropométricas de los sujetos. Relativo a su estatura, las mujeres se impulsan más que los hombres y se frenan igual. La técnica correcta de marchar consiste en colocar los pies al marchar sobre una línea imaginaria, siendo esta separación es superior en mujeres que en hombres debido a su mayor anchura de cadera. En el momento de contacto inicial con el suelo, la flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo es bastante similar, salvo en la flexión de cadera, que es ligeramente superior en hombres. En el despegue la cadera se extiende más en las mujeres debido a su menor rotación de cadera y el tobillo se extiende más debido a su menor tamaño.

Al aumentar la velocidad de marcha aumenta la frecuencia y amplitud de zancada, tiempo de vuelo y distancia de impulsión; disminuye el tiempo de contacto, y no hay cambios en la distancia de frenado y la oscilación del centro de gravedad. Lo más relevante es que variables relacionadas con la distancia de impulsión también aumentan (rotación posterior de cadera, extensión de cadera y flexión de rodilla en el despegue), mientras que la rodilla se encuentra en extensión desde el apoyo hasta la fase de sostén, como marca el reglamento. La flexión dorsal de tobillo se reduce con el incremento de la velocidad para intentar disminuir la distancia de frenado que, como se ha comprobado, no aumenta con la velocidad.

7. APLICACIONES PRÁCTICAS Y PERSPECTIVAS DE FUTURO

La metodología empleada en este trabajo puede emplearse en la evaluación técnica en marchadores de alto nivel. Permite, además de obtener las variables analizadas, comparar si existe simetría en la cinemática lineal y angular de los hemicuerpos derecho e izquierdo del marchador, lo que ha sido relacionado con el riesgo de lesión (Zifchock, Davis, & Hamill, 2006). Es por ello que los entrenadores de marcha atlética podrían incluir este tipo de valoraciones en sus programaciones con el fin de prevenir lesiones y optimizar el rendimiento deportivo.

Futuros trabajos deberían complementar este estudio ampliando la muestra de marchadores de alto nivel, y determinar si las diferencias entre la marcha atlética en pista y en tapiz rodante son significativas. En esta especialidad se pueden encontrar varias vías de investigación debido a que la biomecánica de la marcha atlética ha sido poco estudiada. Una futura línea de investigación podría comparar hombres y mujeres a una misma intensidad relativa (e.g., en función de su VO_2 máximo) manteniendo una metodología similar. Otra de las líneas podría ir encaminada a ampliar las variables estudiadas, como pueden ser las rotaciones de tibia y fémur que el actual software no permite. Por último, se podrían analizar variables coordinativas a partir de las variables cinemáticas de este estudio, realizando un análisis funcional de datos, que observaría la forma gráfica que tiene la combinación de dos movimientos (e.g., la extensión de cadera en combinación con la flexión plantar de tobillo), comparando si existen diferencias debidas al sexo, la velocidad o el nivel de rendimiento deportivo.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates., *Physiological reviews*, 69(4), 1199-1227.
2. Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical biomechanics*, 13(6), 434-440.
3. Bravo, J. (1998). Evolución histórica de las técnicas. En Real Federación Española de Atletismo (Ed.), *Atletismo I. Carreras y Marcha* (pp. 339-442). Madrid, España.
4. Bruening, D., Frimenko, R., Goodyear, C., Bowden, D., & Fullenkamp, A. (2015). Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait & posture*, 41(2), 540-545.
5. Cazzola, D., Pavei, G., & Preatoni, E. (2016). Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 35-43.
6. De Angelis, M., & Menchinelli, C. (1992). Times of flight, frequency and length of stride in race walking. En *Proceedings of the ISBS Symposium* (pp. 15-19).
7. Drake, A., Cox, V., Godfrey, R., & Brooks, S. (2003). Physiological variables related to 20 km race walk performance. *Journal of Sports Sciences*, 21, 269-270.
8. Fernández, J. M., Acevedo, R. C., & Tabernig, C. B. (2007). Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA*, (7), 111-119.
9. Gil, F., Marín, J., & Pascua, M. (2005). *Atletismo I. Velocidad, Vallas y Marcha*. Madrid, España: Ed. Real Federación Española de Atletismo
10. Gómez-Ezeiza, J., Torres-Unda, J., Tam, N., Irazusta, J., Granados, C., & Santos-Concejero, J. (2018). Race walking gait and its influence on race walking economy in world-class race walkers. *Journal of Sports Sciences*, En prensa. DOI: 10.1080/02640414.2018.1449086.
11. Gutiérrez, M. (1999). *Biomecánica deportiva*. Madrid, España: Ed. Síntesis.
12. Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A. (2011). Kinematic characteristics of elite men's and women's 20 km race walking and their variation during the race. *Sports Biomechanics*, 10(02), 110-124.
13. Hanley, B., Drake, A., & Bissas, A. (2012). The biomechanics of elite race walking: technique analysis and the effects of fatigue. Recuperado de: <https://www.iaaf.org/download/downloadnsa?filename=fad7e031-5016-4ca1-a6e2-a13641e92631.pdf&urlslug=the-biomechanics-of-elite-race-walking-techni>
14. Hanley, B., & Bissas, A. (2013). Analysis of lower limb internal kinetics and electromyography in elite race walking. *Journal of Sports Sciences*, 31(11), 1222-1232.

15. Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A. (2014). Technical characteristics of elite junior men and women race walkers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 54, 700-7.
16. Hanley, B., & Bissas, A. (2016). Ground reaction forces of Olympic and World Championship race walkers. *European Journal of Sport Science*, 16(1), 50-56.
17. Hanley, B., & Bissas, A. (2017). Analysis of lower limb work-energy patterns in world-class race walkers. *Journal of Sports Sciences*, 35(10), 1-7.
18. International Association of Athletics Federation (2017) World Records in Race Walks. Recuperado de: <https://www.iaaf.org/records/>
19. International Association of Athletics Federation (2018). Reglamento de competición 2018-2019. Recuperado de: <http://www.rfea.es/revista/manualiaaf/manualiaaf20182019esp.pdf>
20. Marín, J. (1998). Marcha. En Real Federación Española de Atletismo (Ed.), *Atletismo I. Carreras y Marcha* (pp. 339-442). Madrid, España.
21. Navarro, F (1998). *La resistencia*. Madrid, España: Gymnos.
22. Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2013). Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(5), 1455-1462.
23. Padulo, J., Annino, G., D'Ottavio, S., Vernillo, G., Smith, L., Migliaccio, G. M., & Tihanyi, J. (2013). Footstep analysis at different slopes and speeds in elite race walking. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 125-129.
24. Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A., & Minetti, A. E. (2014). The biomechanics of race walking: literature overview and new insights. *European Journal of Sport Science*, 14(7), 661-670.
25. Rius Sant, J. (2016). *Metodología y Técnicas de atletismo*. Barcelona, España: Ed. Paidotribo.
26. Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken, USA: Ed. John Wiley & Sons Inc.
27. Zifchock, R. A., Davis, I., & Hamill, J. (2006). Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of biomechanics* 39(15), 2792-2797.

9. Anexos

9.1. Anexo 1. Consentimiento Informado



universidad
de león



CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA REALIZAR UN ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE MARCHA ATLÉTICA

El objetivo del estudio es conocer si existen diferencias significativas en variables biomecánicas entre hombres y mujeres de similar nivel competitivo, así como determinar cuáles de estas variables son sensibles al incremento de la velocidad. Estos objetivos son parte de un trabajo de fin de grado titulado “Análisis biomecánico de la marcha atlética, diferencias entre género y variables sensibles a la velocidad”. La prueba consistirá en marchar sobre un tapiz rodante durante un periodo de 3 minutos a tres velocidades establecidas anteriormente (10.5, 12 y 13.5 km/h para mujeres y 12, 13.5 y 15 km/h para hombres), además de una serie de mediciones antropométricas (estatura, peso y altura trocánterea). Para la toma de datos se utilizará un tallímetro, una báscula, un metro, un tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar; HP Cosmos Sports & Medical GMBH, NussdorfTraunstein, Germany) donde estará integrada una plataforma láser de contacto (SportJump System Pro, DSD Inc., León, España) y un sistema tridimensional de captura del movimiento (CLIMA C13 series, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que cuenta con 8 cámaras de video de alta resolución y alta velocidad (OptiTrack Prime 13, 1280 x 1024 píxels, 240 Hz) sensibles a la luz infrarroja y sincronizadas a través de un ordenador. La prueba se desarrollará durante un día previamente acordado entre entrenador, atleta y responsable del estudio, en el segundo trimestre del 2018. El lugar de realización será el laboratorio de biomecánica del Centro de Alto Rendimiento de León (CAR León).

El atleta autoriza a los investigadores a utilizar los datos de sus pruebas para ser tratados exclusivamente con fines de investigación, preservando siempre su derecho al anonimato, y cumpliendo con la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de Diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. A cambio, los beneficios que el atleta obtendrá un informe del análisis.

El atleta debe ser consciente de que la prueba exige un esfuerzo submáximo, pudiendo implicar algún tipo de lesión muscular similar a la que puede acontecer en entrenamientos o competiciones.

Siendo conocedor de los posibles riesgos, ya que habitualmente entrena en parámetros similares, el atleta exime a los responsables del estudio de cualquier responsabilidad derivada de la misma.

La participación en el estudio es de carácter voluntario, y existe posibilidad de retirarse de la misma en cualquier momento.

El profesor responsable del trabajo de fin de grado es el Dr. Juan García López, el cual se compromete a informar y contestar a todas las dudas y preguntas de los participantes.

CONSENTIMIENTO MENORES DE EDAD

Yo, D/Dña., con DNI padre/madre o tutor legal de D/Dña., con DNI..... doy mi consentimiento para que mi hijo participe en una prueba biomecánica en un tapiz rodante.

Se me ha facilitado la precedente hoja informativa y habiendo comprendido el procedimiento y los riesgos inherentes al mismo, declaro estar debidamente informado, por lo tanto, eximo de cualquier responsabilidad a los responsables del estudio.

León, a de de 2018

Padre/Madre/Tutor legal:

Fdo:

CONSENTIMIENTO MAYORES DE EDAD

Yo, D/Dña con DNI doy mi consentimiento para participar en una prueba biomecánica en tapiz rodante.

Se me ha facilitado la precedente hoja informativa y habiendo comprendido el procedimiento y los riesgos inherentes al mismo, declaro estar debidamente informado y acepto participar libre y voluntariamente en el presente estudio. Comprendo que puedo retirarme de la prueba en cualquier momento, por lo tanto, eximo de cualquier responsabilidad a los responsables del estudio.

León, a de de 2018

Deportista:

Fdo:

9.2. Anexo 2. Aprobación del Comité de Ética



universidad
de león

Vicerrectorado de Investigación
Comité de Ética

D. José Luis Mauriz Gutiérrez, como Secretario del Comité de Ética de la Universidad de León.

CERTIFICA:

Que la solicitud ETICA-ULE-007-2018, titulada “Análisis biomecánico de la marcha atlética, diferencias entre género y variables sensibles a la velocidad” presentada por el Dr. D. Juan García López ha recibido una Evaluación favorable por parte del Comité de Ética de la Universidad de León.

Para emitir el informe los miembros de este Comité han verificado que la solicitud cumple con los requisitos recogidos en el artículo 4 del Reglamento del Comité de Ética de la Universidad de León y que son, según sea el caso:

- Comprobar la adecuación tanto del modelo como del procedimiento utilizado para obtener el consentimiento informado de la persona que participa o de la que se obtiene el material biológico.
- Velar por la garantía de la confidencialidad de los datos personales de los sujetos que participan en el procedimiento.
- Supervisar la idoneidad y acreditación de todos los participantes en los protocolos.

Y para que conste a los efectos oportunos firmo el presente certificado en León a 23 de abril de 2018.



JOSE LUIS MAURIZ
GUTIERREZ

Firmado digitalmente por JOSE LUIS MAURIZ GUTIERREZ
Número de reconocimiento (DN): cn=JOSE LUIS MAURIZ
GUTIERREZ, o=Universidad de León, ou=Oplo, Ciencias
Biomédicas e Instituto Universitario de Biomedicina,
email=jmauriz@unileon.es, c=ES
Fecha: 2018.04.23 11:19:15 +02'00'

Fdo.: Dr. José Luis Mauriz Gutiérrez
Secretario del Comité de Ética
Universidad de León

9.3. Anexo 3. Modelo de Informe

Unidad de Valoración Biomecánica. Centro de Alto Rendimiento de León (CAR León).
CONSEJO SUPERIOR DE DEPORTES



VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA MARCHA ATLÉTICA

NOMBRE: XXXXX XXXXX XXXXX

PESO: 65 kg

H. TROCÁNTER: 89.5 cm

MODALIDAD: Marcha atlética

MARCA 5 km: 19:03

TALLA: 175 cm

Nº PIE: 44 EUR

ENTRENAMIENTO: Alto rendimiento

MARCA 10 km: 39:47

NCTO.: XX/XX/XXXX

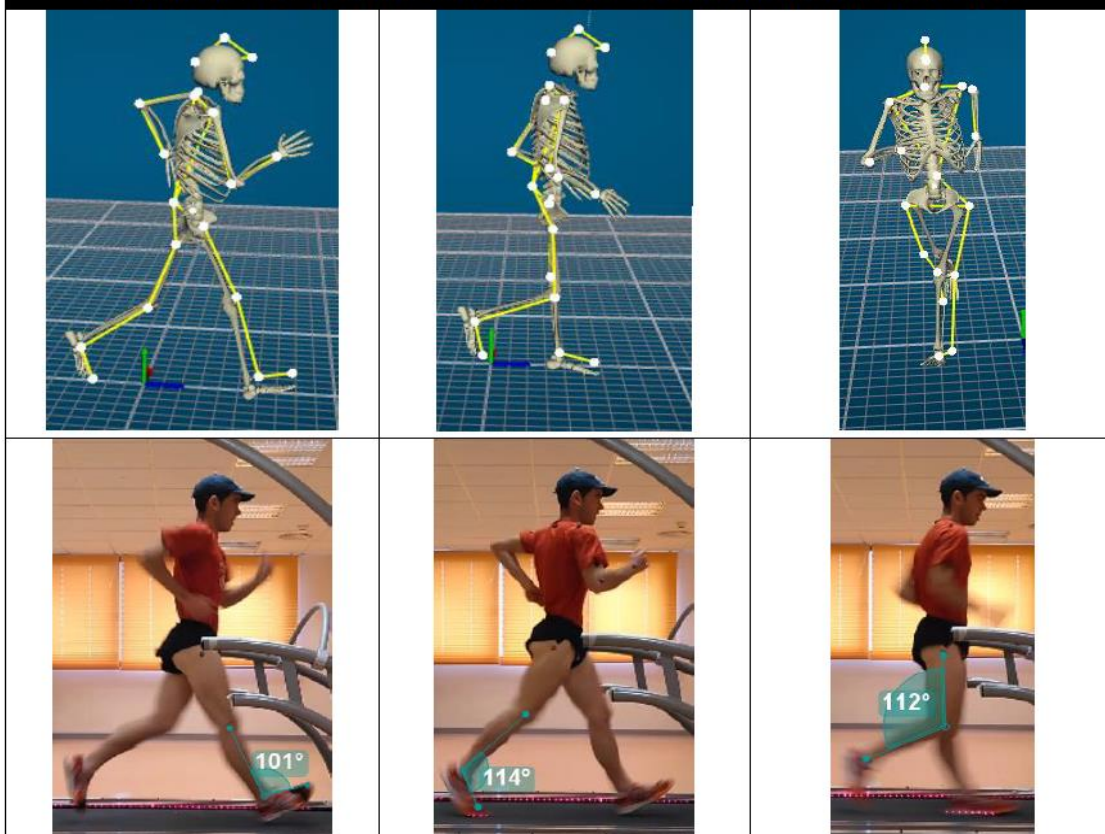
IMC: 21.2

MARCA 20 km: 1:21:36

OBSERVACIONES:

Es la segunda ocasión que el atleta acude a realizar una prueba de biomecánica. Respecto a la evaluación anterior, visualmente no se aprecia una gran diferencia muscular entre ambas piernas, característica que en la primera valoración era apreciable visualmente un mayor desarrollo muscular de la pierna derecha. Se realizan 5 pruebas de marcha en tapiz rodante a 10.5, 12, 13.5, 15 y 16 km/h., aunque en el informe solo se reflejaran las 2 últimas velocidades por ser las más representativas. Se llevó a cabo un análisis cinemático en 3D y simultáneamente se registraron los tiempos de vuelo, a través de una plataforma láser previamente validada y colocada en el tapiz en cada velocidad. Durante las pruebas se realizaron grabaciones de video de alta velocidad (240 fps), en los planos frontal y sagital. Haciendo click en las primeras 3 fotos (representación en 3D del movimiento) se pueden ver los vídeos más representativos.

Análisis de la cinemática 3D de la marcha atlética





VARIABLES/VELOCIDAD	13.5 kph	15 kph	16 kph
Frecuencia de paso (ppm)	97	101	105
Amplitud de paso (cm)	115	123	127
Tiempo de vuelo (ms)	24	34	44
Oscilación vertical Centro de Gravedad –CG- (cm)	5.0	4.9	5.0
Distancia de Frenado entre el CG y talón dcha/izqda (cm)	31.4/30.6	32.6/31.3	31.9/31.2
Distancia de Impulso entre CG y la punta dcha/izqda(cm)	41.3/42.0	42.3/42.1	43.3/42.9
Rotación hacia atrás de la cadera dcha/izqda (º)	22/19	22/20	24/21
Elevación del brazo dcha/izqda, ángulo con vertical (º)	53/67	56/68	56/69
Flexión del codo dcha/izquierda, respecto a 180º (º)	102/106	102/105	106/108
Extensión cadera dcha/izqda., ángulo con vertical (º)	29/30	30/31	31/32
Flexión cadera dcha/izqda., ángulo con vertical (º)	37/36	39/38	40/38
Flexión cadera dcha/izqda., en el primer contacto (º)	17/18	17/18	18/19
Extensión cadera dcha/izqda., en el despegue (º)	29/29	30/30	31/32
Extensión rodilla dcha/izqda en el primer contacto (º)	0/2	-2/2	0/3
Extensión rodilla dcha/izqda en la vertical del apoyo (º)	-9/-4	-8/-5	-9/-5
Extensión rodilla dcha/izqda en el despegue (º)	15/14	14/12	13/11
Flexión rodilla dcha/izqda en la fase de recobro (º)	79/76	80/78	80/78
Flexión de tobillo dcha/izqda en el primer contacto (º)	-9/-7	-9/-6	-9/-7
Flexión de tobillo dcha/izqda en la vertical del apoyo (º)	3/1	2/0	2/1
Flexión de tobillo dcha/izqda en el despegue (º)	7/8	5/5	8/7

Comentarios acerca de la cinemática 3D

Al igual que en la valoración anterior, el incremento de la velocidad se consigue, en las velocidades iniciales, incrementando más la amplitud que la frecuencia, ocurriendo lo contrario en las velocidades finales. Los valores de frecuencia son algo menores, aumentando la amplitud y el tiempo de vuelo. A la velocidad de 16 Km/h el tiempo de vuelo es ligeramente superior a los 40 milisegundos y su frecuencia superaría levemente los límites teóricos sostenibles (unas 100zpm).

Las distancias de frenado e impulsión han sido parecidas en ambas valoraciones, sin diferencias importantes entre la pierna derecha e izquierda. La distancia de impulsión es la que más se modifica con el incremento de la velocidad (aumenta), siendo este incremento similar a la anterior valoración.

Respecto a la valoración anterior el atleta ya no presenta la asimetría existente en la extensión de la rodilla en el primer contacto. La asimetría en la extensión del brazo permanece, llevando más atrás el brazo izquierdo que el derecho. Es necesario vigilar este aspecto.

En comparación con el resto de marchadores, Diego presenta una distancia de frenado baja y una distancia de impulsión alta; esta última acompañada de la mayor extensión de la cadera respecto a los hombres del grupo de entrenamiento. Podría aumentar un poco la rotación de las caderas hacia atrás al marchar (pero probablemente no haya tiempo a la frecuencia que marcha). También es el atleta que más extiende la rodilla en el primer contacto y en la vertical del apoyo. El resto de las variables son similares al resto de atletas.

En conclusión, los valores cinemáticos son muy similares a los de la valoración anterior, con pequeños cambios en frecuencia y amplitud de zancada. El atleta sigue llevando más atrás el brazo izquierdo que el derecho (extensión respecto a la vertical). Las diferencias observadas en la anterior valoración en la extensión de ambas rodillas han sido corregidas, lo cual es muy positivo. El atleta destaca por su corta fase de frenado y larga fase de impulsión en el apoyo, esta última, acompañada con una muy buena extensión de cadera en el momento de despegue. La rotación de la cadera es menor al resto de varones, lo cual puede ser un aspecto para mejorar su rendimiento (teniendo en cuenta que su frecuencia de marcha es alta).