



UNIVERSIDAD DE LEÓN

Departamento de Educación Física y Deportiva

Adaptación, validación y aplicación de una nueva tecnología para valorar la biomecánica de la carrera de resistencia



Ana Ogueta Alday

León, 2014



universidad
de león

Adaptación, validación y aplicación de una nueva tecnología para valorar la biomecánica de la carrera de resistencia

Tesis doctoral realizada por Ana Ogueta Alday en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de León, dirigida por el Doctor Juan García López, como proyecto incluido en el Programa Predoctoral de Formación de Personal Investigador no doctor del Departamento de Educación, Política Lingüística y Cultura del Gobierno Vasco (Orden BOPV de 15 de junio de 2010).

Ana Ogueta Alday

León, 2014

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas e instituciones que de manera directa o indirecta han contribuido a la realización de esta Tesis, y de manera muy especial:

A mi director de Tesis, Juan García López, por haberme animado a explorar este mundo de la investigación, por enseñarme, formarme y haberme acompañado durante todo este proceso. Mi más sincera y eterna gratitud por su gran entrega, confianza y apoyo. Por hacerme crecer como personal docente, investigador y sobre todo como persona, y hacerme ver que “hace más el que quiere que el que puede”.

A José Antonio Rodríguez Marroyo, Juan Carlos Morante, Gerardo Villa y Julián Espartero, por su aportación y asesoramiento en las diferentes partes del trabajo, además de por sus ánimos y consejos.

A la todo el personal de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Departamento de Educación Física y Deportiva, de la Universidad de León, por el apoyo recibido durante los largos y fructíferos años en los que he desarrollado mi labor investigadora.

A mis compañeras de piso, Laura Luis y Laura Morán, por aguantarme durante estos cuatro años cada vez que llegaba a casa. Por su apoyo incondicional en un mundo en el que les era completamente ajeno.

A Víctor Rivero, Raúl Pernía y Josué Gómez, amigos y compañeros de laboratorio e investigación, por las experiencias e inquietudes compartidas.

A mis compañeros de promoción, porque siempre me animaron a continuar por este camino.

A todos los corredores que se presentaron voluntariamente para participar en los diferentes estudios, sin los cuales este trabajo no podría haberse llevado a cabo.

Y muy especialmente quería dar las gracias a mi familia y amigos, por la paciencia y el ánimo recibidos.

“Todo largo camino comienza con un primer paso”

Proverbio chino

La presente Tesis Doctoral se ha podido desarrollar también gracias a los siguientes proyectos de investigación:

TÍTULO DEL PROYECTO: “Validación y aplicación de una innovación tecnológica para la valoración biomecánica de la carrera en atletas de fondo y medio-fondo” (referencia 117/UPB10/11)

ENTIDAD FINANCIADORA: Consejo Superior de Deportes. Resolución de 4 de agosto de 2010, B.O.E. núm. 224, de 15 de septiembre de 2010, de la Presidencia del Consejo Superior de Deportes.

CANTIDAD: 11.000 €

DURACIÓN: Desde 01/02/2011 hasta 31/10/2011 (9 meses)

INVESTIGADOR PRINCIPAL: García López J.

COLABORADORES: Morante Rábago JC, Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA.

TÍTULO DEL PROYECTO: “Estudio de los factores biomecánicos que influyen en la economía de carrera en atletas de medio-fondo y fondo” (referencia 157/UPB10/12)

ENTIDAD FINANCIADORA: Consejo Superior de Deportes. Resolución de 27 de julio de 2011, B.O.E. núm. 226, de 20 de septiembre de 2011, de la Presidencia del Consejo Superior de Deportes.

CANTIDAD: 13.200 €

DURACIÓN: Desde 01/01/2012 hasta 31/10/2012 (10 meses)

INVESTIGADOR PRINCIPAL: García López J.

COLABORADORES: Morante Rábago JC, Ogueta-Alday A, Fernández J, Ferrer V.

Parte de los resultados de esta memoria han sido objeto de las siguientes publicaciones:

Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J. Influencia de los parámetros biomecánicos en el rendimiento y economía de corredores de fondo aficionados. *Biomecánica* 19 (1): 17-27, 2011.

Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *J Strength Cond Res* 27 (5): 1455-1462, 2013.

Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc* 46 (3): 580-585, 2014.

Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas determinantes del rendimiento en corredores de media maratón. *Biomecánica* 21 (1): 20-29, 2014

Parte de los resultados de esta memoria han sido objeto de las siguientes comunicaciones:

Ogueta-Alday A, Morante JC, Diez-Leal S, Lazo R, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J. Validación de una nueva herramienta para la valoración biomecánica de la carrera en tapiz rodante. *XXXIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Valencia (España), 2010.

Ogueta-Alday A, Morante JC, Lazo R, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J. The validation of a new method that measures contact and flight time during treadmill running. *I World Conference of Science and Triathlon*. Alicante (España), 2011.

Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J. Factores que afectan a la economía de carrera en corredores de fondo y medio fondo. *Congreso Internacional en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, IDISPORT*. Vitoria-Gasteiz (España), 2011.

Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J. Influencia de los parámetros biomecánicos en el rendimiento y la economía de carrera. *Congreso Internacional de Biomecánica y Ergonomía Deportiva*. Ciudad Juárez (México), 2011.

Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J. Influencia de los parámetros biomecánicos en el rendimiento y la economía de corredores de fondo aficionados. *XXXIV Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Córdoba (España), 2011. (*)

Ogueta-Alday A, García-López J. Factores biomecánicos que afectan al entrenamiento en las pruebas de fondo. *Congreso Internacional sobre valoración funcional, entrenamiento y nutrición en carreras de montaña*. Castellón (España), 2012.

Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Diferencias biomecánicas y fisiológicas entre corredores de fondo con distinto patrón de pisada. *XXXV Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Madrid (España), 2012.

Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Foot strike pattern in long-distance running: biomechanical and physiological implications. *18th annual Congress of the European College of Sports Science*. Barcelona (España), 2013.

Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Factores antropométricos, fisiológicos y biomecánicos determinantes del rendimiento en corredores de media maratón. *XXXVI Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Granada (España), 2013. (*)

(*) Las comunicaciones reseñadas fueron premiadas con un Accésit (2º Premio)

ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS UTILIZADOS

%	porcentaje
~	aproximadamente
<	menor que
>	mayor que
Σ	sumatorio
a.m.	<i>ante meridiem</i>
cm	centímetro
CV	coeficiente de variación
DE	desviación estándar
e.g.	<i>exempli gratia</i> , por ejemplo
ES	tamaño del efecto
et al.	<i>et alli</i> , y colaboradores
gr	gramo
h	hora
hh:mm:ss	horas, minutos, segundos
Hz	hercio
Hz·m⁻¹·s⁻¹	hercio por metro y por segundo
ICC	coeficiente de correlación intraclase
i.e.	<i>id est</i> , esto es, es decir
JJOO	Juegos Olímpicos
kg	kilogramo
kg·m⁻²	kilogramo por metro cuadrado
km	kilómetro
km·h⁻¹	kilómetro por hora

m	metro
m·m⁻¹·s⁻¹	metro, por metro por segundo
min	minuto
min·km⁻¹	minuto por kilómetro
min·m⁻¹	minuto por metro
ml	mililitro
ml·kg⁻¹·km⁻¹	mililitro por kilogramo de peso y por kilómetro
ml·kg⁻¹·min⁻¹	mililitro por kilogramo de peso y por minuto
mm	milímetro
mm:ss	minutos, segundos
mm:ss:dd	minutos, segundos, décimas
ms	milisegundo
n	tamaño de la muestra
°C	grado centígrado
p	nivel de significación
p.m.	<i>post meridiem</i>
ppm	pulsaciones por minuto
r	coeficiente de correlación
RCT	umbral de compensación respiratoria-anaeróbico
s	segundo
VO₂	consumo de oxígeno
VO_{2max}	consumo máximo de oxígeno
vs	<i>versus</i> , contra, frente a
zancadas·min⁻¹	zancadas por minuto

RESUMEN

El rendimiento en carreras de larga distancia depende de una serie de factores fisiológicos (VO_{2max} , umbral anaeróbico, economía de carrera, edad, género, tipos de fibras musculares, fatiga y raza), ambientales (aire/viento, temperatura, humedad, altura y pendiente del terreno), psicológicos (intervención, dirección de la atención y música), ligados al entrenamiento (entrenamiento de resistencia, fuerza, aclimatación al calor y a la altitud) y biomecánicos (antropometría, “*leg-stiffness*”, flexibilidad, patrón de pisada, calzado y parámetros espacio-temporales). A día de hoy, todavía existe un gran desconocimiento sobre la verdadera influencia de algunos de ellos. En concreto, la influencia de ciertos parámetros biomecánicos como el patrón de pisada y/o los parámetros espacio-temporales sobre la economía de carrera, su relación con parámetros fisiológicos y repercusión en el rendimiento sigue siendo difusa. Es posible que el origen de estas discrepancias esté en las limitaciones tecnológicas de los instrumentos de análisis utilizados.

Para intentar dar respuestas a algunas de estas cuestiones, la presente Tesis se ha propuesto los siguientes objetivos: 1- adaptar y validar un nuevo método para registrar las variables espacio-temporales (i.e. tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) durante la carrera en tapiz rodante, lo que permitirá analizar automáticamente un alto y representativo número de pasos con ambos pies, 2- analizar la influencia del patrón de pisada (talonador vs planta entera/antepié) en la economía de carrera y otras variables biomecánicas, 3- examinar simultáneamente la influencia de las variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas en el rendimiento.

La validación del nuevo método (SportJump System Pro; plataforma de contacto láser insertada en un tapiz rodante y conectada a un software específico) se llevó a cabo con un total de 15 corredores, los cuales realizaron 7 series de carrera entre 10 y 22 $km \cdot h^{-1}$. Se registraron simultáneamente los tiempos de contacto y de vuelo con una cámara de vídeo de alta velocidad (método de referencia) y el nuevo método. Éste sobreestimó el tiempo de contacto y subestimó el tiempo de vuelo a todas las velocidades de carrera analizadas. Sin embargo, las diferencias entre ambos métodos no dependieron del patrón de pisada y/o masa del corredor, y pudieron ser corregidas en función de la velocidad de carrera. En definitiva, el nuevo método mostró ser fiable y sensible a pequeños cambios en las variables espacio-temporales de la carrera, siendo la herramienta utilizada en las subsiguientes fases experimentales de esta Tesis Doctoral.

El análisis de la influencia del patrón de pisada en la economía de carrera y las variables biomecánicas, se llevo a cabo comparando las variables biomecánicas y fisiológicas de la carrera de 10 atletas talonadores y 10 atletas de planta entera/antepié, con un buen y similar nivel de rendimiento en media maratón. No se observaron diferencias en el VO_{2max} y umbrales aeróbico y anaeróbico, sin embargo, los corredores talonadores fueron entre 5.0-9.3% más económicos que los de planta entera/antepié a velocidades submáximas. A su vez, los corredores talonadores mostraron un mayor tiempo de contacto y un menor tiempo de vuelo a todas las velocidades de carrera, sin diferencias en la frecuencia y amplitud de zancada. Así, las diferencias en el tiempo de contacto y de vuelo podrían explicar las variaciones en la economía de carrera.

Por último, la influencia de las variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas sobre en el rendimiento en la carrera fue examinada mediante el análisis de 48 corredores de diferente nivel. Estos fueron divididos en 4 grupos en función de su marca en media maratón. Se observaron diferencias entre grupos y correlaciones con el rendimiento en las variables ligadas al entrenamiento (experiencia y volumen de entrenamiento), antropométricas (masa, índice de masa corporal y sumatorio de pliegues cutáneos), fisiológicas (VO_{2max} , umbral aeróbico y anaeróbico y economía de carrera) y biomecánicas (patrón de pisada). Los corredores de mayor nivel mostraron un menor de tiempo de contacto a la misma velocidad de carrera que los de menor nivel, pero esto fue debido al mayor porcentaje de corredores de planta entera/antepié en el grupo de mayor nivel. Teniendo en cuenta el patrón de pisada y la velocidad, estas diferencias desaparecieron. La frecuencia y amplitud de zancada fueron similares para todos los grupos de corredores a la misma velocidad de carrera. Por lo tanto, las variables espacio-temporales de la carrera (tiempo de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) no fueron sensibles al rendimiento.

En conclusión, a partir de la adaptación y validación de un nuevo método para la medición de los parámetros espacio-temporales durante la carrera, se han podido extraer las siguientes conclusiones: 1- los corredores talonadores son más económicos que los de planta entera/antepié a velocidades de carrera submáximas, 2- los corredores de planta entera/antepié presentan aproximadamente un 10% menos de tiempo de contacto que los corredores talonadores, lo que les puede favorecer a altas velocidades de carrera ($> 20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), 3- las variables espacio-temporales de la carrera (tiempo de contacto, frecuencia y amplitud de zancada) no parecen ser sensibles al nivel de rendimiento.

ABSTRACT

Long-distance running performance depends on several factors such as physiology ($\text{VO}_{2\text{max}}$, anaerobic threshold, running economy, age, gender, muscle fibre composition, fatigue and ethnicity), environment (air/wind, temperature, humidity, altitude and slope), psychology (intervention, focus of attention and music), training (endurance, resistance, heat acclimation and altitude training) and biomechanics (anthropometry, “*leg-stiffness*”, flexibility, foot strike pattern and spatio-temporal parameters). Nowadays, the real influence of some of these variables is still unknown. In particular, the influence of some biomechanical parameters such as foot strike pattern and/or spatio-temporal parameters on running economy, their relationship with physiological parameters and the impact on running performance are controversial topics of discussion. It is possible that the technological limitations of the measuring instruments have generated this discrepancy.

The present Thesis would try to explain these issues by the following aims: 1- adapt and validate a new method to measure spatio-temporal variables (i.e. contact and flight times, step rate and length) during treadmill running, which would allow to register automatically a high and representative number of steps of both feet, 2- analyze the influence of foot strike pattern (rearfoot vs midfoot/forefoot) on running economy and other biomechanical variables, 3- examine simultaneously the influence of anthropometric, physiological and biomechanical variables on running performance.

The validation of the new method (SportJump System Pro; a contact laser platform inserted in a treadmill and connected to a specific software) was performed with 15 runners, who completed 7 sets of running between 10 and 22 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. Contact and flight times were registered with a high-speed video camera (gold standard method) and the new method. The new technology overestimated the contact time and underestimated the flight time at every running speed. However, these differences between both methods did not depend on runners' foot strike pattern or mass, and they were corrected according to running speed. In conclusion, the new method was validated, being reliable and sensitive for detecting small changes in running spatio-temporal parameters, being the analysis tool used in next experimental phases of this Thesis.

The analysis of the influence of foot strike pattern on running economy and biomechanical variables was performed by comparing biomechanical and physiological

variables of 10 rearfoot and 10 midfoot/forefoot well-trained runners with a similar level of performance in a half-marathon. No differences were observed in $\text{VO}_{2\text{max}}$, aerobic and anaerobic thresholds. Nevertheless, rearfoot strikers were between 5.0 and 9.3% more economical than midfoot/forefoot strikers at submaximal speeds. Step rate and length were not different between groups, but rearfoot strikers showed longer contact time and shorter flight time than midfoot/forefoot strikers at all running speeds. Thus, the differences in contact and flight time could explain running economy differences.

Finally, the influence of anthropometric, physiological and biomechanical variables on running performance was examined analyzing 48 runners of different level. They were divided into 4 groups according to their performance level in a half-marathon. Significant differences between groups and correlations with performance were observed in training-related (experience and km per week), anthropometrics (mass, body mass index and sum of six skinfolds), physiological ($\text{VO}_{2\text{max}}$, aerobic and anaerobic thresholds and running economy) and biomechanical variables (foot strike pattern). Higher level runners showed shorter contact time than lower level runners at the same running speed. However, this was due to the higher percentage of midfoot/forefoot runners in the best group of runners. Taking into account runners' foot strike pattern and speed, these differences disappeared. Step rate and length were not different between groups at the same running speed. Therefore, running spatio-temporal variables (contact and flight time, step rate and length) were not sensitive to performance.

To sum up, the adaptation and validation of the new method to measure running spatio-temporal parameters allowed us to obtain the following conclusions: 1- rearfoot strikers are more economical than midfoot/forefoot strikers at submaximal running speeds, 2- midfoot/forefoot strikers have an approximately 10% shorter contact time than rearfoot strikers, which could be beneficial at high running speeds ($> 20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), 3- running spatio-temporal parameters (contact and flight time, step rate and length) seem not to be sensitive to performance level.

ÍNDICE



1. ANTECEDENTES.....	1
1.1. Factores que afectan al rendimiento	3
1.2. Factores fisiológicos	5
1.3. Factores ambientales.....	10
1.4. Factores psicológicos.....	14
1.5. Factores ligados al entrenamiento.....	16
1.6. Factores biomecánicos	21
2. OBJETIVOS	33
3. PRIMER ESTUDIO.....	37
Adaptación y validación de una herramienta para la valoración biomecánica de la carrera en tapiz rodante.....	37
3.1. Introducción y objetivos	39
3.2. Métodos	40
3.3. Resultados.....	44
3.4. Discusión	48
3.5. Conclusiones y aplicaciones prácticas.....	51
4. SEGUNDO ESTUDIO.....	53
Diferencias biomecánicas y fisiológicas entre corredores de fondo con distinto patrón de pisada.....	53
4.1. Introducción y objetivos	55
4.2. Métodos	56
4.3. Resultados.....	59
4.4. Discusión	63
4.5. Conclusiones y aplicaciones prácticas.....	67
5. TERCER ESTUDIO	69
Variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas determinantes del rendimiento en corredores de media maratón.....	69

5.1. Introducción y objetivos	71
5.2. Métodos	72
5.3. Resultados	76
5.4. Discusión	80
5.5. Conclusiones y aplicaciones prácticas	83
6. CONCLUSIONES, APLICACIONES PRÁCTICAS Y LÍNEAS DE FUTURO..	85
7. BIBLIOGRAFÍA.....	89
8. ANEXOS.....	111

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

TABLAS

Tabla 1.1. Campeones olímpicos en carreras de larga distancia (JJOO 1984-2012).	9
Tabla 3.1. Valores originales de tiempo de contacto y de vuelo (media \pm DE) obtenidos con el nuevo método (SportJump System Pro) y el método de referencia (cámara de video de alta velocidad) durante la carrera a diferentes velocidades (n= 15).....	45
Tabla 3.2. Valores corregidos de tiempo de contacto y de vuelo (media \pm DE) a diferentes velocidades de carrera en función del tipo de patrón de pisada: talonadores (n= 10) vs planta entera/antepié (n= 5).....	47
Tabla 4.1. Media (\pm DE) de las variables antropométricas de los corredores talonadores y de planta entera/antepié.	60
Tabla 4.2. Media (\pm DE) de las variables fisiológicas de los corredores talonadores y de planta entera/antepié.	61
Tabla 5.1. Características y variables antropométricas (media \pm DE) de los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).	76
Tabla 5.2. Variables fisiológicas (media \pm DE) obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).	77
Tabla 5.3. Variables biomecánicas (media \pm DE) obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).	79

FIGURAS

Figura 1.1. Factores que afectan al rendimiento de las carreras de larga distancia.	4
Figura 1.2. Clasificación del patrón de pisada. Ejemplo de corredor talonador (izquierda), de planta entera (medio) y antepié (derecha).	25
Figura 3.1. Localización de los materiales en el laboratorio para la validación del nuevo método a partir del método de referencia.	42

Figura 3.2. Adaptación del nuevo método en el tapiz rodante. El SportJump System Pro colocado en el tapiz durante su instalación (izquierda). Apariencia final del tapiz con el SportJump System Pro colocado bajo las placas de seguridad (derecha).	43
Figura 3.3. Gráfico de Bland-Altman para el nuevo método y el método de referencia antes (valores originales) y después (valores corregidos) de que los tiempos de contacto y de vuelo fueran corregidos. Las líneas discontinuas representan los límites de confianza al 95%, mientras que la línea continua representa media de las diferencias. 46	46
Figura 3.4. Función representativa de las diferencias en el tiempo de contacto entre ambos métodos (nuevo método vs método de referencia) en función de la velocidad de carrera (n= 15).	47
Figura 4.1. Tiempos de contacto (marcadores negros) y de vuelo (marcadores blancos) durante el test submáximo e incremental en corredores talonadores (círculos) y de planta entera/antepié (triángulos). *, Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre corredores talonadores y de planta entera/antepié.	62
Figura 4.2. Evolución de la frecuencia y amplitud de de zancada con la velocidad de carrera (n= 20). *, Diferencia significativa respecto a la velocidad anterior ($p < 0.05$)... 62	62
Figura 5.1. Porcentaje de corredores talonadores y de planta entera/antepié en cada grupo de corredores. G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón ($< 1:10:00$, $< 1:20:00$, $< 1:30:00$ y $\geq 1:30:00$ hh:mm:ss, respectivamente).*, Diferencias significativas con el Grupo 1.	78

1. ANTECEDENTES

La práctica deportiva de la carrera a pie (o también llamada *running*) ha aumentado en popularidad durante la última década. En España, según una encuesta realizada por el sociólogo García Ferrando sobre los hábitos deportivos de los españoles (Centro de Investigaciones Sociológicas, 2010), la carrera a pie se posiciona como la quinta actividad física más practicada por sus ciudadanos, por detrás de la gimnasia de mantenimiento, el fútbol, la natación y el ciclismo. Se estima que en España un total de 2.5 millones de personas la practican. De forma paralela, y muchas veces promovido por los intereses de mercado (i.e. industria textil y del calzado, sponsors, operadores turísticos), el número de carreras populares ha aumentado en un 50% desde el 2008, llegando a celebrarse, a día de hoy, cerca de 3000 carreras populares anuales repartidas por toda la geografía española (Suances, 2014). Y no sólo han aumentado el número de eventos celebrados, sino el número de participantes en las mismas. Por ejemplo, en una de las carreras populares más conocida en España, la San Silvestre Vallecana, se ha pasado de 6500 corredores a 40000 desde el año 1999 al 2013, cifras enormemente sorprendentes (Suances, 2014). Este tipo de carreras populares se celebran sobre diferentes distancias, que normalmente van desde los 5 km a los 42.195 km de la maratón (Rothschild, 2012). También se observado que la mayoría de corredores populares que toma parte en las mismas lo hace por la pura satisfacción que sienten al correr (Llopis y Llopis, 2006). Sin embargo, en este tipo de eventos se dan cita una amplia variedad de participantes, desde los mejores atletas del país hasta corredores de nivel más popular, siendo el abanico de rendimiento que se puede encontrar muy variado. Esto ha propiciado un marcado interés dentro de la comunidad científica, que se ha interesado por estudiar los factores que afectan el rendimiento en este tipo de pruebas desde diferentes puntos de vista (i.e. fisiología, entrenamiento o biomecánica).

1.1. FACTORES QUE AFECTAN AL RENDIMIENTO

La mayoría de clasificaciones que han intentado resumir la influencia de los factores que afectan al rendimiento en carreras de larga distancia se han centrado únicamente en el impacto de estos factores en la economía de carrera (definida como gasto energético a una velocidad de carrera submáxima determinada) (Saunders et al., 2004). Por un lado, Svedenhag (2000) identificó 13 factores determinantes de la economía de carrera (distancia de la especialidad, entrenamiento-tapering, pendiente del terreno, temperatura,

aire y viento, fatiga, ventilación, amplitud de zancada, inflexibilidad/componentes elásticos, otros factores biomecánicos, género, edad y psicológicos/estado de ánimo). A su vez, Saunders et al. (2004) los agrupó y los dividió en 5 grandes grupos (entrenamiento, ambientales, fisiológicos, biomecánicos y antropométricos). Y aunque es cierto que muchos de los factores que se comentan tienen repercusión en la economía de carrera, y esta a su vez en el rendimiento (Saunders et al., 2004), la economía de carrera no deja de ser uno de los factores fisiológicos que afecta al rendimiento (Basset y Howley, 2000). Por lo tanto, ante la disparidad de criterios a la hora de elaborar una clasificación, y dado que se centran más en la economía de carrera que en el rendimiento, nosotros hemos optado por realizar una adaptación y ampliación de las clasificaciones anteriores, donde vamos a identificar 5 grandes bloques de factores (fisiológicos, ambientales, psicológicos, entrenamiento y biomecánicos) que afectan al rendimiento de las carreras de larga distancia (Figura 1.1). Estos factores serán desarrollados en los siguientes subapartados.



Figura 1.1. Factores que afectan al rendimiento de las carreras de larga distancia.

1.2. FACTORES FISIOLÓGICOS

Los factores fisiológicos (VO_{2max} , umbral anaeróbico, economía de carrera, edad, género, tipos de fibras musculares, fatiga y raza) que afectan al rendimiento de las carreras de larga distancia, han sido, posiblemente, durante muchos años los más estudiados por la literatura científica.

El consumo máximo de oxígeno (VO_{2max}) se define como la cantidad máxima de oxígeno que el organismo puede absorber, transportar y consumir por unidad de tiempo (Ferrero y Fernández, 2001). Normalmente se expresa relativo al peso corporal del sujeto ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) y depende fundamentalmente de componentes genéticos (70% genética y 20% entrenamiento) (Ferrero y Fernández, 2001). Es una medida relacionada con la capacidad aeróbica y está muy vinculada al rendimiento en carreras de larga distancia (McArdle et al., 2004). Se conoce que a mayor VO_{2max} , mayor rendimiento. Los valores típicos para personas sanas oscilan entre los 35-45 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$, mientras que los deportistas de fondo (esquiadores, patinadores, corredores, ciclistas...) pueden llegar a alcanzar 60-80 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ (McArdle et al., 2004). Tradicionalmente, se ha venido utilizando casi como el único parámetro fisiológico determinante de las carreras de larga distancia (Bosquet et al., 2002). Sin embargo, cuando se comparan corredores de alto nivel, con valores de VO_{2max} altos y similares, se ha observado que la correlación del VO_{2max} con el rendimiento es muy baja (Bosquet et al., 2002) y deja de ser un parámetro discriminativo del nivel de rendimiento. Así, dos corredores con similares valores de VO_{2max} , no tienen por qué conseguir el mismo rendimiento. Puede suceder que un deportista con menor VO_{2max} , lo compense con un mejor umbral anaeróbico y/o una mejor economía de carrera (Bosquet et al., 2002).

El umbral anaeróbico se definió en 1967 por Wasserman como “*la intensidad de ejercicio o trabajo físico por encima del cual empieza a aumentar de forma progresiva la concentración de lactato en sangre, a la vez que la ventilación se intensifica también de una manera desproporcionada con respecto al oxígeno consumido*” y puede expresarse como porcentaje del VO_{2max} o de la velocidad aeróbica máxima (López et al., 2001). En otras palabras, el umbral anaeróbico es la intensidad máxima de esfuerzo que un sujeto puede mantener de manera prolongada en el tiempo. Al igual que ocurría con el valor absoluto de VO_{2max} , el umbral anaeróbico también es mayor o acontece a mayor intensidad del ejercicio en los deportistas de fondo en comparación con individuos sedentarios (80-90% vs 50-60% del VO_{2max} , respectivamente) y debe tomarse como una

medida representativa del nivel de entrenamiento aeróbico (López et al., 2001). Un deportista que presente un mayor umbral anaeróbico, podrá mantener en el tiempo una velocidad de carrera más elevada que otro corredor, y posiblemente obtenga un mayor rendimiento. El umbral anaeróbico, a su vez, es dependiente de la economía de carrera. Una mejora de ésta provoca una mejora del umbral anaeróbico (Bosquet et al., 2002).

La economía de carrera es comúnmente definida como “*el gasto energético o VO_2 consumido a una velocidad de carrera determinada*” (Saunders et al., 2004). Es decir, el consumo de oxígeno en estado estable para cubrir una distancia determinada. Aunque realmente hace referencia a una tasa de consumo de oxígeno en $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$, se utiliza el valor en $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ para evitar la influencia de la velocidad absoluta de la carrera (Foster y Lucía, 2007; Lucía et al., 2006). Los valores típicos para atletas altamente entrenados estarían entre 175-220 $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ (Lucia et al., 2006), mientras que en otras poblaciones de deportistas (e.g. futbolistas) los valores son claramente superiores a 220 $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ (Impellizzeri et al., 2006). Así pues, los corredores con una mejor economía de carrera tendrán un menor consumo de oxígeno a la misma velocidad de carrera (Saunders et al., 2004), y esto justifica, en gran medida, su mayor rendimiento en las carreras de fondo y medio fondo. Algunos autores, han propuesto relacionar el VO_{2max} y la economía de carrera mediante un coeficiente que pone en relación la máxima energía disponible y la energía gastada para desplazar la masa corporal, observándose una fuerte correlación positiva con el rendimiento (Støren et al., 2011)

La edad es otro factor a tener en cuenta a la hora de obtener un buen rendimiento en este tipo de actividades. En general, se observa que los mayores logros o las mejores marcas en carreras de larga distancia se obtienen entre los 30-40 años (Sterken, 2001). Es en esta franja de edad, donde se da un equilibrio entre las variables VO_{2max} , fuerza muscular y la economía de carrera. Se ha descrito que el VO_{2max} aumenta hasta aproximadamente los 20 años y luego va disminuyendo progresivamente menos de un 1% al año, prácticamente de la misma manera que la fuerza muscular, la cual consigue su desarrollo óptimo entre los 20-30 años, y va disminuyendo en la mayoría de grupos musculares por descenso de la masa muscular (Lacour et al., 2002; McArdle et al., 2004). Sin embargo, se ha observado que la economía de carrera va mejorando con la edad (Midgley et al., 2007). Teniendo en cuenta lo anterior, uno de los objetivos del entrenamiento en personas de mayor edad sería incidir en las capacidades que más van a verse afectadas con el paso de los años. Un buen trabajo de fuerza y el entrenamiento de

resistencia de alta intensidad harán que este detrimento sea menor (Quinn et al., 2011) y que incluso puedan mantenerse hasta los 70 años tiempos muy respetables en una maratón (e.g. pérdidas de ritmo de competición de tan sólo $1 \text{ min} \cdot \text{km}^{-1}$) (Trappe, 2007).

El género también tiene una clara influencia en el rendimiento de las carreras de larga distancia. Por ejemplo, en los últimos JJOO de Londres 2012, el ganador masculino de la maratón (Stephen Kiprotich, UGA) consiguió un tiempo de 2:08:01 hh:mm:ss, mientras que la ganadora (Tiki Gelana, ETH) necesitó aproximadamente 15 min más para finalizarla (2:23:07 hh:mm:ss). Lo mismo ocurre en los 10 km, donde el ganador (Mohamed Farah, GBR) obtuvo un tiempo de 27:30 mm:ss y la ganadora femenina (Tirunesh Dibaba, ETH) 30:20 mm:ss, siendo la diferencia de aproximadamente 3 min (Olympic.org). Una posible explicación podría residir en los menores valores de fuerza y $\text{VO}_{2\text{max}}$ que presentan las mujeres frente a los hombres (McArdle et al., 2004). Los hombres presentan $\sim 20\text{-}25\%$ mayor $\text{VO}_{2\text{max}}$ que las mujeres a cualquier edad (McArdle et al., 2004), principalmente debido su mayor masa muscular y otros condicionantes genéticos, hormonales e incluso a la menor cantidad de hemoglobina debido a los ciclos menstruales (Ferrero y Fernández, 2001). Sin embargo, la influencia del género en la economía de carrera es todavía difusa. Mientras algunos autores (Morgan y Craib, 1992) se posicionan en que el hombre es más económico que la mujer, otros estudios no han encontrado diferencias significativas entre género a similares intensidades relativas (Daniels y Daniels, 1992; Kyrolainen et al., 2001). Por el contrario, otra serie de trabajos indican que la mujer es más económica que el hombre (Helgerud et al., 2010), al presentar normalmente un menor índice de masa corporal y necesitando así menor energía para correr a la misma velocidad (Bouchard, 2010).

La distribución de los tipos de fibras musculares dentro del músculo varía como consecuencia del entrenamiento físico y la especificidad del mismo (Ferrero y Fernández, 2001). Se han estudiado las diferencias existentes entre velocistas, medio fondistas y fondistas en los tipos de fibras musculares del vasto lateral (Svedenhag, 2000) y se ha observado que los fondistas presentan un 75% de fibras tipo I (de contracción lenta) y un 25% de fibras tipo IIa (de contracción intermedia), siendo un porcentaje muy pequeño o incluso nulo el de las fibras tipo IIb (de contracción rápida). Este predominio de fibras musculares tipo I parece estar relacionado con el $\text{VO}_{2\text{max}}$ (Saunders et al., 2004) y la economía de carrera (Williams y Cavanagh, 1987). Un mayor porcentaje de fibras lentas tienden a producir menor cantidad de lactato y un

menor gasto energético (Williams y Cavanagh, 1987), obteniéndose como consecuencia un mejor rendimiento en las carreras de larga distancia (Saunders et al., 2004).

La fatiga también repercute en el rendimiento del corredor. Con el paso de los kilómetros en una maratón, incluso cuando el ritmo es óptimo y constante, se van produciendo una serie de modificaciones fisiológicas (e.g. acidosis, alteración iónica, agotamiento eventual del glucógeno,...) que dificultan el mantenimiento de la misma intensidad de esfuerzo (Coyle, 2007). Además, tras un ejercicio extenuante (ya sea al final de una maratón y/o después del tramo de bici en un triatlón) la economía de carrera se ve perjudicada entre un 2-11% respecto a la carrera control (Hauswirth et al., 1996; Hue et al., 1998). Muchos autores han comprobado que este detrimento se debe al deterioro de parámetros fisiológicos como el aumento de la frecuencia cardiaca y de la ventilación (Bernard et al., 2003). Sin embargo, existe controversia sobre si este deterioro se debe también a alteraciones biomecánicas de la carrera. Algunos autores no observaron ninguna alteración cinemática en la carrera tras un ejercicio extenuante (Hue et al., 1998; Millet et al., 2000), mientras otros sí que las hallaron (Bernard et al., 2003; Hauswirth et al., 1997; Larson et al., 2011; Vercruyssen et al., 2002). Por ejemplo, Hauswirth et al. (1997) vieron cómo durante los últimos 45 min de una maratón, la economía de carrera se veía deteriorada, y la atribuían, en cierta medida, a una mayor inclinación del tronco hacia delante, un aumento de la frecuencia y una disminución de la amplitud de zancada durante la carrera. Otro estudio realizado tras una ultramaratón de montaña observó un aumento del tiempo de contacto en la carrera en pendiente positiva, atribuyéndolo a una adaptación del organismo para buscar una mayor economía de carrera (Vernillo et al., 2014). No obstante, no todos los resultados son concurrentes, las opiniones al respecto difieren y, por tanto, son necesarios más estudios para aclarar la influencia o no de los parámetros biomecánicos en el deterioro de la economía de carrera tras un ejercicio fatigante.

La raza es uno de los factores más discutidos durante los últimos 30 años, sobre todo desde que los corredores africanos han dominando todas las pruebas de fondo (i.e. desde los 3000 m obstáculos hasta la maratón) de las grandes citas y eventos (Tabla 1.1). Esto ha provocado un aumento de las investigaciones científicas, las cuales han abordado esta supremacía desde diferentes puntos de vista para intentar darle una respuesta. Por un lado, no se han encontrado diferencias significativas entre corredores caucásicos y africanos en la distribución de fibras musculares o en el VO_{2max} (Lucia et al., 2006;

Saltin et al., 1995), e incluso los corredores de origen caucásico han tendido a presentar mayores valores de VO_{2max} (Lucia et al., 2006; Weston et al., 2000). Sin embargo, se ha demostrado que los corredores eritreos/keniatas presentan claramente una economía de carrera un 5-14% mejor (Lucia et al., 2006; Weston et al., 2000). Además, a esto se le une un bajo peso, índice de masa corporal y constitución de piernas finas con la masa más cerca de la cadera, lo que les favorece en su rendimiento (Lucia et al., 2006; Saltin et al., 1995). No debemos olvidar que los factores ambientales y sociales también juegan un papel muy importante. Los corredores africanos normalmente viven y entrenan en altura (Etiopía > 2000 m, Kenia ~ 2000 m y Eritrea ~ 2600 m), realizan entrenamientos de mayor intensidad y menor volumen, y el afán por salir de la pobreza mediante el deporte de élite, hacen que posiblemente estas diferencias se acentúen todavía más (Lucia et al., 2006). A día de hoy, son necesarios mayor número de estudios para dar respuesta a este fenómeno complejo.

Tabla 1.1. Campeones olímpicos en carreras de larga distancia (JOOO 1984-2012).

	3000 m obs. (mm:ss:dd)	5000 m (mm:ss:dd)	10000 m (mm:ss:dd)	Maratón (hh:mm:ss)
Los Ángeles 1984	Julius Korir (8:11:80) KEN	Saïd Aouita (13:05:59) MAR	Alberto Coba (27:47:54) ITA	Carlos Lopes (2:09:21) POR
Barcelona 1992	Matthew Birir (8:08:84) KEN	D. Baumann (13:12:52) GER	Khalis Skah (27:46:70) MAR	Young-Cho Hwang (2:13:23) KOR
Atlanta 1996	Joseph Keter (8:07:12) KEN	V. Niyongabo (13:07:96) BDI	H. Gebrselassie (27:07:34) ETH	Josia Thugwane (2:12:36) RSA
Sydney 2000	Reuben Kosgei (8:21:43) KEN	Millon Wolde (13:35:49) ETH	H. Gebrselassie (27:18:20) ETH	Gezahegne Abera (2:10:11) ETH
Atenas 2004	Ezekiel Kemboi (8:05:81) KEN	H. El Guerrouj (13:14:39) MAR	K. Bekele (27:05:10) ETH	Stefano Baldini (2:10:55) ITA
Pekín 2008	B. Kiprop Kipruto (8:10:34) KEN	K. Bekele (12:57:82) ETH	K. Bekele (27:01:17) ETH	S. Kamau Wansiru (2:06:32) KEN
Londres 2012	Ezekiel Kemboi (8:18:56) KEN	Mo Farah (13:41:66) GBR*	Mo Farah (27:30:42) GBR*	Stephen Kiprotich (2:08:01) UGA

Los atletas sombreados son de origen africano. KEN, Kenia; MAR, Marruecos; ITA, Italia; POR, Portugal; GER, Alemania; KOR, Corea; BDI, Burundi; ETH, Etiopía; RSA, Sudáfrica; GBR, Gran Bretaña; UGA, Uganda. *, De origen somalí. Los datos han sido extraídos de Olympic.org.

1.3. FACTORES AMBIENTALES

Los factores ambientales más analizados en la literatura científica son el aire o viento, la temperatura, humedad, presión atmosférica o altitud y la pendiente del terreno. A continuación desarrollaremos cada uno de ellos con mayor detenimiento.

Se conoce que el aire o viento contra el que se enfrenta el corredor o la velocidad a la que el corredor choca contra el aire afecta negativamente al rendimiento, ya que para vencer esa resistencia el corredor necesita una mayor fuerza/potencia y aporte de energía (García-López, 2008). Esta resistencia aerodinámica es aproximadamente un 4-8% en carreras de media distancia (800-5000 m) y un 2% en carreras de larga distancia (5000 m-maratón) (Saunders et al., 2004). El perjuicio es mayor cuanto más rápido se corre y se debe a que el VO_2 necesario para superar la resistencia del aire aumenta al cubo de la velocidad de carrera (Pugh, 1970). Esto mismo provoca que el perjuicio ocasionado por el “viento en contra” sea mayor que el beneficio de tener “viento a favor”, y por tanto la imposibilidad de batir una marca personal o un record en una pista circular en la que haya viento (García-López, 2008). Por otro lado, si el corredor se encuentra tras otro corredor (en inglés conocido como “drafting”) a una distancia entre 1 y 2 m, la energía requerida para vencer el aire disminuirá aproximadamente a la mitad (García-López, 2008). Las evaluaciones en tapiz rodante, llevadas a cabo en los laboratorios, deberían utilizar una inclinación del 1% a velocidades de carrera entre 10 y 18 $km \cdot h^{-1}$ para simular este efecto del viento (Jones y Doust, 1996). Aunque es evidente que el rendimiento y la economía de carrera mejoran en condiciones favorables de viento, ningún estudio ha valorado el efecto que tendría esta variable en ambientes calurosos, donde, como se comentará a continuación, la termorregulación del corredor juega un papel importante.

Varios estudios han valorado el efecto de la temperatura en el rendimiento de la carrera, la mayoría de ellos durante pruebas de maratón (El Helou et al., 2012). En los primeros trabajos se cifró un margen de 10-15°C como rango de temperatura óptimo, indicando que las temperaturas ligeramente inferiores serían menos perjudiciales que las ligeramente superiores (Maughan, 2010). Ely et al. (2007) observaron un rendimiento similar entre 5-10°C y 10-15°C, empeorando progresivamente a partir de los 15°C hasta los 25°C. Del mismo modo, El Helou et al. (2012) observaron que la velocidad de carrera puede disminuir 0.03% por cada incremento de 1°C a partir de los 10°C, llegando a la conclusión de que el rango óptimo de temperatura se encuentra entre 4-

10°C. Estudios realizados en cicloergómetro al 70% del VO_{2max} confirman que el rendimiento fue mayor a 11°C que a 4, 21 y 31°C (Maughan, 2010). Además, el número de intervenciones médicas durante las carreras se ve aumentado por debajo de los 5°C y a partir de los 15°C (El Helou et al., 2012; Roberts, 2007). Por lo tanto, podemos afirmar que el rango óptimo de temperatura para competir en carreras de larga distancia oscila entre 5-15°C. De hecho, el record del mundo de maratón, superado por Wilson Kipsang (KEN) con un tiempo de 2:03:23 hh:mm:ss en la maratón de Berlín en 2013 se consiguió bajo una temperatura de 8°C en la salida y alrededor de los 13°C durante la carrera (IAFF, 2013), estando dentro del margen cifrado.

Los corredores de élite han demostrado tener un mejor comportamiento en temperaturas adversas que los corredores de menor nivel, posiblemente porque los corredores de menor nivel: 1- están más tiempo expuestos a las condiciones ambientales (Ely et al., 2007), 2- suelen correr en grupo (lo que triplica el estrés térmico al reducirse la pérdida de calor por radiación, suponiendo un aumento de 2°C) (Ely et al., 2007) y 3- tienen un peor funcionamiento del sistema termorregulador (McArdle et al., 2004). Así mismo, los corredores más grandes y pesados producen y acumulan mayor cantidad de calor a una misma velocidad de carrera que los corredores más pequeños y ligeros (Berg, 2003). Esto está relacionado con un factor alométrico (allometric scale) donde la producción de calor depende de la masa corporal (entendida como una variable tridimensional) mientras que su disipación depende de la superficie corporal (entendida como una variable bidimensional). De esta forma, los corredores más pequeños y ligeros, al igual que los corredores de mayor nivel, pueden correr a mayor intensidad y durante más tiempo antes de llegar a una temperatura corporal límite o de fatiga, que se ha cifrado en $\sim 39.5^{\circ}\text{C}$ (Berg, 2003). Esta ventaja termorreguladora de los más pequeños y delgados no solo será aprovechada en competición, sino también en entrenamientos, permitiendo a los corredores realizar cargas de trabajo más elevadas en cuanto a volumen, pero sobre todo en cuanto a intensidad se refiere (Berg, 2003). Por otro lado, la edad no parece ser un factor determinante en la termorregulación, en tanto que estudios realizados en corredores con similar nivel de rendimiento han encontrado respuestas termorreguladoras similares entre corredores jóvenes (28 ± 1 años) y de mediana edad (54 ± 2 años) (De Paula Viveiros et al., 2012). Sin embargo, la influencia del género es importante. Los hombres se ven más afectados por la temperatura que las mujeres, ya que éstas presentan mayor porcentaje de superficie corporal respecto a su

masa (lo que les permite tener una mayor tasa de evaporación) (Vihma, 2010), corren a menor velocidad (Vihma, 2010) y presentan mayor variabilidad del rendimiento que los hombres, dependiendo menos de la variable termorregulación (Ely et al., 2007).

Los efectos de la humedad en el rendimiento en pruebas de larga distancia también son claros, determinándose que una mayor humedad en combinación con una elevada temperatura provocan un mayor estrés térmico (situación similar a la de los ambientes tropicales) que sólo una alta temperatura. Algunos autores han observado que la velocidad de carrera en una prueba de 8 km es $1.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ mayor con “frío” (15°C) y humedad (60%), que con calor (35°C) y humedad (60%) (Marino et al., 2004). De esta última forma se está limitando la evaporación del sudor, ya que el cuerpo sigue perdiendo agua y electrolitos sin pérdida efectiva de calor (Maughan, 2010). Un ejemplo ilustrativo de la importancia de este factor lo observamos en el Campeonato del Mundo de Maratón de Daegu 2011, celebrado a una temperatura de 26°C y una humedad de 72%, siendo el tiempo medio de las 10 primeras clasificadas de 2:29:47 hh:mm:ss (IAAF.org). Si se compara con el Campeonato del Mundo de Berlín (2009), que es una ciudad situada a una altitud similar (~ 35 m sobre el nivel de mar), donde la competición se celebró a una temperatura parecida (23°C) pero con la humedad relativamente más baja (41%), el registro medio de las 10 primeras clasificadas (2:26:26 hh:mm:ss) fue de 3 min más rápido. Sin embargo, en otros campeonatos como el de París 2003, la temperatura fue baja (15°C) y la humedad alta (72%), obteniéndose todavía un mejor rendimiento (tiempo medio de las 10 mejores: 2:25:50 hh:mm:ss). Esto se debe a que es cuando las temperaturas se vuelven más extremas ($> 25^{\circ}\text{C}$) cuando la humedad adquiere mayor importancia a la hora de predecir el rendimiento (Trapasso y Cooper, 1989). Por lo tanto, es la alta temperatura en combinación con la humedad la que mayor repercusión negativa ha mostrado sobre el rendimiento. Algunas entidades como la Asociación de Atletismo de Estados Unidos (NCAA) y la Asociación Americana de Medicina del Deporte (ACSM) optan por utilizar un indicador del estrés térmico denominado WBGT (Wet Bulb Globe Temperature). Este índice incluye la temperatura, humedad y radiación solar, siendo necesario un valor menor de 28°C para la celebración de competiciones de más de 16 km (Ely et al., 2007; Roberts, 2007).

Los efectos de la altura en el rendimiento y la economía de carrera también han sido estudiados. En las pruebas de fondo celebradas en altura (e.g. 2240 m en los JJOO de México 1968) siempre se han obtenido peores resultados (Olympic.org). El descenso de

la presión atmosférica se ve acompañado de una disminución de la presión parcial de oxígeno, lo que dificulta los procesos aeróbicos del deportista (García-López, 2008). Roi et al. (1999) observaron que el $\text{VO}_{2\text{max}}$ disminuía entre un 1.5-3.5% cada 300 m a partir de los 1500 m de altitud. La economía de carrera también empeora con la altitud, ya que el trabajo de los músculos respiratorios se ve aumentado (Svedenhag, 2000). Se calcula que a 3500 m de altitud este trabajo es 2.5 veces mayor que a nivel del mar (Roi et al., 1999). Bien es cierto que los corredores de élite se ven menos afectados que los de menor nivel, ya que son capaces de mantener un mayor porcentaje de su $\text{VO}_{2\text{max}}$ durante más tiempo. Por lo tanto, el mayor rendimiento en pruebas de larga distancia teniendo en cuenta el factor altitud se dará a nivel del mar (0 m de altitud).

La pendiente del terreno es otra variable a tener en cuenta cuando las carreras que se llevan a cabo fuera de las pistas de atletismo. Como es lógico, ésta ha demostrado tener influencia en el rendimiento de carreras de diferentes distancias (Towshend et al., 2010). Instintivamente los sujetos tienden a autorregularse dependiendo de los diferentes gradientes y superficies del terreno, y son los corredores que más varían y adaptan su velocidad de carrera en función de las circunstancias del terreno, manteniendo el nivel de esfuerzo y la frecuencia de zancada, los que obtienen un mayor rendimiento (Towshend et al., 2010). Sin embargo, en las pruebas de carreras de larga distancia, manteniendo una misma intensidad de esfuerzo, se conoce que la velocidad que se pierde corriendo cuesta arriba (23%) no se recupera corriendo cuesta abajo (ganancia de tan sólo 14%). Esto supone una pérdida global del 9% en carreras con pendientes del 6-12%, por lo que el rendimiento total se verá perjudicado (Towshend et al., 2010). Como es lógico, el VO_2 y por tanto la economía de carrera, también variarán en función de si se corre en llano, o en pendiente positiva o negativa. Se ha observado que a velocidad constante y submáxima ($12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) la carrera cuesta abajo con una pendiente del -5% presenta una mejor economía de carrera, seguida de la carrera en llano y la carrera cuesta arriba con un +5% de inclinación (34.6; 42.5 y $51.5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) (Abe et al., 2011). Debido a estos resultados y aunque para los estudios de carrera llevados a cabo en tapiz rodante se recomienda utilizar cierta inclinación positiva del tapiz para simular el gasto energético debido a la resistencia del aire, los expertos recomiendan no pasarse del 1-3% de inclinación para no alterar el gasto energético (Jones y Doust, 1996).

1.4. FACTORES PSICOLÓGICOS

La consecución de un óptimo rendimiento en cualquier deporte requiere, aparte de unos condicionantes fisiológicos, ambientales, de entrenamiento..., de la aportación psicológica, que juega un papel fundamental. A lo largo de la historia de la Psicología del Deporte se han evaluado ciertas características psicológicas (e.g. atención, autoconfianza, ansiedad y estrés, motivación, emociones...), con el interés de identificar, evaluar e intervenir sobre características, habilidades o factores psicológicos relacionados con el rendimiento deportivo (Reche et al., 2010). Y es que a día de hoy, las diferencias entre ganar o perder unos Juegos Olímpicos (i.e. primer vs cuarto puesto) son menores de un 2% (Birrer y Morgan, 2010), por lo que cualquier detalle o perfeccionamiento es necesario.

Se ha observado que las estrategias que hacen reducir la percepción subjetiva del esfuerzo durante la práctica de deportes de resistencia conllevan una mejora en el rendimiento (Blanchfield et al., 2014). Dentro de las herramientas psicológicas, la charla interna consigo mismo durante el esfuerzo o también llamado “*self-talk*”, ha sido descrita como una de las estrategias más beneficiosas (Blanchfield et al., 2014). Esta estrategia consiste en “*un diálogo en el que el individuo interpreta sentimientos y percepciones, regula y cambia evaluaciones o convicciones y se da a sí mismo instrucciones y refuerzos*” (Hardy et al., 2001). Se ha observado que tras 2 semanas de entrenamiento en charla interna, la percepción subjetiva del esfuerzo se reduce significativamente en la segunda mitad de una prueba en cicloergómetro al 80% la potencia máxima, aumentando el tiempo hasta el agotamiento un 15% (Blanchfield et al., 2014). Por su parte, también se ha demostrado que una intervención de 6 semanas en relajación y “*biofeedback*” (i.e. información sobre su frecuencia cardiaca, ventilación y VO₂), mejoró la economía de carrera de un grupo de corredores (i.e. reduciendo la frecuencia cardiaca y la ventilación a intensidades submáximas) (Caird et al., 1999). Por lo tanto, se puede concluir que una intervención psicológica podría ser útil para la mejora de la economía de carrera y el rendimiento.

Otra herramienta psicológica a tener en cuenta es la dirección de la atención durante la realización de las tareas. Numerosos autores han investigado sobre su efecto en diferentes actividades deportivas, comparando la dirigida hacia aspectos internos (i.e. movimientos del propio cuerpo, sensaciones físicas, velocidad y dolor) con la dirigida hacia aspectos externos (i.e. condiciones y elementos del entorno) (Schucker et al.,

2009). En tareas de elevada complejidad motora y de habilidad, como es el caso del golpeo de una pelota de golf o en el dribbling con un balón de fútbol, se ha descrito que en deportistas experimentados dirigir la atención hacia aspectos internos podría ser perjudicial, necesitando un mayor número de golpes para meter la pelota en el hoyo o más tiempo para completar un circuito con balón (Schucker et al., 2009). Sin embargo, en deportes de resistencia como la carrera, aunque este aspecto también ha sido estudiado, los resultados no son concluyentes (Schucker et al., 2009). Martin et al. (1995) y LaCaille et al. (2004) vieron relación entre la dirección de la atención hacia aspectos internos y una mayor velocidad de carrera. Por el contrario, otros autores como Morgan et al. (1983) observaron que una dirección de la atención externa resultaba en un mejor rendimiento, ya que posibilitaba que el sujeto se distrajera del esfuerzo físico, permitiéndole tolerar el esfuerzo y el malestar durante más tiempo. En lo que respecta a la economía de carrera, Schucker et al. (2009) observaron que centrarse en los alrededores en vez de en el propio movimiento o en la respiración era más económico. Sin embargo, no está demostrado que sea más eficaz que una situación neutra o de control (i.e. sin dirección de la atención). Todo parece indicar que cuando las intensidades de carrera son elevadas el cambio de dirección de la atención hacia unos aspectos u otros no es sencillo, y se vuelve predominantemente una atención interna (Schucker et al., 2009).

La música que se escucha mientras se corre es otro factor psicológico a tener en cuenta, por su influencia en los factores atencionales y motivacionales. Karageorghis et al. (2012) recogen en su trabajo los principales cambios favorables que produce la música en el organismo, como son el desvío del foco de atención, desencadenamiento o regulación de estados de ánimo específicos, evocación de recuerdos, control de la agitación, estímulo del movimiento rítmico, inducción del estado de “flow”, etc. Este último concepto (i.e. estado de “flow”) hace referencia a un estado psicológico óptimo, en el que el deportista consigue abstraerse completamente de lo que está haciendo, hasta el punto de llegar a experimentar sensaciones, percepciones y acciones positivas, logrando un buen rendimiento de forma casi automática. Todas estas respuestas proporcionan un efecto ergogénico en el ejercicio, que hace aumentar el trabajo realizado, ya sea por reducción de la percepción subjetiva del esfuerzo o por aumento de la capacidad para realizarlo (Karageorghis et al., 2012).

Durante pruebas máximas como un test progresivo en tapiz rodante (Edworthy y Waring, 2006) y un test de 400 m lisos (Simpson y Karageorghis, 2006), la música, y en concreto la que iba sincronizada con el movimiento, provocó una mejora del rendimiento en corredores no experimentados. En pruebas submáximas, también se ha observado un efecto positivo, aumentándose el rendimiento o distancia recorrida en corredores experimentados (Szmedra y Bacharach, 1998) y en mujeres (Macone et al. 2006). Sin embargo, estos hallazgos contrastan con los obtenidos por Brownley et al. (1995), quienes afirman que la utilización de música podría ser beneficiosa para corredores novatos, pero contraproducente para corredores experimentados. Es bastante probable que las discrepancias entre estudios se deban, además de a las características de los sujetos (i.e. novatos vs expertos), a las propias características de la música utilizada durante el ensayo. Mientras unos abogan por una música más rápida y fuerte (Edworthy y Waring, 2006), otros no han obtenido diferencias entre una música motivante y desmotivante (Simpson y Karageorghis, 2006), siendo difícil realizar una estandarización de las canciones. Las últimas investigaciones intentan esclarecer qué tipo de música estaría más acorde con los ritmos (i.e. frecuencias de trabajo) de los sistemas fisiológicos del ser humano (i.e. latidos del corazón y actividad cerebral cortical) (Schneider et al., 2010). Se ha observado que los sistemas fisiológicos tienden a trabajar a una frecuencia aproximada de 3 Hz, y que el hombre tiende a adoptar esa misma frecuencia al correr a velocidades cercanas a $18 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Brage et al., 2003). A su vez, si se analizan las músicas que las personas tienden a escoger a la hora de salir a correr, éstas presentan frecuencias entre 2.2-2.8 Hz (Schneider et al., 2010), muy próximas también a los 3 Hz. Sin embargo, el efecto de la música en la economía de carrera no ha sido analizado, aunque posiblemente todas estas estrategias, muchas veces inconscientes, puedan ser una manera de acoplarse a los “ritmos naturales” del cuerpo y una manera de optimizar el coste energético de la carrera.

1.5. FACTORES LIGADOS AL ENTRENAMIENTO

El entrenamiento en sí, así como una buena planificación el rendimiento deportivo (Martin et al., 2007). El entrenamiento está fuertemente ligado a otros factores que afectan al rendimiento, y será un instrumento para influir y/o modificar algunos aspectos fisiológicos, psicológicos y biomecánicos que han sido o serán comentados en

estos antecedentes. El entrenamiento en carreras de larga distancia, a nivel fisiológico pretende mantener un elevado VO_{2max} , umbral anaeróbico y mejorar la economía de carrera (Basset y Howley, 2000). Respecto a este último parámetro, los sujetos entrenados han demostrado ser más económicos que los no entrenados (de Ruiter et al., 2013; Saunder et al., 2004; Svedenhag, 2000). Sin embargo, al comparar corredores de diferentes distancias existe controversia. Algunos autores abogan porque los corredores de larga distancia son más económicos que los de media distancia (Daniels y Daniels, 1992), mientras otros muestran todo lo contrario (Rabadán et al., 2011). Algunos lo atribuyen a las velocidades utilizadas en los protocolos de los diferentes estudios, siendo la velocidad específica de carrera de cada especialidad la más económica para cada uno (Daniels y Daniels, 1992). Lo que sí se ha comprobado es que los velocistas son menos económicos que los corredores de resistencia (Nummela et al., 2007). La buena economía de los corredores entrenados puede deberse, al menos en parte, a una adaptación a los grandes volúmenes de entrenamiento; y aunque el entrenamiento en sí produce un incremento en la morfología y funcionalidad de las mitocondrias del músculo esquelético (Saunders et al., 2004), 4 son las áreas específicas del entrenamiento que abordaremos y en las que se podría intervenir de manera más exhaustiva para la mejora del rendimiento: 1- entrenamiento de resistencia, 2- entrenamiento de fuerza, 3- entrenamiento en altitud, 4- entrenamiento en ambientes calurosos.

El entrenamiento de resistencia es tradicionalmente el que ha venido ocupando la mayor parte del volumen del entrenamiento en los deportes de fondo. La frecuencia de entrenamiento de estos deportistas, y en concreto de corredores de categoría sub-élite y élite es bastante homogénea, unas 10-14 sesiones por semana. Normalmente, es la diferente combinación que se hace entre volumen e intensidad la que varía en los programas de entrenamiento (Esteve-Lanao et al., 2007; Midgley et al., 2007). Comúnmente el trabajo se divide en 3 zonas de intensidad: Zona 1 (baja intensidad, por debajo del umbral aeróbico), Zona 2 (intensidad moderada, entre el umbral aeróbico y anaeróbico) y Zona 3 (alta intensidad, por encima del umbral anaeróbico) (Esteve-Lanao et al., 2007). La mayoría de los estudios ligados al entrenamiento de resistencia en diferentes deportes se han centrado en describir el porcentaje de tiempo que el atleta pasa ejercitándose a cada nivel de intensidad, pero pocos son los que han llevado a cabo una intervención longitudinal en los planes de entrenamiento variando el porcentaje de

tiempo empleado en cada zona (Esteve-Lanao et al., 2005). Se conoce que los corredores de alto nivel llevan a cabo aproximadamente un 70, 20 y 10% de trabajo en Zona 1, Zona 2 y Zona 3, respectivamente (Esteve-Lanao et al., 2005), y que incluso en algunos casos de esquiadores de fondo o maratonianos se tiende a un entrenamiento todavía más polarizado (i.e. entrenamiento principalmente en Zonas 1 y 3), con un 75, 5 y 20% de trabajo en Zona 1, Zona 2 y Zona 3, respectivamente (Billat et al., 2001; Seiler y Kjerland, 2006). Y es que el trabajo en Zona 2 se caracteriza por ser muy fatigante para el individuo, beneficioso para corredores principiantes o no entrenados, pero especialmente poco provechoso para corredores de cierto nivel (Esteve-Lanao et al., 2007). Esteve-Lanao et al. (2007) compararon 2 programas de entrenamiento diferentes en 12 corredores de fondo sub-élite durante 5 meses. El primero enfatizaba el trabajo en Zona 1 (80% en Zona 1, 10% en Zona 2 y 10% en Zona 3) y el segundo reducía un poco el trabajo en Zona 1, incluyendo un poco más de carga en Zona 2 (65% en Zona 1, 25% en Zona 2 y 10% en Zona 3). Los dos grupos mejoraron su rendimiento en carrera, pero la mejora fue mayor en el grupo que realizó más carga de entrenamiento en Zona 1. Se ha descrito que realizar gran carga de trabajo en Zona 1 es crucial en los programas de entrenamiento, ya que proporciona una plataforma base para las adaptaciones específicas que ocurrirán como consecuencia de los entrenamientos específicos o de alta intensidad (Zona 3) (Esteve-Lanao et al., 2007). Así, esta teoría no cuestiona el principio clásico de especificidad del entrenamiento, sino que apoya la idea de que en corredores bien entrenados solamente una pequeña parte del entrenamiento debe hacerse en Zona 2 y 3 (i.e. moderada y alta intensidad, respectivamente), ya que contribuye a la fatiga del deportista. Por otro lado, los planes de entrenamiento de los corredores africanos, dominadores de las pruebas de fondo, parecen ser relativamente simples, primando la intensidad sobre el volumen (Berg et al., 2003; Lucia et al., 2006). El volumen de entrenamiento (i.e. kilómetros semanales) es significativamente más bajo en los corredores africanos, mientras el número de sesiones por semana y el tiempo que dedican al descanso es el mismo entre corredores eritreos y españoles de alto nivel (Lucia et al., 2006).

El entrenamiento de fuerza, por su parte, ha adquirido desde pocos años atrás un papel relevante dentro de los programas de entrenamiento de los corredores de larga distancia, y a día de hoy prácticamente todos los atletas cuentan con algún tipo de entrenamiento de fuerza dentro de su preparación (Sedano et al., 2013). Existen

numerosos estudios que han comprobado los beneficios de este tipo de entrenamiento en el rendimiento de los corredores de fondo (Berryman et al., 2010; Guglielmo et al., 2009; Johnston et al., 1997; Mikkola et al., 2011; Paavolainen et al., 1999; Piacentini et al., 2013; Saunders et al., 2006; Sedano et al., 2013; Spurrs et al., 2003; Støren et al., 2008; Taipale et al., 2013). No obstante, ser más fuerte no necesariamente va a garantizar un mejor rendimiento (Støren et al., 2011), sino que es la intervención a través de la fuerza la que aporta el beneficio. Se ha especulado mucho sobre el tipo de entrenamiento de fuerza más recomendable (i.e. fuerza máxima, fuerza explosiva, fuerza resistencia,...), sin embargo, la mayoría de los estudios no encuentran diferencias significativas entre unos y otros. Así, una revisión (Yamamoto et al., 2008) y un reciente meta-análisis (Beattie et al., 2014) han observado que en general el entrenamiento de fuerza combinado con el entrenamiento de resistencia es una de las intervenciones más potentes para la mejora del rendimiento en corredores tanto de alto como de bajo nivel. En los diferentes estudios, se encontraron mejoras en el rendimiento en pruebas de 3-5 km (Berryman et al., 2010; Paavolainen et al., 1999; Spurrs et al., 2003), el tiempo hasta el agotamiento (Støren et al., 2008), economía de carrera (Berryman et al., 2010; Guglielmo et al., 2009; Johnston et al., 1997; Paavolainen et al., 1999; Piacentini et al., 2013; Saunders et al., 2006; Spurrs et al., 2003; Støren et al., 2008), velocidad en el VO_{2max} (Berryman et al., 2010; Mikkola et al., 2011; Taipale et al., 2013), velocidad en el umbral anaeróbico (Guglielmo et al., 2009; Taipale et al., 2013) y velocidad anaeróbica máxima (Mikkola et al., 2011; Paavolainen et al., 1999). Estas mejoras fueron propiciadas por adaptaciones neuromusculares como el aumento del stiffness muscular, reclutamiento y sincronización de unidades motoras, coordinación intra- e intermuscular e inhibición neural (Beattie et al., 2014). Así, por ejemplo, Paavolainen et al. (1999) observaron mejoras del 8% en la economía de carrera y 3% en el rendimiento en 5 km tras 9 semanas de entrenamiento pliométrico combinado con entrenamiento de resistencia en corredores de nivel medio.

Tal y como se ha comentado anteriormente, la temperatura ambiente y corporal afecta tanto al rendimiento como a la economía de carrera. Por lo tanto, una aclimatación de los corredores a ambientes calurosos (i.e. exposición a episodios agudos y crónicos de ejercicio en ambientes calurosos) conllevará una temperatura corporal más baja y un aumento del volumen plasmático, pudiendo atenuar la magnitud de la respuesta termorreguladora (i.e. ventilación, circulación y sudoración aumentadas),

reduciendo así la energía requerida asociada al aumento de calor (Svedenhag, 2000). Esta adaptación permitirá a los corredores ir a una velocidad de carrera determinada con una menor frecuencia cardíaca y una menor temperatura corporal, ambos factores asociados a una mejor economía de carrera (Svedenhag, 2000). Lorenzo et al. (2010) llevaron a cabo un estudio con ciclistas en los que se realizaba una aclimatación de 10 días al calor (38°C), y observaron una mejora del 8% en el VO_{2max} y tiempo hasta el agotamiento, un 5% más de potencia desarrollada en el umbral anaeróbico y un aumento del volumen plasmático. Así, todo parece indicar que la aclimatación por entrenamiento a ambientes moderadamente calurosos mejora el rendimiento en deportes aeróbicos.

Hace ya 40-50 años que se empezó a utilizar el entrenamiento en altura como estrategia para preparar las competiciones celebradas en altura y también para mejorar el rendimiento a nivel del mar (Burtcher et al., 2010). El concepto clásico fue vivir y entrenar en altura, pero algunos estudios mostraron que sólo era efectivo para mejorar el rendimiento en altura y no a nivel de mar, al menos en deportistas de élite (Burtcher et al., 2010). Esto puede deberse a que la hipoxia generada en altura comprometa el estímulo que se puede generar durante los entrenamientos (Burtcher et al., 2010). Así, en la década de los 90, se desarrolló el modelo de “*live high-train low*” (i.e. vivir arriba y entrenar abajo), para evitar los efectos negativos de entrenar en hipoxia, pero que conseguía un aumento de la masa de hemoglobina producida por la aclimatación (Burtcher et al., 2010). Este fenómeno está asociado a una mejora en el VO_{2max} , economía de carrera y rendimiento. Sin embargo, los resultados no son concluyentes, y mientras que unos estudios encuentran un pequeño aumento en el VO_{2max} , mejoras en la masa de la hemoglobina y economía de carrera tras la exposición a la altura (un 2.4% en 17 días de exposición a 3000 m o 3.3% en 20 días de exposición a 2840 m) (Humberstone-Gough et al., 2013; Saunders et al., 2009), otros no los han podido constatar (Lundby et al., 2007; Siebenmann et al., 2012). Estas diferencias pueden ser debidas al tipo, grado y duración de la hipoxia aplicada, así como al periodo de la temporada en la que se ha realizado la estancia. Burtcher et al. (2010) observaron que la economía de carrera mejoraba tras un periodo de entrenamiento de 5 semanas en altura a principio de temporada, pero no ocurría lo mismo a medida que se acercaba el periodo competitivo, en el que no había mejoras.

No obstante, este tipo de entrenamiento (i.e. “*live high-train low*”) requiere una localización estratégica del corredor, encontrarse en un lugar que le permita viajar

diariamente a entrenar abajo y subir a vivir arriba, logística y financieramente inaccesible para muchos atletas (Humberstone-Gough et al., 2013). Así, como alternativa, se ha destacado la posibilidad y beneficio de emplear lo que llaman exposición aguda o exposición intermitente a la hipoxia. El protocolo consiste en someter al atleta a intervalos de ~ 6 min de hipoxia (i.e. hipoxia simulada con un respirador que introduce una presión parcial de oxígeno similar a la de la altura), seguidos de ~ 4 min de respiración/oxigenación normal, todo ello durante 60-90 min al día (Humberstone-Gough et al., 2013). Humberstone-Gough et al. (2013), tras comparar ambos métodos, observaron que mientras el entrenamiento basado en “*live high-train low*” mejoraba la masa de la hemoglobina y la economía de carrera, la exposición intermitente a la hipoxia no mostraba cambios aparentes. Por lo tanto, se puede concluir que a día de hoy aunque los estudios de exposición a la altura parecen mostrar mejorar en el rendimiento de los atletas, aunque todavía son escasos y poco concluyentes (Saunders et al., 2004). Lo que sí que se conoce es que la exposición a la altura no tiene efectos perjudiciales sobre la economía de carrera, y además hay evidencia de que puede conllevar mejoras (Saunders et al., 2004).

Las diferentes estrategias de entrenamiento comentadas parecen tener una influencia positiva en el rendimiento de las carreras de larga distancia. No obstante, son necesarios mayor número de estudios para aclarar o determinar detalles de los diferentes programas de entrenamiento. Como suele ocurrir en la investigación en el entrenamiento deportivo, existe una enorme dificultad de extraer conclusiones generalizables. Los protocolos de intervención suelen ser muy dispares entre sí, ya que se pueden modificar en diferentes proporciones tales aspectos como la duración, frecuencia, volumen, intensidad y densidad de los mismos.

1.6. FACTORES BIOMECÁNICOS

Diversos autores han destacado la importancia que puede tener la biomecánica de la carrera en la economía de carrera y el rendimiento en las carreras de larga distancia (Kyrolainen et al., 2001; Nummela et al., 2007). No obstante, y como ocurre con alguno de los factores previamente comentados, existe un gran desconocimiento sobre la verdadera influencia de alguno de estos factores biomecánicos sobre la economía de carrera (McCann y Higginson, 2008), su relación con los parámetros fisiológicos

(Kyrolainen et al., 2001) y su repercusión en el rendimiento (Ogueta-Alday et al., 2014). Muchos autores asocian este desconocimiento a las grandes dificultades para el registro de algunos de estos parámetros biomecánicos, así como por la gran complejidad e interrelación entre todos ellos (Nummela et al., 2007). A continuación, se desarrollarán los factores biomecánicos más estudiados por la literatura científica.

Diferentes estudios han comprobado que las características antropométricas como la masa, altura, índice de masa corporal, porcentaje de masa grasa, sumatorio de pliegues cutáneos (i.e. porcentaje de grasa), longitud de las piernas y perímetros de las extremidades inferiores están fuertemente relacionados con el rendimiento en las carreras de larga distancia (Knechtle et al., 2010). Un bajo peso, índice de masa corporal, porcentaje de masa grasa y sumatorio de pliegues cutáneos son esenciales para conseguir un óptimo rendimiento (Arrese y Ostariz, 2006; Knechtle et al., 2009; Hagan et al., 1987; Hoffman et al., 2008; Tanda y Knechtle, 2013; Zillmann et al., 2013) y una buena economía de carrera (Barnes et al., 2014; McCann y Higginson, 2008; Støren et al., 2011). Por otro lado, los corredores de fondo y medio fondo se han caracterizado durante muchos años por ser de baja estatura (Foster y Lucia, 2007). Sin embargo, a día de hoy su influencia no está clara. Aunque algunos estudios han observado una relación inversa entre la estatura y la economía de carrera (Støren et al., 2011), otros no han observado ninguna relación con el rendimiento (Hagan et al., 1987; Hoffman et al., 2008; Knechtle et al., 2010).

Unas extremidades inferiores más largas podrían ser sinónimo de una carrera más eficiente, no porque se den zancadas más largas, sino porque en proporción tienen menor coste energético durante la carrera (Lucia et al., 2006; Steudel-Numbers et al., 2007). No obstante, se ha demostrado que más que las dimensiones de las extremidades inferiores en longitud, es la masa y la distribución de la misma lo que muestra una mayor influencia (Foster y Lucia, 2007; Steudel-Numbers et al., 2007). Así, una masa más próxima al eje de rotación principal de las extremidades inferiores (i.e. articulación de la cadera), podría ser sinónimo de una mayor economía de carrera. Lucia et al. (2006) vieron cómo los corredores eritreos de su estudio presentaban mejores economías de carrera que los españoles, con diferencias significativas y valores más bajos en índice de masa corporal, sumatorio de pliegues cutáneos y perímetros de la pierna (i.e. gemelo y tobillo). De este modo, las características antropométricas podrían ser uno de los

factores más importantes que beneficiase a los corredores eritreos de alto nivel para obtener tan buen rendimiento en las carreras de fondo y medio-fondo.

La rigidez de las piernas o también llamado "*leg-stiffness*" es otro parámetro biomecánico relacionado con el rendimiento en las carreras de larga distancia (Spurrs et al., 2003). Durante la carrera, los principales músculos extensores de las articulaciones del tobillo y la rodilla (i.e. tríceps sural y cuádriceps, respectivamente) contribuyen en más de un 70% al trabajo mecánico total realizado (Sasaki y Neptune, 2006). Se estima que sin la contribución del almacenaje y retorno de energía elástica, especialmente del tendón de Aquiles y los tendones del arco del pie, el VO_2 aumentaría un 30-40% (Saunders et al., 2004). Sin embargo, músculo y tendón hay que tomarlos como una única unidad de transmisión de energía (Dumke et al., 2010). Si convertimos a éstos en un modelo de muelles (i.e. "*spring-mass model*"), se puede decir que el "*leg-stiffness*" de las piernas es la relación entre la fuerza máxima aplicada al "muelle" (i.e. la máxima fuerza aplicada contra el suelo) y la máxima compresión del mismo (i.e. el descenso del centro de gravedad o el cambio en la altura vertical de la cadera) (Morin et al., 2007). La energía almacenada en estos "muelles" (i.e. músculos y tendones) podría limitar la activación muscular y el gasto energético que ésta conlleva. Así, se sabe que existe una relación positiva entre el "*leg-stiffness*", la economía de carrera (Arampatzis et al., 2006; Dumke, et al., 2010; Spurrs et al., 2003) y el rendimiento (Spurrs et al., 2003). Se conoce además que el entrenamiento pliométrico puede ayudar a mejorar el "*leg-stiffness*" (Dumke et al., 2010; Spurrs et al., 2003), provocando que los movimientos se realicen de una manera más eficiente y con mejores patrones de reclutamiento muscular (Bonacci et al., 2009). Existen estudios que se adentran en comparar las diferencias existentes en las distintas especies de la evolución humana, y se ha visto que una menor longitud del calcáneo se asocia a una mejor economía de carrera (Raichlen et al., 2011). De esta forma se produce un mayor estiramiento del tendón de Aquiles y la posibilidad de utilizar, en mayor medida, la energía elástica (Raichlen et al., 2011).

La velocidad de carrera no modifica el "*leg-stiffness*" (Farley y González, 1996), pero sí se ve modificado por el tiempo de contacto (Morin et al., 2007) y la frecuencia de zancada adoptada durante la carrera (Farley y González, 1996). A más frecuencia de zancada, el cuerpo reacciona aumentando el stiffness muscular (Morin et al., 2007), pero esta relación se da más por la alteración que se produce en el tiempo de contacto al variar la frecuencia de zancada. Por lo tanto, se puede decir que la frecuencia de

zancada tiene una influencia indirecta en el stiffness muscular, mientras que el tiempo de contacto tiene una relación directa (en apartados posteriores se comentará la influencia de estas variables espacio-temporales de la carrera en el rendimiento).

Otro punto a analizar, por su relación directa con el “*leg-stiffness*”, es la flexibilidad. Varios estudios han comprobado la influencia negativa de la flexibilidad sobre la economía de carrera (Craib et al., 1996; Jones, 2002). Una menor flexibilidad, fundamentalmente en las articulaciones de la cadera y el tobillo, hace que la energía elástica retorne con mayor facilidad (Craib et al., 1996). Por creencia popular y rutina en los planes de entrenamiento, muchos corredores y entrenadores apuestan por estirar antes y después del ejercicio con el objetivo de prevenir lesiones y mejorar el rendimiento (Fields et al., 2010). Sin embargo, a día de hoy estos dos objetivos siguen sin estar probados científicamente (Andersen, 2005; Fields et al., 2010). Sí que se conoce que tras la realización de una serie de estiramientos estáticos la capacidad de hacer fuerza del músculo se reduce, empeorando la capacidad de generar fuerza en una repetición máxima con una pierna, el rendimiento en sprint de 20 m y la altura conseguida en un salto vertical (Wilson et al., 2010). Sin embargo, los efectos en la carrera de fondo todavía no son claros. Aunque algunos estudios han mostrado una disminución de la economía de carrera y el rendimiento tras 16 min de estiramientos estáticos (Wilson et al., 2010), otros no han observado cambios (Hayes y Walker, 2007; Mojock et al., 2011; Zourdos et al., 2012). De esta manera Saunders et al. (2004) concluyen diciendo que los corredores de fondo deberían seguir trabajando la flexibilidad para no impedir amplitudes de zancada elevadas necesarias a altas velocidades de carrera, pero sin restar importancia al cierto grado de rigidez necesario tanto en tronco como en piernas para el óptimo rendimiento en las carreras de resistencia.

El patrón de pisada o la manera en la que el corredor contacta con el suelo durante la carrera es otro parámetro biomecánico a tener en cuenta. Aunque éste puede ser variable, tradicionalmente se identifican 3 patrones de pisada (Figura 1.2): 1- talonador, en el que el contacto inicial del pie en el suelo se hace con el talón o la parte posterior del pie; 2- planta entera, en el que el talón y la parte anterior del pie contactan de forma simultánea con el suelo; 3- antepié, en donde es la primera mitad del pie la que realiza el contacto inicial con el suelo (Hasegawa et al., 2007). Lieberman et al. (2010) se posicionan en que el patrón de pisada natural del hombre antes de la aparición del calzado deportivo,

fue el de planta entera o antepié, y que ha sido la aparición del acolchado (i.e. calzado de amortiguación o “*cushioning*”) y la elevación de la zona del talón (i.e. “*drop*”) lo que ha conllevado que a día de hoy una gran mayoría de corredores utilicen un patrón de pisada talonador.



Figura 1.2. Clasificación del patrón de pisada. Ejemplo de corredor talonador (izquierda), de planta entera (medio) y antepié (derecha).

Se ha observado que ~ 97% de corredores nóveles que empiezan a correr, cuando se les provisiona de una zapatilla convencional, adoptan un patrón de pisada talonador (Bertelsen et al., 2013). En competiciones reales de media maratón en las que participaban atletas de mayor nivel, se ha visto que el 78, 20 y 2% de corredores adoptaron un patrón talonador, de planta entera y antepié, respectivamente (Hasegawa et al., 2007). Estos porcentajes se van incrementando en carreras de mayor distancia, como es una maratón (94, 5 y 1%, respectivamente) (Kasmer et al., 2013), siendo dependientes del momento en el que se registran (i.e. 88% de corredores talonadores en el kilómetro 10 y 93% en el kilómetro 32) (Larson et al., 2011). Por el contrario, en las carreras de medio-fondo (i.e. 800 y 1500 m) los porcentajes se invierten, habiéndose observado un 31, 42 y 27%, respectivamente (Hayes y Caplan, 2012).

Por otro lado, existe controversia sobre la influencia del patrón de pisada en el rendimiento de la carrera, mostrando estudios recientes resultados contradictorios (Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011). Algunos observaron un menor porcentaje de corredores talonadores entre los atletas de élite o mejor clasificados (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013), mientras otros no observaron esta tendencia (Larson et al., 2011). Algunos autores han comentado que los patrones de planta entera y antepié posibilitan un mejor estiramiento del arco del pie, y un mayor aprovechamiento de la

energía elástica de los tendones, ligamentos y músculos de las extremidades inferiores durante la primera parte del contacto con el suelo (Lieberman et al., 2010; Perl et al., 2012). Además, estos corredores presentan un menor tiempo de contacto con el suelo (Cavanagh y Lafortune, 1980; Di Michele y Merni, 2014; Gruber et al., 2013; Hasegawa et al., 2007; Hayes y Caplan, 2012; Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014), lo que provoca un aumento del “*leg-stiffness*” y se pensó que posiblemente conllevarían una mejor economía de carrera (Dumke et al., 2010).

Algunos estudios previos demostraron que cambiar el patrón de pisada (de talonador a antepié y viceversa) no tenía ningún efecto agudo sobre la economía de carrera (Ardigò et al., 1995; Cunningham et al., 2010; Fletcher et al., 2008; Perl et al., 2012). Sin embargo, estudios que mantuvieron el patrón de pisada natural de los corredores y los compararon, observaron una tendencia de los corredores talonadores a ser más económicos que los de planta entera/antepié a velocidades de carrera submáximas (Gruber et al., 2013; Ogueta-Alday et al., 2014). Así, aunque es necesaria mayor evidencia científica para corroborar estos resultados, el patrón de pisada talonador parece ser más ventajoso que el de planta entera/antepié a velocidades de carrera submáximas que son típicas de la mayoría de los corredores populares (i.e. entre 9-15 km·h⁻¹). No obstante, en el alto nivel y a medida que la velocidad de carrera es más elevada, parece ser que un patrón de pisada más adelantado permite obtener un menor tiempo de contacto en el suelo, facilitando la consecución de ritmos de carrera más elevados. A día de hoy se desconocen los mecanismo intrínsecos (e.g. estructura del pie) y/o extrínsecos (e.g. entrenamiento) que llevan a utilizar un patrón de pisada u otro de manera natural. Hatala et al. (2013) sugieren que la velocidad y distancia de carrera, al igual que el nivel y la frecuencia de entrenamiento pueden ser algunas de las grandes causas de la utilización de un patrón u otro. También es posible, como señalan los últimos estudios, que una menor diferencia entre la altura de la mediasuela en el antepié y retropié del calzado (i.e. “*drop*”) condicione, más aún que el entrenamiento consciente de técnica, el patrón de pisada de los corredores (Giandolini et al., 2013).

Aparte de la posible influencia del uso del calzado en el patrón de pisada, y de esta en el rendimiento, un tópico bastante estudiado es su influencia en el rendimiento. La zapatilla es una masa periférica alejada de los principales ejes de rotación de las extremidades inferiores (i.e. articulaciones de la cadera y la rodilla) y se conoce que esto conlleva un detrimento de la economía de carrera (Divert et al., 2008; Squadrone y

Gallozzi, 2009). Se ha establecido un deterioro de la economía de carrera entre un 2% (carrera en tapiz) y un 5.7% (carrera en pista) al utilizar calzado respecto a correr descalzo, para una intensidad equivalente al 70% del VO_{2max} (Hanson et al., 2011). Además, otros estudios han confirmado que por cada 100 gr de peso extra en cada pie, la economía de carrera se ve perjudicada un 1% (Franz et al., 2012). Por el contrario, una mayor rigidez del calzado provoca un aumento del “*leg-stiffness*” y conlleva una mejora de hasta un 1% la economía de carrera, fundamentalmente en aquellas personas con mayor masa (Roy y Stefanyshyn, 2006). Por lo tanto, no es de extrañar que las zapatillas que los corredores normalmente escogen para competir sean más ligeras y rígidas que las de entrenamiento.

En el 2009, tras la publicación del libro titulado “*Born to run: A Hidden Tribe, Superathletes, and the Greatest Race the World Has Never Seen*” por el escritor y periodista americano, Christopher McDougall, surgió una nueva tendencia que aboga por correr descalzo (i.e. “*barefoot running*”) o con calzado minimalista (i.e. calzado muy flexible y ligero, < 200 gr, con poca amortiguación), despertando bastante interés dentro de la comunidad científica y deportiva (Rixe et al., 2012; Tam et al., 2013). A esta corriente se le asignaron una serie de ventajas como la mejor economía de carrera, mayor frecuencia de zancada, cambio en el patrón de pisada (i.e. de talonador a planta entera/antepié) y menor índice lesional (Squadrone y Gallozzi, 2009). Aunque algunos estudios comprobaron que los corredores que corrían descalzos presentaban una mejor economía de carrera (Hanson et al., 2011; Squadrone y Gallozzi, 2009; Warne y Warrington, 2014), esto en realidad era debido a la eliminación del peso del calzado, y no por correr descalzo o al cambio en el patrón de pisada. Se ha comprobado que con el mismo peso en cada pie, descalzo (i.e. con peso lastrado) o calzado, la economía de carrera es muy similar (Divert et al., 2008) o incluso un 3-4% mejor a favor de la situación de calzado (Franz et al., 2012). Adicionalmente, se ha demostrado que el patrón de pisada talonador pudiera ser más económico que el de planta entera/antepié (Gruber et al., 2013; Ogueta-Alday et al., 2014) y/o que su cambio (i.e. de talonador a antepié y viceversa) no tiene ningún efecto sobre la economía de carrera (Ardigò et al., 1995; Cunningham et al., 2010; Fletcher et al., 2008; Perl et al., 2012).

En cuanto a la posible influencia del “*barefoot running*” en la disminución de lesiones, se conoce que un patrón de pisada más adelantado (i.e. planta entera/antepié) y una mayor frecuencia de zancada, disminuyen el pico de fuerza que se genera en cada

impacto del pie con suelo (Altman y Davis, 2012; Hobara et al., 2012), altamente ligado a una de las mayores lesiones por sobreuso en corredores, las fracturas de estrés en la tibia (Hobara et al., 2012). Sin embargo, con el paso del tiempo se está comprobado que el índice de lesiones tras la aparición de esta corriente no ha disminuido (Rixe et al., 2012; Tam et al., 2013) y que no todos los corredores que corren descalzos utilizan un patrón de pisada de planta entera/antepié (Hatala et al., 2013). También se ha observado que corredores que habían empezado a utilizar un calzado minimalista con la idea de cambiar su patrón de pisada a uno de planta entera/antepié y evitar así el pico de impacto, siguen talonando de manera inconsciente tras 6 meses de entrenamiento (Goss et al., 2012). Además, todo parece indicar que cada patrón de pisada está asociado con un tipo de molestias diferentes (Murphy et al., 2013; Stearne et al., 2014), y que son los kilómetros de entrenamiento semanal y el historial de lesión previa los factores que más predisponen a la lesión (van Gent et al., 2007).

Por último, nos centraremos en los parámetros espacio-temporales de la carrera; dentro de los que se identifican los tiempos de contacto y vuelo, la frecuencia y amplitud zancada. Ya en el año 1987, Williams y Cavanagh cifraron que el 54% de la variabilidad interindividual de la economía de carrera podría deberse a diferencias en estos parámetros biomecánicos. Por lo tanto, no es de extrañar que a medida que los sistemas de medición han ido avanzando y permitiendo su registro de una manera más sencilla, los estudios al respecto hayan aumentado en número.

El tiempo de contacto (i.e. tiempo que transcurre desde que el pie entra en contacto con el suelo hasta que despega) es dependiente de la velocidad de carrera, disminuyendo a medida que ésta aumenta (Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014). Cada aumento de 2 km·h⁻¹ supone una disminución del tiempo de contacto de ~ 20 ms (Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014). De otra parte, y aunque está más ligado a las pruebas de medio-fondo y velocidad, se conoce que para conseguir velocidades de carrera elevadas es necesario producir un escaso tiempo de contacto con el suelo (Weyand et al., 2010). Aun así, éste no puede disminuir del todo, ya que es necesario al menos un tiempo de contacto mínimo (~ 110 ms) para aplicar las grandes fuerzas requeridas para avanzar (Weyand et al., 2010). Por lo tanto, el tiempo de contacto se convierte en un factor limitante de la máxima velocidad que un corredor puede alcanzar (Weyand et al., 2010).

En las carreras de fondo existe mucha controversia dentro de la literatura científica sobre la posible relación entre el tiempo de contacto y la economía de carrera. Mientras

algunos autores no han observado ninguna relación entre estos dos parámetros (Kyrolainen et al., 2001; Støren et al., 2011; Tartaruga et al., 2012), otros comentan que un mayor tiempo de contacto afecta negativamente a la economía de carrera (Hasegawa et al., 2007; Nummela et al., 2007; Paavolainen et al., 1999; Santos-Concejero et al., 2013). Estos últimos autores se basan en el argumento de que un elevado tiempo de contacto provoca una deceleración significativa de la velocidad horizontal del corredor durante la fase de apoyo en el suelo, pudiéndose considerar como una pérdida de energía en términos de requerimientos metabólicos (Nummela et al., 2007). Sin embargo, ninguno de los estudios mencionados tuvo en cuenta el patrón de pisada utilizado por sus corredores. Los grupos analizados podrían haber estado formados por diferentes proporciones de corredores de planta entera/antepié y talonadores, lo que podría haber condicionado la interpretación de sus resultados. Es bien conocido que los corredores de planta entera/antepié presentan ~ 20 ms o un 10% menos de tiempo de contacto que los talonadores a la misma velocidad de carrera (Ardigò et al., 1995; Cavanagh y Lafortune, 1980; Di Michele y Merni, 2014; Gruber et al., 2013; Hasegawa et al., 2007; Hayes y Caplan, 2012; Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014). Roberts et al. (1998) argumentaron que la mayoría (70-90%) del gasto metabólico de la carrera en bípedos era debido al tiempo disponible para generar fuerza, y se describió una relación inversa entre el coste metabólico de la carrera y el tiempo en el que el pie aplica fuerza sobre el suelo (Kram y Taylor, 1990). De este modo, algunos estudios recientes han observado diferencias en economía de carrera entre corredores de planta entera/antepié y talonadores, y la única diferencia dentro los parámetros espacio-temporales de la carrera se da en el tiempo de contacto, mostrándose similares valores en la frecuencia y amplitud de zancada (Ogueta-Alday et al., 2014). Además, otros estudios también abogan porque un mayor tiempo de contacto supone una mejor economía, ya sea en llano (Williams y Cavanagh, 1987; Chapman et al., 2012; Di Michele y Merni, 2014) o cuesta arriba (Vernillo et al., 2014). Estos hallazgos ponen de relieve la necesidad de analizar la influencia del tiempo de contacto en la economía de carrera, teniendo en cuenta el patrón de pisada utilizado por los corredores.

La relación entre la frecuencia y amplitud de zancada con el rendimiento o la economía de carrera es aún mucho menos clara. Mientras algunos estudios no encuentran relación ninguna con ninguno de los dos parámetros (Kyrolainen et al., 2001; Støren et al., 2011; Williams y Cavanagh, 1987), otros relacionan una mejor economía

con una menor frecuencia y mayor amplitud de zancada (Tartaruga et al., 2012). La mayoría de estudios han observado que los corredores presentan mejores economías de carrera escogiendo libremente una combinación entre frecuencia y amplitud de zancada para cada velocidad (Cavanagh y Kram, 1989; Halvorsen et al., 2012; Hunter y Smith, 2007; Morgan et al., 1994). Para esto hay que tener en cuenta que la velocidad es el producto de la frecuencia y amplitud de zancada (i.e. $\text{velocidad} = \text{frecuencia} \times \text{amplitud}$). Esta combinación libre la ajustan mucho mejor los corredores expertos que los noveles, y puede suponer un ahorro de $3 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$ en el gasto de energía (de Ruiten et al., 2013). Se comenta que este ajuste inconsciente pueda deberse a dos fenómenos: 1- los corredores con más experiencia adaptan naturalmente su patrón de carrera según su esfuerzo percibido, 2- durante su carrera deportiva los corredores se adaptan fisiológicamente a correr a esa amplitud y frecuencia de carrera determinadas. Se ha observado que los corredores con menor experiencia en el entrenamiento y la competición, escogen frecuencias de zancada por debajo ($\sim 8\%$) de la frecuencia óptima en términos de requerimientos energéticos (de Ruiten et al., 2013), la cual se ha cifrado en 170-180 zancadas $\cdot\text{min}^{-1}$ (Hunter y Smith, 2007). Sin embargo, un “entrenamiento biomecánico” de 3 semanas con feedback audiovisual podría ser una estrategia útil para corredores no expertos que pretendan acercar la frecuencia de zancada a estos valores y obtener mejoras en la economía de carrera (Morgan et al., 1994). Además, un pequeño aumento de la frecuencia de zancada ($\sim 10\%$) no perjudica la economía de carrera (Hamill et al., 1995), sino que ayuda a conseguir un mayor “*leg-stiffness*” (Morin et al., 2007) y puede prevenir las lesiones por reducción de los impactos de las extremidades inferiores con el suelo (Hamill et al., 1995; Heiderscheit et al., 2011; Hobara et al., 2012; Lenhart et al., 2014).

En resumen, en estos antecedentes se ha querido justificar la influencia en el rendimiento de una serie de factores fisiológicos ($\text{VO}_{2\text{max}}$, umbral anaeróbico, economía de carrera, edad, género, tipos de fibras musculares, fatiga y raza), ambientales (aire/viento, temperatura, humedad, altura y pendiente del terreno), psicológicos (intervención en “*self-talk*”, relajación y/o “*biofeedback*”), ligados al entrenamiento (entrenamiento de resistencia, fuerza, aclimatación al calor y altitud), y biomecánicos (antropometría, “*leg-stiffness*”, flexibilidad y calzado). Sin embargo, la influencia de algunos factores psicológicos (dirección de la atención y música) y biomecánicos (patrón de pisada y parámetros espacio-temporales) es todavía hoy difusa.

Concretamente es posible que las limitaciones tecnológicas de los instrumentos de análisis, que en muchas ocasiones son de gran coste económico y/o que han condicionado la manera natural de correr (Gullstrand y Nilsson, 2009), hayan provocado estas discrepancias en los hallazgos relacionados con los factores biomecánicos mencionados. En un intento de solucionar estos problemas, Viitasalo et al. (1997) diseñaron y validaron una plataforma de contacto optoeléctrica (“Photocell Contact Mat”) para medir el tiempo de contacto y vuelo, y a partir de ahí obtener la frecuencia y amplitud de zancada durante la carrera en una pista de atletismo. Demostraron que una altura de los haces de luz inferior a 10 milímetros respecto a la pista era necesaria para que el patrón de pisada no afectara al registro del tiempo de apoyo. No se analizó el efecto combinado de la velocidad de carrera y el patrón de pisada. Desde nuestro punto de vista, esta tecnología presenta otra serie de limitaciones importantes: 1- sólo permite registrar un número reducido de zancadas en un área preparada (20-30 m) donde otros instrumentos (e.g. fotocélulas) deben ser colocados para medir y ajustar la velocidad de carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009), 2- este reducido número de registros compromete la precisión de la medida, debido a un aumento de la variabilidad de zancada intra-sujeto (Belli et al., 1995), 3- además, el registro podría verse comprometido si el corredor tiene que ajustar la velocidad de la carrera y saltar el módulo emisor y receptor en cada uno de los ensayos. Posiblemente una solución a los mencionados problemas sea la utilización de un tapiz rodante, que permite recoger largas secuencias de carrera en condiciones estables y simultáneamente llevar a cabo otras medidas (e.g. fisiológicas) (Gullstrand y Nilsson, 2009). En la carrera, la cinemática y cinética obtenida en tapiz es bastante similar a la del suelo (Riley et al., 2008), y aunque se han obtenido pequeñas diferencias (i.e. mayor frecuencia y menor amplitud de zancada, menor tiempo de contacto), éstas suelen ser individuales para cada corredor (Nigg et al., 1995). En un mundo ideal, es cierto que las evaluaciones deberían llevarse a cabo en campo, aunque la realidad es que la mayor parte de los estudios científicos se realizan en tapiz rodante, ya que permite un mejor control de las condiciones del ensayo y la utilización de instrumentos de medida más precisos (Foster y Lucía, 2007).

El primer sistema capaz de analizar automáticamente los parámetros espacio-temporales de la carrera en tapiz rodante fue presentado por Gullstrand y Nilsson (2009). Se trata de un sistema originalmente diseñado y validado para medir el salto vertical

(Bosquet et al., 2009). Consta de dos módulos de tan sólo 24 cm de anchura (10 emisores y 4 receptores), enfrentados uno con otro en dirección longitudinal al tapiz, y elevados 10 mm de la superficie de la cinta (Gullstrand y Nilsson, 2009). Este sistema puede presentar dos limitaciones importantes: 1- sólo permite registrar los parámetros espacio-temporales con uno de los dos pies (presuponiendo una simetría bilateral), y posiblemente exige que el corredor no se desplace lateralmente en el tapiz, 2- su sensibilidad es cuestionable, sobrestimando aleatoriamente el tiempo de contacto entre -28 y 5 ms, cuando las diferencias entre velocidades de carrera consecutivas son de ~ 20 ms por cada $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ más de velocidad (Ogueta-Alday et al., 2013) y ~ 20 ms entre diferentes tipos de corredores (~ 244 ms en talonadores y ~ 224 ms en planta entera/antepié a $14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) (Ogueta-Alday et al., 2013). Por ello, consideramos necesario el diseño y validación de una herramienta que permita el análisis de las variables espacio-temporales de la carrera en tapiz rodante, salvando los inconvenientes previamente mencionados.

2. OBJETIVOS



El objetivo general de la presente Tesis Doctoral es adaptar, validar y aplicar una nueva tecnología para valorar la biomecánica de la carrera de resistencia. Específicamente se pretenden los siguientes objetivos:

- ✓ Adaptar y validar un nuevo método para registrar las variables espacio-temporales (i.e. tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) durante la carrera en tapiz rodante, lo que permitirá analizar automáticamente un alto y representativo número de zancadas con ambos pies.
- ✓ Analizar la influencia del patrón de pisada (talonador vs planta entera/antepié) en la economía de carrera y las características biomecánicas (tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) de corredores de larga distancia sub-élite con similar nivel de rendimiento.
- ✓ Examinar la influencia de las variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas en el rendimiento en media maratón de un amplio grupo de corredores caucásicos de diferente nivel de rendimiento.

Para lograr cada uno de los objetivos específicos reseñados anteriormente se ha planteado la realización de tres estudios, que serán reflejados en los siguientes tres capítulos de la Tesis Doctoral:

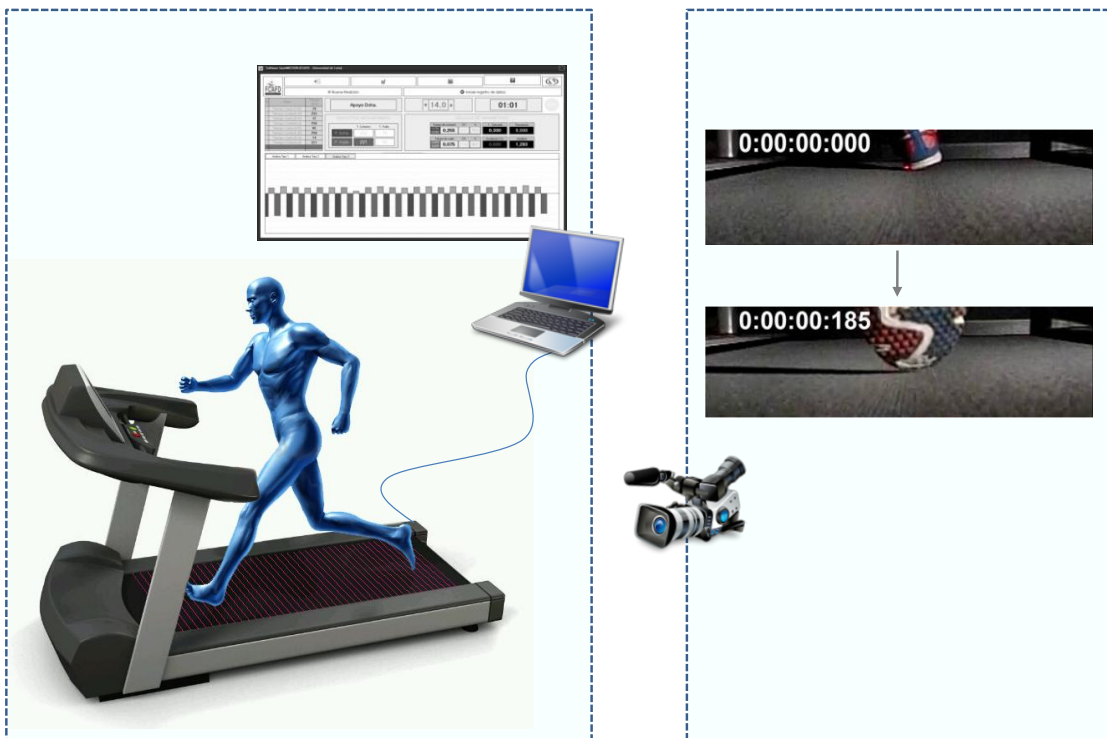
Primer estudio. *Adaptación y validación de una herramienta para la valoración biomecánica de la carrera en tapiz rodante.*

Segundo estudio. *Diferencias biomecánicas y fisiológicas entre corredores de fondo con distinto patrón de pisada.*

Tercer estudio. *VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS, FISIOLÓGICAS Y BIOMECÁNICAS DETERMINANTES DEL RENDIMIENTO EN CORREDORES DE MEDIA MARATÓN.*

3. PRIMER ESTUDIO

Adaptación y validación de una herramienta para la valoración biomecánica de la carrera en tapiz rodante



3.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El rendimiento en carreras de larga distancia depende principalmente del VO_{2max} , umbral anaeróbico y economía de carrera (Basset y Howley, 2000). Además, la economía de carrera depende de otras variables como el nivel de entrenamiento, condiciones ambientales, características fisiológicas, antropométricas y biomecánicas del corredor (Saunders et al., 2004). Algunos estudios han observado la influencia del “*leg-stiffness*”, frecuencia de zancada (Hunter y Smith, 2007) y tiempo de contacto (Nummela et al., 2007) sobre la economía de carrera y el rendimiento. Sin embargo, otros estudios no han observado ninguna influencia (McCann y Higginson, 2008; Støren et al., 2011). Esta discrepancia podría ser debida a la limitaciones de los instrumentos de medida para analizar la biomecánica de la carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009). Hasta la fecha, las herramientas utilizadas eran de gran coste económico, disponibles solo en laboratorios específicos (e.g. plataformas de fuerza) y en muchos caso, solamente validadas para la marcha y no para la carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009).

Para solucionar estos problemas, Viitasalo et al. (1997) diseñaron y validaron una plataforma de contacto, que permitía registrar tiempos de contacto y de vuelo durante la carrera en campo (Nummela et al., 2006 y 2007). A pesar de su gran validez ecológica, su uso presenta las siguientes desventajas: 1- se necesita correr por una zona determinada y a una velocidad controlada, lo que puede alterar el patrón de carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009), 2- registra un número limitado de zancadas (sobre una distancia de 20-30 m), lo que puede comprometer la variabilidad interindividual de la zancada (Belli et al., 1995), y 3- es necesario saltar por encima de los módulos emisor y receptor en cada registro, lo que también puede alterar la forma natural de correr. También se han utilizado otros sistemas basados en sistemas optoeléctricos, pero en este caso en tapiz rodante (e.g. IR40 mat y OptoJump). Estos sistemas podrían solventar algunas desventajas del sistema anterior, ya que permiten el registro de un alto número de zancadas sin alterar el patrón natural de carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009) y analizan automáticamente tiempos de contacto y de vuelo (Gullstrand y Nilsson, 2009; Terry et al., 2012). Sin embargo, solo la IR40 mat ha sido validada para la carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009). Esta herramienta consiste en 2 módulos estrechos (24 cm de ancho) con 10 emisores y 4 receptores de luces infrarrojas, alineados longitudinalmente en la dirección del tapiz rodante, a una altura de 1 cm respecto a la cinta (Gullstrand y Nilsson, 2009). Este sistema a su vez, presenta las siguientes

desventajas: 1- su área de registro es muy pequeña (24 cm), por lo que solo se puede registrar un pie (suponiendo simetría entre pierna derecha e izquierda) y no permite mucho desplazamiento lateral del corredor encima del tapiz, 2- su sensibilidad para detectar pequeños cambios en el tiempo de contacto es cuestionable, ya que las diferencias con el método de referencia son elevadas (intervalo de confianza de las diferencias al 95% de 33 ms) (Gullstrand y Nilsson, 2009).

El presente estudio tratará de solventar las limitaciones previamente mencionadas para el análisis de la biomecánica de la carrera. Es necesario un instrumento de registro asequible económicamente, capaz de registrar los parámetros con ambos pies y sin alterar la manera natural de correr. Por lo tanto, el principal objetivo de este estudio es adaptar y validar un nuevo método para registrar las variables espacio-temporales (i.e. tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) durante la carrera en tapiz rodante, lo que permitirá analizar automáticamente un alto y representativo número de zancadas con ambos pies. Además, se comprobará la fiabilidad y sensibilidad de este método para detectar pequeños cambios biomecánicos debidos a la velocidad de carrera y al patrón de pisada del corredor. Nuestra hipótesis es que el nuevo método será válido, pero que sobrestimaré el tiempo de contacto debido a la altura a la que se encuentran colocados los haces de luz láser respecto a la cinta. Además, se analizará la posible influencia del patrón de pisada, masa del corredor y velocidad de carrera en esta sobreestimación.

3.2. MÉTODOS

Sujetos

Participaron en el estudio 15 corredores sanos (media \pm DE, edad 27.2 ± 7.1 años, masa 67.5 ± 3.8 kg, talla 1.77 ± 0.04 m, y sumatorio de 6 pliegues cutáneos 37.5 ± 6.7 mm). Todos ellos eran competidores de carreras de media y larga distancia (rango de rendimiento en media maratón entre 1:10:04 y 1:17:30 hh:mm:ss) con 10 ± 5 años de experiencia en el entrenamiento. El volumen de entrenamiento típico en el mes y medio previo a la participación en las pruebas fue de 90 ± 24 km por semana. Los sujetos fueron informados de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos involucrados en el estudio, y se obtuvo el consentimiento por escrito antes de iniciarlo.

El protocolo de evaluación fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad y fue diseñado de acuerdo con las consignas de la Conferencia de Helsinki sobre investigación humana.

Diseño experimental

Los corredores fueron evaluados durante los meses de abril y mayo de 2010. Acudieron al laboratorio (~ 800 m de altitud) tras un periodo de 24 horas sin haber realizado entrenamiento duro y habiéndoles recomendado una adecuada ingesta de carbohidratos e hidratación (Lucia et al., 2006). Todas las evaluaciones se realizaron a la misma hora del día (por la tarde, entre las 17:00 y 21:00 p.m.) y bajo similares condiciones medioambientales (20-25°C de temperatura, 60-65% de humedad relativa). Tras un calentamiento estandarizado (10 min de carrera continua en tapiz rodante a 10 km·h⁻¹ seguidos de 5 min de estiramientos libres), los corredores realizaron 7 series de carrera de 2 min de duración a 10, 12, 14, 16, 18, 20, y 22 km·h⁻¹ en tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar, HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Alemania). El tapiz tenía una superficie de 1.90 × 0.65 m y había sido utilizado en estudios previos (Caplan et al., 2009). Cada serie comenzó cuando la velocidad del tapiz se había estabilizado, y el periodo de descanso entre series fue de 2 min. La pendiente del tapiz fue del 1% para simular la resistencia del aire (Jones y Doust, 1996). Se colocó un ventilador enfrente del tapiz (~ 50 cm) para enfriar al corredor durante la carrera (Lucia et al., 2006).

Se registraron simultáneamente los tiempos de contacto y de vuelo con 2 sistemas diferentes (Figura 3.1): una cámara de vídeo de alta velocidad (método de referencia) y el nuevo método a validar (SportJump System Pro). Se registraron 2 periodos de 10 s de duración, entre los segundos 60-70 y 100-110 de cada estadio, como valores representativos de cada velocidad. Durante estos 2 periodos, los tiempos de contacto y de vuelo fueron promediados y se obtuvo el tiempo de zancada (tiempo de contacto + tiempo de vuelo). La frecuencia de zancada (Hz) se calculó a partir del tiempo de zancada ($1 \cdot \text{tiempo de zancada}^{-1}$), y la amplitud de zancada (m) a partir de la frecuencia de zancada y la velocidad del tapiz ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) ($\text{frecuencia de zancada} \cdot \text{velocidad del tapiz}^{-1}$).

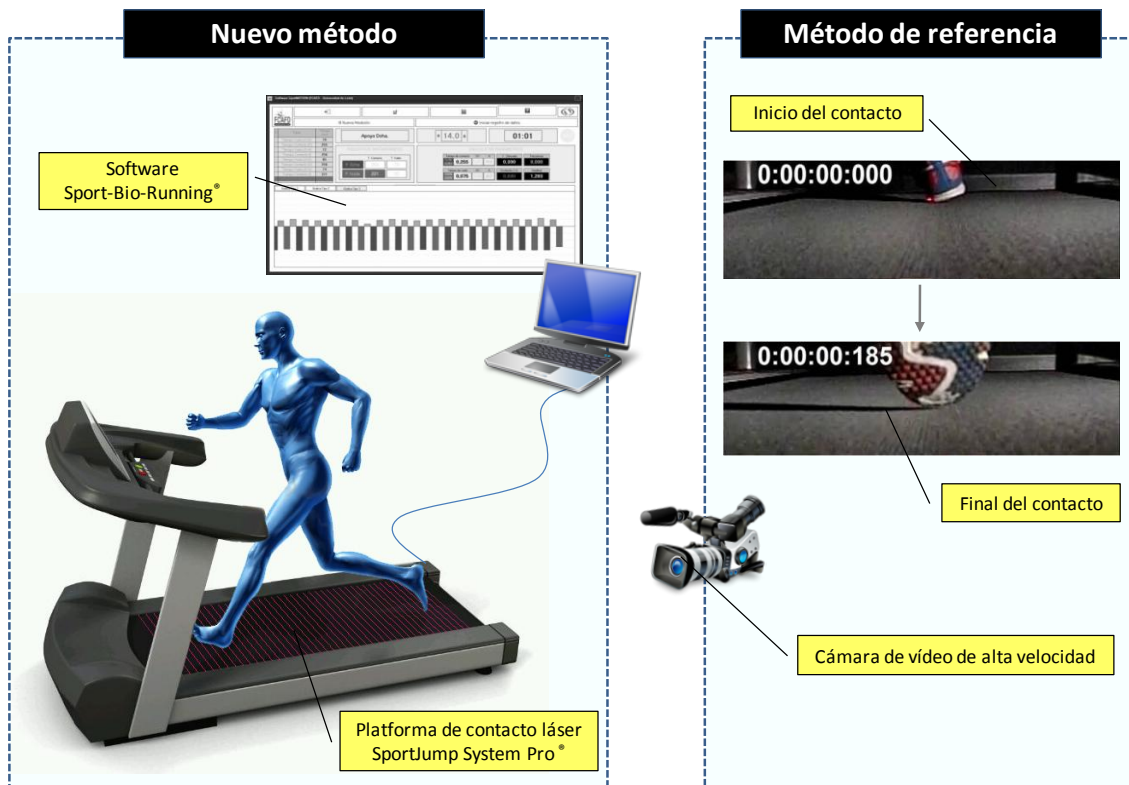


Figura 3.1. Localización de los materiales en el laboratorio para la validación del nuevo método a partir del método de referencia.

El nuevo método consistía en un componente hardware y uno software (Figura 3.1). El hardware era una plataforma de contacto láser (SportJump System Pro, DSD Inc., León, España) con un área de registro de 65×150 cm y una resolución de 1000 Hz. Estaba compuesto por 2 barras paralelas, una el módulo emisor láser y otra el módulo receptor fotosensible, con 48 emisores y 48 receptores de luz láser separados por 3 cm. La parte hardware se adaptó al tapiz rodante, colocándose bajo las placas de seguridad a ambos lados de la cinta. Ambos módulos fueron fijados mediante una delgada banda de goma y cinta adhesiva de doble cara, para evitar así la posible influencia de las vibraciones del tapiz (Figura 3.2). La parte hardware estaba conectada a un ordenador personal donde estaba instalada una adaptación del software SportJump-v1.0 (García-López et al., 2005) denominada Sport-Bio-Running (Desarrollo de Software Deportivo, DSD Inc., León, España). El software registraba el tiempo de contacto cuando el circuito emisor-receptor estaba interrumpido y cuando no, el tiempo de vuelo.

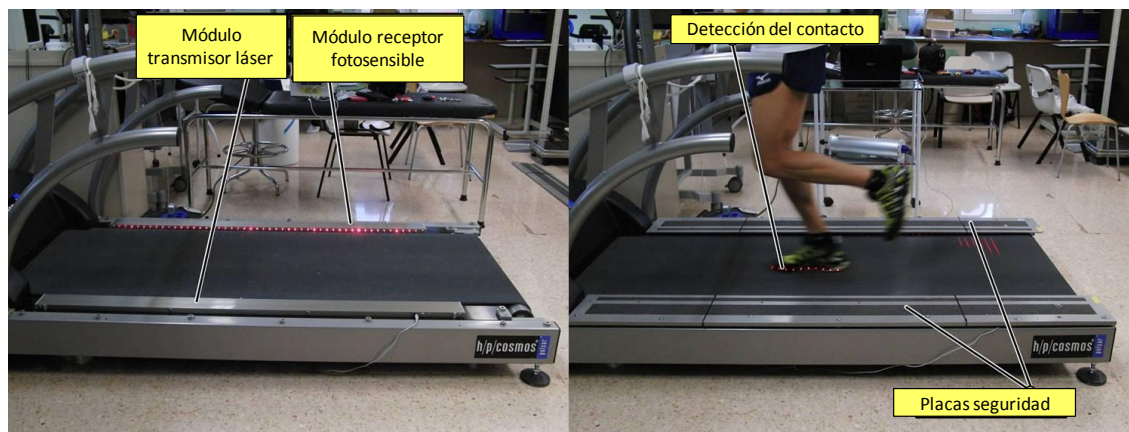


Figura 3.2. Adaptación del nuevo método en el tapiz rodante. El SportJump System Pro colocado en el tapiz durante su instalación (izquierda). Apariencia final del tapiz con el SportJump System Pro colocado bajo las placas de seguridad (derecha).

El sistema de vídeo de alta velocidad (método de referencia) consistía en una cámara digital de alta velocidad (Casio Exilim Pro EX-F1; CASIO Europe GMBH, Norderstedt, Alemania) colocada detrás del tapiz rodante (~ 1 m), perpendicular al plano frontal y a una altura de 40 cm. Se seleccionó la frecuencia de grabación (1200 Hz) y se ajustó el zoom para obtener un área limitada del contacto zapatilla-tapiz (Figura 3.1). Se utilizó un software de uso libre (Kinovea-v0.8.15, www.kinovea.org) para el análisis de los datos. El tiempo de contacto se obtuvo desde la primera imagen en la que el pie entraba en contacto con el tapiz, hasta la primera imagen en la que el pie despegaba del mismo. El tiempo de vuelo se obtuvo de manera inversa (i.e. desde la primera imagen en la que el pie despegaba hasta la primera imagen en la que el pie aterrizaba sobre el tapiz). Se analizaron todas las zancadas completas de los 2 periodos de 10 s de grabación y se tomaron como valores representativos la media de los tiempos de contacto y de vuelo.

La variabilidad intraindividual de los 2 métodos fue analizada teniendo en cuenta todas las zancadas completas de los 2 periodos de 10 s de grabación (Belli et al., 1995). Para el método de referencia, se calculó la fiabilidad interobservador analizando la misma secuencia de vídeo por dos observadores independientes y la fiabilidad intraobservador analizando el mismo observador la misma secuencia de video en 3 semanas diferentes (Krustrup y Bangsbo, 2001). Posteriormente, todos los corredores fueron analizados por el mismo observador, quién además identificó el patrón de pisada de cada uno de ellos a $18 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, clasificándolos en: talonador, planta entera o antepié

(Hasegawa et al., 2007). Estos tres tipos de patrones se clasificaron a su vez en 2 categorías (talonadores *vs* planta entera/antepié), como anteriormente se había propuesto (Hasegawa et al., 2007). Para este análisis se escogió la velocidad de 18 km·h⁻¹ por ser representativa de la intensidad de entrenamiento intenso para este grupo de corredores (Lucia et al., 2007).

Análisis estadístico

Los resultados son expresados como media \pm DE. Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para asegurar una distribución normal de todas las variables analizadas. Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson para obtener la relación entre las variables. La validez concurrente fue evaluada mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el método de Bland-Altman (Glatthorn et al., 2011). Se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de dos vías para medidas repetidas para analizar el efecto del método utilizado (método de referencia *vs* SportJump System Pro) y el efecto de la velocidad de carrera (de 10 a 22 km·h⁻¹) en el tiempo de contacto y vuelo. Se utilizó un ANOVA de una vía para analizar el efecto del patrón de pisada (talonadores *vs* planta entera/antepié) en el tiempo de contacto y vuelo. Cuando se encontraba una F significativa, se aplicó el análisis post hoc de Newman-Keuls para analizar las diferencias estadísticas entre medias. También se calculó el tamaño del efecto (ES) (d de Cohen). La magnitud de las diferencias se consideró trivial (ES < 0.2), pequeña (0.2 \leq ES < 0.5), moderada (0.5 \leq ES < 0.8) y grande (ES \geq 0.8). Se obtuvo la variabilidad intraindividual de la zancada, la fiabilidad intra- e interobservador mediante el coeficiente de variación (CV) (Cronin y Templeton, 2008) y el coeficiente de correlación intraclase (ICC) (Glatthorn et al., 2011). El software SPSS+ V.17.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, Estados Unidos) fue utilizado para el análisis estadístico. Valores de $p < 0.05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

3.3. RESULTADOS

Se encontraron diferencias significativas y coeficientes de correlación intraclase ($p < 0.001$) entre el nuevo método y el método de referencia en el tiempo de contacto ($r = 0.998$ e ICC = 0.999) y tiempo de vuelo ($r = 0.986$ e ICC = 0.993). El nuevo método sobreestimó el tiempo de contacto (0.227 ± 0.04 *vs* 0.223 ± 0.04 s, $F = 249$, $p < 0.001$) y

subestimó el tiempo de vuelo (0.114 ± 0.03 vs 0.118 ± 0.03 s, $F= 105$, $p<0.001$) a todas las velocidades de carrera. Sin embargo, el tamaño del efecto fue pequeño (rango: 0.20-0.44) ya que las diferencias entre métodos fueron pequeñas (~ 4 ms). No se observaron diferencias significativas en el resto de las variables biomecánicas analizadas: tiempo de zancada (0.341 ± 0.03 vs 0.341 ± 0.03 s, respectivamente), frecuencia (2.95 ± 0.23 vs 2.95 ± 0.23 Hz, respectivamente) y amplitud de zancada (1.49 ± 0.28 vs 1.49 ± 0.29 m, respectivamente).

La variabilidad intraindividual del tiempo de contacto medido con el nuevo método ($CV= 2.0 \pm 0.5\%$) no fue estadísticamente diferente ($F= 1.2$, $p= 0.28$) a la del método de referencia ($CV= 1.9 \pm 0.7\%$). Se obtuvo una alta fiabilidad inter- e intraobservador para el tiempo de contacto ($CV= 0.8$ y 0.2% , $ICC= 0.977$ y 0.998 , respectivamente) y tiempo de vuelo ($CV= 1.6$ y 0.4% , $ICC= 0.923$ y 0.994 , respectivamente).

Tabla 3.1. Valores originales de tiempo de contacto y de vuelo (media \pm DE) obtenidos con el nuevo método (SportJump System Pro) y el método de referencia (cámara de video de alta velocidad) durante la carrera a diferentes velocidades ($n= 15$).

Velocidad	Tiempo de contacto (s)		Tiempo de vuelo (s)	
	Nuevo método	Método de referencia	Nuevo método	Método de referencia
10 km·h⁻¹	0.291 ± 0.024	$0.282 \pm 0.024^*$	0.083 ± 0.026	$0.090 \pm 0.027^*$
12 km·h⁻¹	$0.263 \pm 0.020^\dagger$	$0.258 \pm 0.021^{*\dagger}$	$0.103 \pm 0.024^\dagger$	$0.107 \pm 0.025^{*\dagger}$
14 km·h⁻¹	$0.242 \pm 0.017^\dagger$	$0.237 \pm 0.018^{*\dagger}$	$0.111 \pm 0.021^\dagger$	$0.115 \pm 0.022^{*\dagger}$
16 km·h⁻¹	$0.223 \pm 0.016^\dagger$	$0.220 \pm 0.017^{*\dagger}$	$0.118 \pm 0.020^\dagger$	$0.121 \pm 0.021^{*\dagger}$
18 km·h⁻¹	$0.207 \pm 0.013^\dagger$	$0.203 \pm 0.013^{*\dagger}$	$0.123 \pm 0.019^\dagger$	$0.126 \pm 0.019^{*\dagger}$
20 km·h⁻¹	$0.189 \pm 0.011^\dagger$	$0.186 \pm 0.012^{*\dagger}$	$0.130 \pm 0.020^\dagger$	$0.133 \pm 0.020^{*\dagger}$
22 km·h⁻¹	$0.174 \pm 0.009^\dagger$	$0.170 \pm 0.010^{*\dagger}$	0.133 ± 0.013	$0.138 \pm 0.016^*$

*, Diferencias significativas entre métodos ($p<0.001$). †, Diferencias significativas con la velocidad de carrera previa ($p<0.001$).

En ambos métodos, el tiempo de contacto disminuyó ($p<0.001$) y el tiempo de vuelo aumentó ($p<0.001$) con el incremento de la velocidad de carrera (Tabla 3.1), siendo el

tamaño del efecto grande (rango: 1.10-1.55). Las diferencias en el tiempo de contacto entre ambos métodos dependieron de la velocidad de carrera ($F= 8.2$, $p<0.001$) pero no del tipo de patrón pisada ($F= 0.2$, $p= 0.64$) o masa del corredor ($r= -0.09$, $p= 0.36$). El gráfico de Bland-Altman para los valores originales (Figura 3.3) reveló un error sistemático medio de -4.6 ± 5.7 ms (tiempo de contacto) y 4.3 ± 8.5 ms (tiempo de vuelo). Por lo tanto, se calculó una ecuación para corregir estas diferencias en el tiempo de contacto en función de la velocidad de carrera (Figura 3.4). Se asumió el mismo valor de corrección para corregir las diferencias en el tiempo de vuelo. Una vez los datos fueron corregidos, no se obtuvieron diferencias significativas entre ambos métodos para el tiempo de contacto ($F= 0.347$, $p= 0.557$) y el de vuelo ($F= 0.029$, $p= 0.865$). El gráfico de Bland-Altman para los valores corregidos (Figura 3.3) mostró un error sistemático de -0.4 ± 4.7 ms (tiempo de contacto, intervalo de confianza al 95% entre -0.0051 y 0.0043 s) y 0.2 ± 8.2 ms (tiempo de vuelo, intervalo de confianza al 95% entre -0.0081 y 0.0084 s).

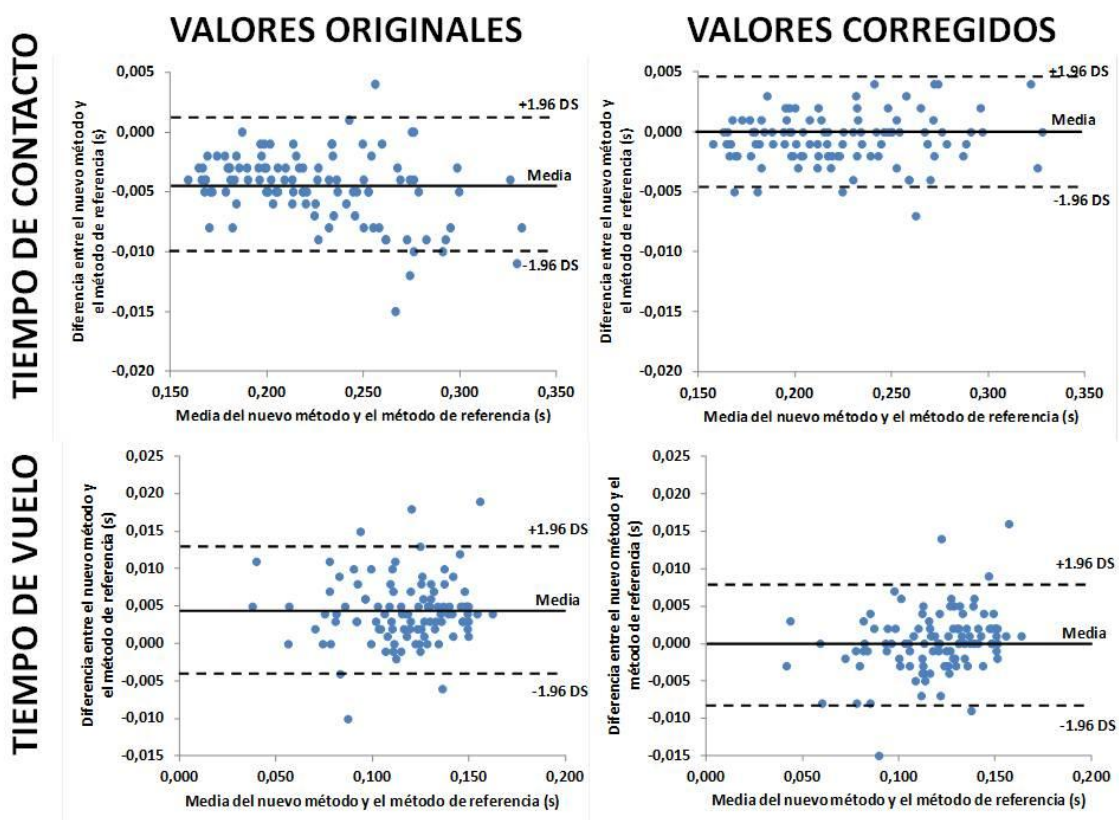


Figura 3.3. Gráfico de Bland-Altman para el nuevo método y el método de referencia antes (valores originales) y después (valores corregidos) de que los tiempos de contacto y de vuelo fueran corregidos. Las líneas discontinuas representan los límites de confianza al 95%, mientras que la línea continua representa media de las diferencias.

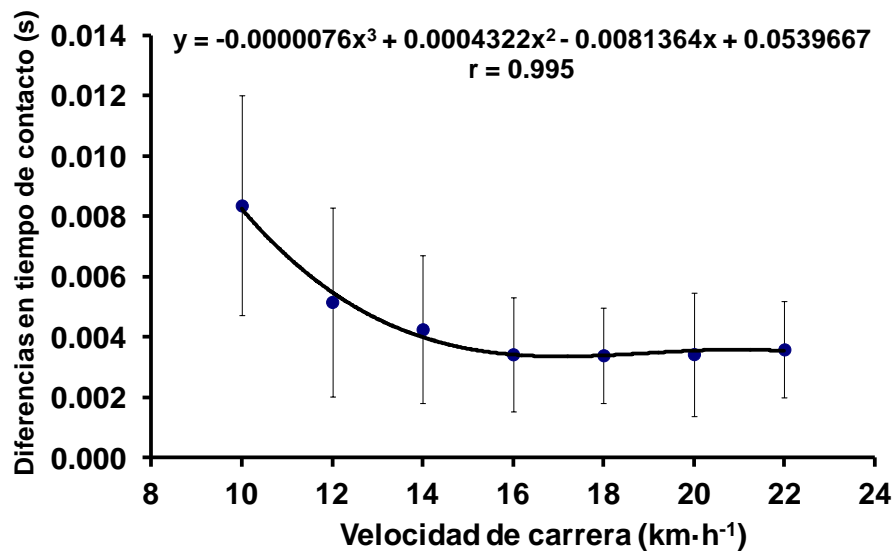


Figura 3.4. Función representativa de las diferencias en el tiempo de contacto entre ambos métodos (nuevo método vs método de referencia) en función de la velocidad de carrera (n= 15).

Los corredores talonadores mostraron mayor tiempo de contacto ($F= 5.13$, $p<0.05$) y menor tiempo de vuelo ($F= 19.42$, $p<0.001$) que los corredores de planta entera/antepié (Tabla 3.2). El tamaño del efecto fue muy grande (rango: 1.50 - 2.76).

Tabla 3.2. Valores corregidos de tiempo de contacto y de vuelo (media \pm DE) a diferentes velocidades de carrera en función del tipo de patrón de pisada: talonadores (n= 10) vs planta entera/antepié (n= 5).

Velocidad	Tiempo de contacto (s)		Tiempo de vuelo (s)	
	Talonadores	Planta entera Antepié	Talonadores	Planta entera Antepié
10 km·h ⁻¹	0.290 \pm 0.025	0.267 \pm 0.018	0.086 \pm 0.029	0.103 \pm 0.017
12 km·h ⁻¹	0.265 \pm 0.019	0.243 \pm 0.015*	0.102 \pm 0.025	0.122 \pm 0.018
14 km·h ⁻¹	0.244 \pm 0.017	0.224 \pm 0.012*	0.108 \pm 0.019	0.129 \pm 0.019*
16 km·h ⁻¹	0.226 \pm 0.015	0.207 \pm 0.009*	0.113 \pm 0.016	0.138 \pm 0.016*
18 km·h ⁻¹	0.209 \pm 0.013	0.192 \pm 0.007*	0.118 \pm 0.016	0.142 \pm 0.016*
20 km·h ⁻¹	0.190 \pm 0.011	0.177 \pm 0.005*	0.125 \pm 0.018	0.149 \pm 0.015*
22 km·h ⁻¹	0.174 \pm 0.010	0.165 \pm 0.005	0.131 \pm 0.014	0.144 \pm 0.008

*, Diferencias significativas respecto a los corredores talonadores ($p<0.05$).

3.4. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue adaptar y validar un nuevo método (SportJump System Pro) para analizar las variables espacio-temporales (i.e. tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) durante la carrera en tapiz rodante. Este nuevo método permitió registrar automáticamente un alto y representativo número de zancadas con ambos pies, lo que mejoró su fiabilidad (baja variabilidad intraindividual y alta fiabilidad intra- e interobservador). Comparado con otros sistemas de medida disponibles, este nuevo método fue más sensible a la hora de detectar pequeños cambios en el tiempo de contacto (< 20 ms) al aumentar la velocidad de carrera y/o cuando se compararon diferentes patrones de pisada. Además, este sistema es de menor coste económico (e.g. que plataformas de fuerza), más fácil de manejar y más apropiado incluso para aplicaciones portátiles (Glatthorn et al., 2011).

El nuevo método fue validado, ya que las correlaciones con el método de referencia ($r > 0.994$, $p < 0.001$) fueron similares a las obtenidas por Viitasalo et al. (1997) cuando se comparó la plataforma Photocell Contact Mat y una plataforma de fuerza ($r = 0.987$). Los coeficientes de correlación intraclase del presente estudio (ICCs > 0.993) fueron similares a los obtenidos por Glatthorn et al. (2011) cuando compararon un sistema optoeléctrico con una plataforma de fuerza (ICCs > 0.982). Sin embargo, otros estudios que testaron aparatos similares (i.e. IR40 mat) no mostraron correlaciones ni coeficientes de correlación intraclase (Gullstrand y Nilsson, 2009). Al contrario que la Photocell Contact Mat, la cual puede ser utilizada para medir tiempos de contacto y del vuelo en campo (Nummela et al., 2006 y 2007), el nuevo método presenta la ventaja de registrar automáticamente un número ilimitado de zancadas durante la carrera. Esto es importante porque es necesario registrar al menos 32-64 zancadas (15-20 s de carrera) para obtener una alta fiabilidad de los parámetros biomecánicos de la carrera (Belli et al., 1995). Así, la variabilidad intraindividual en el tiempo de contacto ($CV = 2.0 \pm 0.5\%$) estuvo dentro del rango (1.1-2.8%) de otros estudios (Belli et al., 1995) y no fue diferente respecto al método de referencia ($CV = 1.9 \pm 0.7\%$). La variabilidad interobservador para los tiempos de contacto y vuelo ($CV = 0.8$ y 1.6% respectivamente) fue menor ($< 4\%$) que la obtenida por estudios previos (Krustrup y Bangsbo, 2001). La fiabilidad intraobservador para los tiempos de contacto y vuelo (ICC = 0.998 y 0.994, respectivamente) fue similar a la referida en recientes estudios que utilizaron células fotoeléctricas para medir el salto vertical (Glatthorn et al. 2011). Teniendo en cuenta

estos resultados, el nuevo método fue un sistema altamente fiable para medir tiempos de contacto y vuelo durante la carrera en tapiz rodante.

En un principio, el nuevo método sobreestimó sistemáticamente el tiempo de contacto y subestimó el tiempo de vuelo en función de la velocidad de carrera (Figura 3.4). Sin embargo, el tiempo total de zancada no estaba alterado, por lo que la frecuencia y amplitud de zancada fueron similares con ambos métodos. La sobreestimación en el tiempo de contacto fue consistente con la observada en estudios previos que utilizaron otros sistemas optoeléctricos para evaluar la biomecánica de la carrera (Gullstrand y Nilsson, 2009; Viitasalo et al., 1997). Estos sistemas estaban colocados a una altura relativa respecto al suelo/cinta, interrumpiendo el circuito emisor/receptor antes del contacto del pie con el suelo (contacto inicial) y después del despegue (contacto final), provocando una sobreestimación en los tiempos de contacto y una subestimación en los tiempos de vuelo (Tabla 3.1). En el presente estudio, esta sobreestimación dependió de la velocidad de carrera, pero no del patrón de pisada o masa del corredor. Viitasalo et al. (1997) también mostraron que la velocidad afectaba a la sobreestimación del tiempo de contacto. No obstante, el patrón de pisada no afectaba a esas diferencias cuando la altura de los haces de luz infrarroja estaban a menos de 1 cm. Esto puede justificar nuestros hallazgos, ya que en el nuevo método estaban colocados a una altura de tan sólo 0.7 cm por encima de la cinta.

Las diferencias en el tiempo de contacto entre ambos métodos disminuyeron a medida que la velocidad de carrera aumentaba (Tabla 3.1) estabilizándose a partir de los $16 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Figura 3.4). Esto puede ser debido al incremento de la velocidad del pie (De Wit et al., 2000), provocando que el pie pase más rápido por los haces de luz. Sin embargo, el incremento de la velocidad del pie no es proporcional a la velocidad de carrera. El incremento de la velocidad del pie durante el aterrizaje y el despegue cuando se incrementa la velocidad de 12.6 a $16.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (0.5 y $0.7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, respectivamente) es mayor que el incremento entre 16.2 y $19.8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (0.3 y $0.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, respectivamente) (De Wit et al., 2000). Este argumento puede explicar que las diferencias entre ambos métodos se estabilizasen a partir de los $16 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Igualmente, Viitasalo et al. (1997) observaron que la velocidad de carrera no influía en las diferencias cuando se comparaban 14.4 y $19.8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, y los haces de luz láser estaban colocados a menos de 1 cm de altura respecto al suelo.

Fue posible corregir los tiempos de contacto y de vuelo teniendo en cuenta la velocidad de carrera (Figura 3.4), y no se observó error sistemático entre los dos métodos (Figura 3.3). Estudios previos que utilizaron otros sistemas optoeléctricos no corrigieron sus valores originales (Gullstrand y Nilsson, 2009; Viitasalo et al., 1997), y puede que esto haya limitado la comparación de resultados entre diferentes estudios. Además, los márgenes de los límites de confianza del nuevo método para medir el tiempo de contacto fueron muy estrechos (9.4 ms, desde -5.1 a 4.3 ms) comparados con los obtenidos en estudios previos (33 ms, desde -0.028 a 0.005 s). Esto es importante para detectar la influencia de algunas variables independientes en el tiempo de contacto (i.e. velocidad de carrera, patrón de pisada, efecto de diferentes programas de entrenamiento...). Por ejemplo, la Tabla 3.1 muestra una disminución de 15 a 28 ms en el tiempo de contacto cuando la velocidad de carrera aumenta $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. De la misma manera, la Tabla 3.2 muestra una diferencia en el tiempo de contacto de 9 a 23 ms cuando se comparan corredores talonadores y de planta entera/antepié a diferentes velocidades de carrera. Estos resultados son consistentes con estudios previos que mostraron cambios de ~ 20 ms cuando se comparaban diferentes velocidades de carrera y/o patrones de pisada (Hasegawa et al., 2007; Nummela et al., 2007). Por lo tanto, este sistema puede considerarse sensible para detectar pequeños cambios en el tiempo de contacto.

Puede pensarse que correr en tapiz rodante no es una manera natural de correr (i.e. mayor frecuencia de zancada, menor amplitud de zancada y menor tiempo de contacto que la carrera en la pista), lo que puede limitar el uso del nuevo método para analizar la biomecánica de la carrera. Sin embargo, se ha observado que las diferencias entre la carrera en pista y en tapiz rodante son pequeñas e individuales para cada corredor (Nigg et al., 1995). De esta manera se puede asumir que la cinética y la cinemática son muy similares durante la carrera en pista o en tapiz rodante (Riley et al., 2008). Además, la mayoría de estudios son realizados en tapiz rodante, donde la precisión de los instrumentos y las condiciones ambientales se controlan mejor (Foster y Lucia, 2007). Gullstrand y Nilsson (2009) también utilizaron el tapiz rodante para la validación de su instrumento IR40 mat. No obstante, el nuevo método y su validación muestran algunas ventajas en comparación con el IR40 mat: 1- fue validado con una cámara de vídeo de alta velocidad en vez de con un sensor mecánico. Estos sensores necesitan una fuerza mínima para ser activados y estudios previos han demostrado que esto puede subestimar

de manera no sistemática el tiempo de contacto (García-López et al., 2005), 2- estaba colocado dentro de la estructura del tapiz rodante, mientras el IR40 mat estaba situado fuera. Cuando un sistema se coloca fuera del tapiz rodante, la distancia vertical entre las células fotoeléctricas y la cinta durante la fase de contacto puede verse incrementada, alterando el tiempo de contacto, 3- se registraron valores de ambos pies (derecha e izquierda), mientras que con el IR40 mat sólo recogía los valores del pie derecho.

3.5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

Este estudio proporciona un método simple, válido y fiable para la valoración de algunas variables biomecánicas durante la carrera en tapiz rodante (i.e. tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada). Hasta la fecha, los métodos utilizados para el registro de estas variables pueden haber originado las discrepancias existentes sobre la influencia de algunas variables independientes (i.e. entrenamiento, economía de carrera o rendimiento) en la biomecánica de la carrera. Otra ventaja del nuevo método es su sensibilidad para detectar pequeñas diferencias entre sujetos o situaciones. Por lo tanto, puede ser utilizado para comparar diferentes grupos en estudios transversales y para detectar la influencia de programas de entrenamiento específicos en la biomecánica de la carrera. Además, debido a la posibilidad del nuevo método de registrar las variables biomecánicas espacio-temporales de ambos pies, futuros estudios podrían utilizarlo para evaluar la simetría/asimetría temporal durante la carrera. Para ello, sería necesario sincronizar el software Sport-Bio-Running y un sistema de vídeo para identificar el primer pie de contacto con el tapiz al inicio del registro (derecha o izquierda).

4. SEGUNDO ESTUDIO

**Diferencias biomecánicas y fisiológicas entre
corredores de fondo con distinto patrón de
pisada**



4.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La posible relación entre el patrón de pisada y el rendimiento en la carrera es un tópico de discusión bastante actual (Hasegawa et al., 2007; Hayes y Caplan, 2012; Lieberman et al., 2010; Perl et al., 2012). Aunque el patrón de pisada puede ser variable, comúnmente se distinguen tres tipologías principales (Daoud et al., 2012): 1- talonador, en el que el contacto inicial del pie con el suelo se hace con el talón, 2- planta entera, en el que el talón y la parte anterior del pie contactan de forma simultánea con el suelo; y 3- antepié, en donde es la primera mitad del pie la que realiza el contacto inicial con el suelo. Se ha observado que durante una media maratón (Hasegawa et al., 2007) el 78, 20 y 2% de corredores adopta un patrón talonador, de planta entera y antepié, respectivamente. Recientemente, se ha observado incluso un porcentaje superior (aproximadamente 94, 5 y 1% respectivamente) durante una carrera de maratón (Kasmer et al., 2013). Además, el porcentaje de corredores talonadores se incrementa de 88 a 93% cuando los competidores son analizados en los kilómetros 10 y 32 de una maratón, respectivamente (Larson et al., 2011).

Existe controversia sobre la influencia del patrón de pisada en el rendimiento de la carrera, y recientes estudios han mostrado resultados contradictorios (Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011). Algunos observaron un menor porcentaje de corredores talonadores entre los atletas de élite comparado con los de menor nivel (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013), mientras otros no observaron esta tendencia (Larson et al., 2011). Los patrones de planta entera y antepié posibilitan un mejor estiramiento del arco del pie, y un mejor aprovechamiento de la energía elástica de los tendones, ligamentos y músculos de las extremidades inferiores durante la primera parte del contacto con el suelo (Lieberman et al., 2010; Perl et al., 2012). Además, estos corredores presentan un menor tiempo de contacto con el suelo (Cavanagh y Lafortune, 1980; Gruber et al., 2013; Hasegawa et al., 2007; Ogueta-Alday et al., 2013), lo que provoca un aumento del “*leg-stiffness*” y posiblemente una mejora de la economía de carrera (Dumke et al., 2010). Por el contrario, tres estudios previos demostraron que cambiar el patrón de pisada (de talonador a antepié y viceversa) no tenía ningún efecto agudo sobre la economía de carrera (Ardigò et al., 1995; Cunningham et al., 2010; Perl et al., 2012). Sin embargo, estos estudios no se realizaron con el patrón de pisada natural del corredor, lo que podría haber influido en los resultados. Además, se siguen sin conocer las

implicaciones biomecánicas y fisiológicas de cambiar el patrón natural de pisada del corredor (Rixe et al., 2012).

La mayoría de los estudios anteriormente mencionados no tuvieron en cuenta las características fisiológicas o el nivel de rendimiento de los corredores (Cavanagh y Lafortune, 1980; Gruber et al., 2013; Lieberman et al., 2010; Ogueta-Alday et al., 2013), lo que podría haber influido en sus hallazgos. Un estudio reciente ha comparado los parámetros biomecánicos y fisiológicos de corredores que utilizaban habitualmente un patrón de pisada u otro (Gruber et al., 2013). No se observaron diferencias significativas en la economía de carrera entre corredores talonadores y antepié, a pesar de que los talonadores tendieron a ser un poco más económicos (Gruber et al., 2013). Los cuatro estudios que analizaron la influencia del patrón de pisada en la economía de carrera analizaron corredores de nivel recreativo (Ardigò et al., 1995; Cunningham et al., 2010; Gruber et al., 2013; Perl et al., 2012), cuando paradójicamente, el patrón de pisada de antepié parece ser más común entre los corredores de más alto nivel (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013).

El objetivo del presente estudio fue analizar la influencia del patrón de pisada (talonador vs planta entera/antepié) en la economía de carrera y las características biomecánicas (tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) de corredores de larga distancia sub-élite con similar nivel de rendimiento. La hipótesis fue que los corredores que habitualmente utilizaban un patrón de pisada talonador presentarían tiempos de contacto más largos y una mejor economía de carrera que los de planta entera y antepié.

4.2. MÉTODOS

Sujetos

Participaron 20 corredores bien entrenados, competidores en carreras de larga distancia y con una experiencia en el entrenamiento de 12 ± 6 años. Durante el mes previo a la participación en el estudio su volumen típico de entrenamiento fue de 91 ± 24 km·semana⁻¹. Siguiendo el criterio de Hasegawa et al. (2007), los corredores fueron divididos en dos grupos en función de su patrón de pisada: talonador ($n= 10$; edad 26.2 ± 6.5 años; masa 68.1 ± 4.7 kg; talla 1.80 ± 0.06 m) y planta entera/antepié ($n= 10$; edad 28.7 ± 6.6 años; masa 66.1 ± 5.7 kg; talla 1.77 ± 0.04 m). Se acordaron los siguientes

criterios de inclusión: los corredores debían haber competido en, al menos, una media maratón durante las seis semanas previas al estudio; su nivel de rendimiento debía ser entre 1:05:00 y 1:15:00 hh:mm:ss, determinado por el “tiempo del chip” (tiempo desde la salida hasta la línea de meta después de los 21097 m). De hecho, el rango de rendimiento fue muy estrecho (entre 1:06:40 y 1:14:09 hh:mm:ss). Todos los corredores participaron voluntariamente y ninguno tenía algún problema médico en el momento del estudio. Se les informó de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos involucrados en el estudio, y se obtuvo el consentimiento por escrito antes de iniciarlo. El protocolo de evaluación fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad y fue diseñado de acuerdo a las consignas de la Conferencia de Helsinki sobre investigación humana.

Diseño experimental

Todos los corredores fueron evaluados durante su periodo preparatorio (septiembre-diciembre). Para la realización de las pruebas los corredores acudieron al laboratorio 2 días diferentes, separados por al menos una semana. El primer día se llevó a cabo una valoración antropométrica y un test incremental de VO_{2max} . El segundo día, un test submáximo de economía de carrera a diferentes velocidades. Las valoraciones se realizaron a la misma hora del día (entre las 10:00 a.m. y 13:00 p.m.), bajo las mismas condiciones medioambientales (~ 800 m de altitud, 20-25 °C de temperatura, 20-35% de humedad relativa), y tras un periodo de 24 horas sin haber realizado entrenamiento duro. Durante estos días se les recomendó una correcta ingesta de carbohidratos e hidratación (Lucia et al., 2006). En ambos días se realizó un calentamiento estandarizado de 10 min de carrera continua a 10-12 $km \cdot h^{-1}$ en tapiz rodante, seguido de 5 min de estiramientos y movilidad articular. Los corredores utilizaron el mismo tipo de zapatillas durante todas las pruebas (250-300 gr de peso en cada pie) para evitar la influencia de esta variable en la economía de carrera (Franz et al., 2012).

Las pruebas de carrera se realizaron en tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar, HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Alemania) con un 1% de inclinación para simular el gasto energético debido a la resistencia del aire (Lucia et al., 2006). Se colocaron dos ventiladores, uno enfrente y otro en un lateral del tapiz rodante, a ~ 50-100 cm del corredor, con el objetivo de refrigerarlo durante las pruebas (Lucia et al., 2006). En ambas pruebas de carrera, el intercambio de gases (Medisoft Ergocard,

Medisoft Group, Sorinnes, Bélgica) y la frecuencia cardiaca (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) fueron registrados continuamente. Los parámetros espacio-temporales de la carrera (tiempo de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) también fueron registrados mediante una plataforma láser (SportJump System PRO, DSD Inc., León, España) instalada en un tapiz rodante, conectada a un software específico (Sport-Bio-Running®, DSD Inc., León, España) y validada por estudios previos (Ogueta-Alday et al., 2013). El tiempo de registro de los parámetros espacio-temporales de la carrera fue de 20 s, para registrar al menos 32-64 zancadas consecutivas, necesarias para reducir el efecto de la variabilidad intraindividual de zancada (Belli et al., 1995). El patrón de pisada de los corredores se determinó utilizando una cámara de vídeo de alta velocidad (Casio Exilim Pro EX-F1, CASIO Europe GMBH, Norderstedt, Alemania) colocada en el lateral derecho del tapiz rodante (~ 1 m), perpendicular al plano sagital a una altura de 40 cm. Todos los corredores fueron analizados por el mismo observador, quien identificó el patrón de pisada de cada corredor a 18 km·h⁻¹. Se escogió esta velocidad de carrera por ser representativa de una velocidad de entrenamiento intenso para este grupo de corredores (Lucia et al., 2006) y porque coincidía con su ritmo en media maratón (~ 3 min 20 s por kilómetro). Debido al bajo porcentaje de corredores de planta entera y antepié en las carreras de larga distancia, la mayoría de los estudios los clasifican dentro de la misma categoría (Hasegawa et al., 2007; Larson et al., 2011; Ogueta-Alday et al., 2013). Así, en este estudio los corredores fueron clasificados en 2 grupos: talonadores vs planta entera/antepié.

Valoración antropométrica. Se registraron peso y talla, obteniendo a partir de ellos el índice de masa corporal. Se registraron 6 pliegues cutáneos (tricipital, subescapular, suprailíaco, abdominal, medial del muslo y medial de la pierna) utilizando el material convencional (HSB-BI, British Indicators LTD, West Sussex, Reino Unido). También se obtuvieron los perímetros máximos del muslo y pierna, y mínimo de tobillo (Holtain LTD; Crymych, Reino Unido), así como la altura trocantérea y la longitud de la pierna (desde la cabeza del peroné hasta el suelo) (Harpender anthropometer, CMS instruments, London, Reino Unido). Todas las medidas antropométricas se realizaron por el mismo investigador, siguiendo las consideraciones del Grupo Español de Cinenantropometría (Alvero et al., 2009; Esparza, 1993), y son similares a las registradas en estudios previos sobre corredores de fondo (Lucia et al., 2006).

Test incremental de consumo máximo de oxígeno. El test comenzaba a $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, con un incremento de la velocidad de carrera de $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ cada minuto hasta el agotamiento. Fueron aceptados como $\text{VO}_{2\text{max}}$ y frecuencia cardíaca máxima los valores más altos obtenidos durante 30 s antes de la extenuación (Fletcher et al., 2009). Los umbrales aeróbico y anaeróbico fueron determinados de acuerdo al criterio de Davis (1985). Los parámetros biomecánicos fueron registrados en los últimos 20 s de cada estadio de velocidad, a partir de los $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ y hasta los $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, para asegurar que todos los corredores estaban corriendo (i.e. con fase de vuelo en la carrera) y habían alcanzado por lo menos esa velocidad.

Test submáximo de economía de carrera. Los sujetos corrieron a 11, 13 y $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ durante 6 min, con descansos completos de 5 min entre cada velocidad. El VO_2 y la frecuencia cardíaca fueron registrados continuamente durante el todo el test, aunque para el análisis de datos solo se tuvieron en cuenta los 3 últimos minutos de cada estadio (Lucia et al., 2006). La economía de carrera (coste energético de la carrera) se expresó en $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ y $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$ para cada velocidad de carrera (Lucia et al., 2006). Los parámetros biomecánicos fueron registrados durante un mínimo de 20 s durante el minuto 5 de cada velocidad.

Análisis estadístico

Los resultados son expresados como media \pm DE. Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para asegurar una distribución normal de todas las variables analizadas. Se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA) de una vía para analizar las diferencias entre los dos grupos de corredores y se aplicó un ANOVA para medidas repetidas para analizar el efecto de la velocidad de carrera en los parámetros biomecánicos. Cuando se encontraba una F significativa, se aplicó el análisis post hoc de Newman-Keuls para analizar las diferencias estadísticas entre medias. El software SPSS+ V.17.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, Estados Unidos) fue utilizado para el análisis estadístico. Valores de $p < 0.05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

4.3. RESULTADOS

No se obtuvieron diferencias entre los corredores talonadores y de planta entera/antepié en el nivel de rendimiento ($1:10:59 \pm 0:02:15$ y $1:10:21 \pm 0:01:42$

hh:mm:ss, respectivamente), edad (26.2 ± 6.5 y 28.7 ± 6.6 años, respectivamente), experiencia previa en el entrenamiento (12.2 ± 7.0 y 12.0 ± 5.3 años, respectivamente) o volumen de entrenamiento semanal (92.1 ± 32.6 y 90.1 ± 13.3 km·semana⁻¹, respectivamente). Tampoco se observaron diferencias significativas en las variables antropométricas (Tabla 4.1).

Tabla 4.1. Media (\pm DE) de las variables antropométricas de los corredores talonadores y de planta entera/antepié.

	Talonadores (n=10)	Planta entera/antepié (n=10)
Masa (kg)	68.1 \pm 4.7	66.1 \pm 5.7
Talla (cm)	179.7 \pm 5.8	176.7 \pm 4.0
Índice de masa corporal (kg·m⁻²)	21.1 \pm 1.4	21.1 \pm 1.2
Σ de 6 pliegues (mm)	41.1 \pm 6.8	36.7 \pm 5.4
Perímetro máximo muslo (cm)	49.9 \pm 2.2	50.5 \pm 3.9
Perímetro máximo pierna (cm)	36.5 \pm 2.1	36.5 \pm 1.4
Perímetro mínimo tobillo (cm)	22.2 \pm 1.2	21.9 \pm 1.3
Altura trocánterea (cm)	90.9 \pm 3.7	89.6 \pm 2.4
Longitud pierna (cm)	44.6 \pm 1.9	44.5 \pm 1.6

Σ de 6 pliegues, sumatorio de 6 pliegues cutáneos. Los pliegues cutáneos fueron tríceps, subscapular, suprailíaco, abdominal, frontal del muslo y medial de la pierna.

La Tabla 4.2 muestra las variables fisiológicas obtenidas durante los test incremental y submáximo. No se observaron diferencias significativas entre los corredores talonadores y de planta entera/antepié durante el test incremental. Sin embargo, en el test submáximo los corredores talonadores mostraron un 5.4 y 9.3% menor VO₂ y una mejor economía de carrera a 11 y 13 km·h⁻¹, respectivamente. A 15 km·h⁻¹ no se obtuvieron diferencias significativas.

Tabla 4.2. Media (\pm DE) de las variables fisiológicas de los corredores talonadores y de planta entera/antepié.

	Talonadores (n=10)	Planta entera/antepié (n=10)
TEST INCREMENTAL		
VO_{2max} (ml·kg⁻¹·min⁻¹)	65.8 \pm 4.6	66.7 \pm 3.6
FC_{max} (ppm)	185 \pm 8	185 \pm 8
Velocidad máxima (km·h⁻¹)	20.9 \pm 0.8	21.4 \pm 0.9
RCT - VO₂ (ml·kg⁻¹·min⁻¹)	58.7 \pm 5.1	58.4 \pm 5.9
RCT - velocidad (km·h⁻¹)	17.9 \pm 1.0	17.6 \pm 1.3
VT - VO₂ (ml·kg⁻¹·min⁻¹)	41.2 \pm 4.1	41.2 \pm 3.4
VT - velocidad (km·h⁻¹)	12.5 \pm 1.3	12.2 \pm 1.1
TEST SUBMÁXIMO		
VO₂ - 11 km·h⁻¹ (ml·kg⁻¹·min⁻¹)	37.4 \pm 1.6	39.5 \pm 2.5*
EC - 11 km·h⁻¹ (ml·kg⁻¹·km⁻¹)	204.1 \pm 9.1	215.7 \pm 13.6*
VO₂ - 13 km·h⁻¹ (ml·kg⁻¹·min⁻¹)	43.3 \pm 3.1	47.7 \pm 2.4*
EC - 13 km·h⁻¹ (ml·kg⁻¹·km⁻¹)	199.8 \pm 14.5	220.4 \pm 11.1*
VO₂ - 15 km·h⁻¹ (ml·kg⁻¹·min⁻¹)	51.4 \pm 3.7	54.1 \pm 2.5 (p= 0.07)
EC - 15 km·h⁻¹ (ml·kg⁻¹·km⁻¹)	205.5 \pm 14.6	216.3 \pm 10.0 (p= 0.07)

VO_{2max}, consumo máximo de oxígeno; FC_{max}, frecuencia cardiaca máxima; RCT, umbral anaeróbico; VT, umbral aeróbico; EC, economía de carrera; *, Diferencias significativas (p<0.05) entre corredores talonadores y de planta entera/antepié.

La Figura 4.1 muestra los tiempos de contacto y de vuelo obtenidos durante el test submáximo e incremental. Los corredores talonadores mostraron mayor tiempo de contacto (p<0.01) y menor tiempo de vuelo (p<0.01) que los corredores de planta entera/antepié. La frecuencia y amplitud de zancada fue similar para ambos grupos de corredores a todas las velocidades de carrera analizadas.

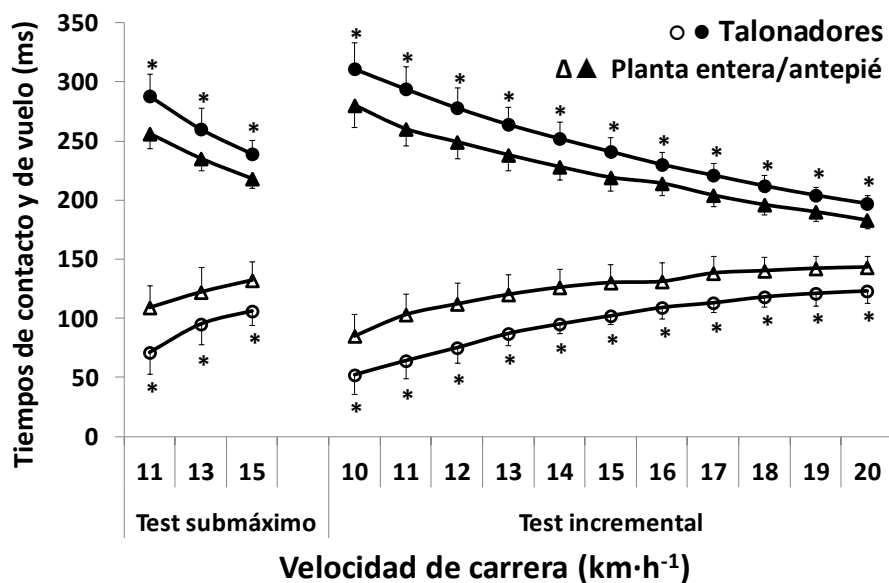


Figura 4.1. Tiempos de contacto (marcadores negros) y de vuelo (marcadores blancos) durante el test submáximo e incremental en corredores talonadores (círculos) y de planta entera/antepié (triángulos). *, Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre corredores talonadores y de planta entera/antepié.

Analizando todos los corredores, el tiempo de vuelo aumentó ($p < 0.001$) y el de contacto disminuyó ($p < 0.001$) a medida que la velocidad de carrera aumentaba durante el test incremental ($n = 20$). La Figura 4.2 muestra el efecto de la velocidad de carrera en la frecuencia ($p < 0.001$) y amplitud ($p < 0.001$) de zancada. La frecuencia de zancada aumentó $0.123 \text{ Hz} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$, mientras que la amplitud de zancada lo hizo $0.284 \text{ m} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$.

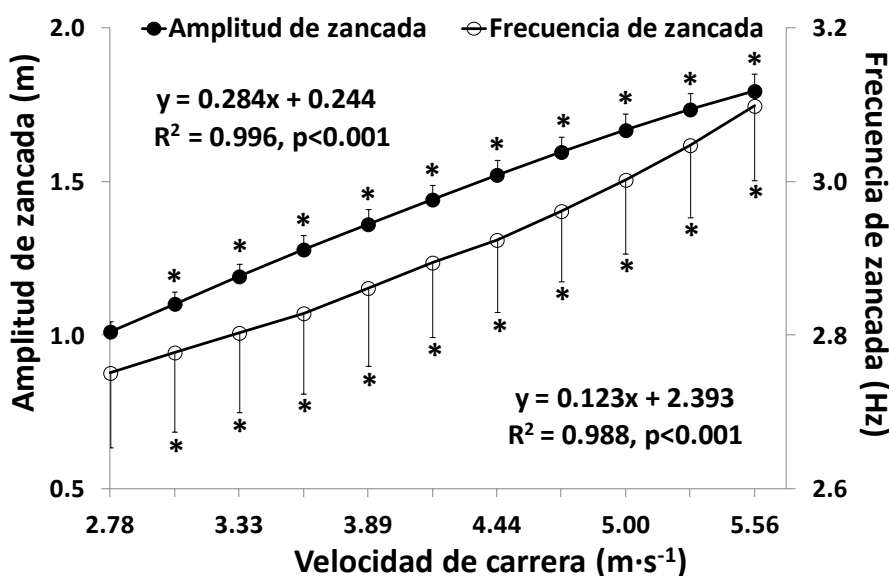


Figura 4.2. Evolución de la frecuencia y amplitud de de zancada con la velocidad de carrera ($n = 20$). *, Diferencia significativa respecto a la velocidad anterior ($p < 0.05$).

4.4. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue encontrar que los corredores de fondo de alto nivel con un patrón de pisada talonador tienen una mejor economía de carrera a velocidades submáximas (entre 57-81% del $\text{VO}_{2\text{max}}$) que los corredores de planta entera/antepié (Tabla 4.2). Del mismo modo, los corredores talonadores mostraron un mayor tiempo de contacto ($p < 0.05$) y un menor tiempo de vuelo ($p < 0.05$) a todas las velocidades de carrera (Figura 4.1). Ambos grupos de corredores presentaron el mismo nivel de rendimiento en media maratón, por lo que nos permitió separar el efecto del patrón de pisada en la economía y la biomecánica de la carrera. Este es el primer estudio que compara simultáneamente las características fisiológicas y biomecánicas de corredores de alto nivel que utilizan de manera natural un patrón de pisada talonador o de planta entera/antepié.

Estudios previos observaron que en las carreras de larga distancia, el porcentaje de corredores talonadores entre los mejores clasificados era muy pequeño, sugiriendo que el patrón de planta entera/antepié está asociado con un mayor rendimiento (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013). Sin embargo, otro estudio no observó esta tendencia (Larson et al., 2011). En el presente estudio, los dos grupos de corredores de alto nivel (talonadores y planta entera/antepié) no mostraron diferencias en nivel de rendimiento, variables antropométricas (Tabla 4.1) o fisiológicas (Tabla 4.2), a excepción de la economía de carrera. En uno de los estudios más recientes sobre el tema, Kasmer et al. (2013) comentaron que las posibles causas para esta discrepancia respecto a los resultados de Larson et al. (2011) podrían ser el diferente nivel de rendimiento, tamaño de la muestra, clasificación de patrones de pisada y otras consideraciones tecnológicas (tipos de cámaras de vídeo, localización de las mismas, etc.). Los resultados del presente estudio concuerdan con los de Larson et al. (2011) y no muestran influencia del patrón de pisada en el rendimiento o en otros factores asociados como las variables fisiológicas.

Los corredores talonadores del presente estudio presentaron un menor VO_2 y una mejor economía de carrera que los corredores de planta entera/antepié a 11 y 13 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Tabla 4.2). Estos resultados no concuerdan con los estudios que cambiaron (Ardigò et al., 1995; Cunningham et al., 2010; Perl et al., 2012) o mantuvieron (Gruber et al., 2013) el patrón natural de pisada de los corredores a velocidades de carrera submáximas similares (entre 9 y 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Estos estudios no observaron diferencias en la economía

de carrera entre ambos patrones de pisada, a pesar de que un estudio reciente observó una tendencia a que los corredores talonadores eran más económicos que los de planta entera/antepié (Gruber et al., 2013). En el presente estudio, participaron dos grupos de 10 corredores sub-élite hombres, mientras que Gruber et al. (2013) analizó dos grupos de corredores mixtos (hombres y mujeres) de nivel de rendimiento y características fisiológicas indeterminadas. Así, los dos estudios coinciden en que los corredores de planta entera/antepié no son más económicos que los talonadores, a pesar de que más evidencia científica es necesaria para confirmar una mejor economía de los corredores talonadores. Las diferencias observadas en la economía de carrera entre corredores talonadores y de planta entera/antepié en el presente estudio (5.4, 9.3 y 5.0% a 11, 13 y 15 km·h⁻¹, respectivamente) son comparables a las diferencias (6-7%) observadas entre corredores de élite hombres y mujeres (Chapman et al., 2012) y entre corredores africanos y caucásicos (Weston et al., 2000). Teniendo en cuenta los resultados del presente trabajo (Tabla 4.2), los corredores talonadores podrían correr ~ 1 km·h⁻¹ más rápido que los de planta entera/antepié con el mismo gasto de energía (entre 11-15 km·h⁻¹). Las diferencias en la economía de carrera a 15 km·h⁻¹ no fueron estadísticamente significativas (p= 0.07) entre ambos grupos de corredores, posiblemente debido a la alta dispersión en los valores de VO₂ y economía de carrera entre los corredores talonadores. En este estudio, a 13 y 15 km·h⁻¹ ambos grupos de corredores estuvieron entre el 60-90% de su VO_{2max}, cuando la economía de carrera es estable.

Los defensores de la carrera sin calzado (i.e. “*barefoot running*”) o corriente minimalista especulan sobre las posibles ventajas del patrón de pisada de planta entera/antepié sobre en el rendimiento (Lieberman et al., 2010; Perl et al., 2012). Teóricamente, este patrón de pisada permite un mayor estiramiento del arco del pie y un mejor aprovechamiento de la energía elástica de tendones, ligamentos y músculos de las extremidades inferiores durante la primera parte del contacto con el suelo. Sin embargo, hasta donde llega nuestro conocimiento, no existe evidencia científica sobre esta ventaja y su influencia en la economía de carrera o incluso en el rendimiento (Perl et al., 2012). Las ventajas previamente mencionadas sólo aparecen a velocidades de carrera elevadas, y no a velocidades submáximas. Estudios recientes (Hayes y Caplan, 2012) han observado que la prevalencia de los patrones de pisada talonadores y de planta entera/antepié (31 y 69%, respectivamente) se revertía en carreras de medio fondo (800-

1500 m) en comparación con las de larga distancia (93-94 y 6-7%, respectivamente) (Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011). Las velocidades de carrera empleadas durante el entrenamiento y la competición en los corredores de media ($\sim 20\text{-}25 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) y larga distancia ($\sim 15\text{-}20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) podrían justificar esta inversión en la prevalencia del patrón de pisada. De acuerdo con los resultados de este estudio, los corredores de planta entera/antepié no muestran una mejor economía de carrera a velocidades de carrera submáximas ($\sim 15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), las cuales son normalmente utilizadas por los corredores populares o de recreación.

El patrón de pisada no tuvo influencia en la frecuencia y amplitud de zancada a la misma velocidad de carrera. No obstante, los corredores talonadores mostraron mayores tiempos de contacto (entre 7-13%) y menores tiempos de vuelo (entre 13-35%) comparados con los corredores de planta entera/antepié (Figura 4.1). Estas diferencias en el tiempo de contacto ($\sim 10\%$) están en la misma línea de estudios previos que compararon corredores ambos tipos de patrones de pisada (Cavanagh y LaFortune, 1980; Gruber et al., 2013; Hasegawa et al., 2007; Hayes y Caplan, 2012; Ogueta-Alday et al., 2013), y pueden explicar las diferencias observadas en la economía de carrera (entre 5.0 y 9.3%). Roberts et al. (1998) argumentaron que la mayoría (70-90%) del gasto metabólico de la carrera en bípedos era debido al tiempo disponible para generar fuerza. Por lo tanto, se describió una relación inversa entre el coste metabólico de la carrera y el tiempo en el que el pie aplica fuerza sobre el suelo (Kram y Taylor, 1990). El mecanismo por el cual los corredores talonadores necesitan mayor tiempo de contacto también ha sido previamente explicado (Hayes y Caplan, 2012). Estos corredores contactan el suelo con una mayor extensión de la pierna y necesitan más tiempo para alcanzar la máxima flexión de la rodilla durante la fase de frenado (Hayes y Caplan, 2012). Por otro lado, en el presente estudio los corredores de planta entera/antepié mostraron mayores tiempos de vuelo y posiblemente una mayor oscilación del centro de gravedad, que está asociada con una peor economía de carrera (Halvorsen et al., 2012). Este estudio ha analizado el tiempo de vuelo y no la oscilación del centro de gravedad, por lo que futuros estudios deberían examinar esta cuestión. Además, debido a las diferencias observadas en los tiempos de contacto y de vuelo entre los corredores talonadores y de planta entera/antepié, futuros estudios deberían tener en cuenta el patrón de pisada al asociar el tiempo de contacto con la economía de carrera.

En el presente estudio, teniendo en cuenta de forma conjunta ambos grupos de corredores ($n=20$), la disminución del tiempo de contacto con el incremento de la velocidad fue de ~ 10 ms por cada $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Figura 4.1), comparable a los ~ 20 ms por cada $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ descritos en un estudio previo (Ogueta-Alday et al., 2013). Además, el incremento de la velocidad (desde 10 a $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) se debió más al incremento de la amplitud de zancada (de 1.01 a 1.79 m, 77%) que al incremento de la frecuencia de zancada (de 2.75 a 3.10 Hz, 13%) (Figura 4.2). Es bien conocido que el incremento de la velocidad durante esfuerzos submáximos (i.e. carrera de fondo) se debe al incremento de la amplitud de zancada, mientras que durante esfuerzos supramáximos (i.e. carrera de sprint) se debe al incremento de la frecuencia de zancada (Bramble y Lieberman, 2004; Hay, 2002). En este estudio, los incrementos encontrados en frecuencia y amplitud de zancada ($0.123 \text{ Hz}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ y $0.284 \text{ m}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$, respectivamente) fueron similares a los mostrados por estudios previos ($0.115 \text{ Hz}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ y $0.299 \text{ m}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$, respectivamente) en corredores con características antropométricas similares (179.3 cm) (Cavanagh y Kram, 1989). Cualitativamente, también fueron similares las relaciones cuadráticas descritas por estudios previos (Hay, 2002): cóncava hacia arriba entre la frecuencia de zancada y la velocidad, y cóncava hacia abajo entre la amplitud de zancada y la velocidad de carrera.

Una de las limitaciones de este estudio ha sido que el patrón de pisada fue determinado a $18 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (velocidad representativa del ritmo de carrera de los corredores durante la media maratón), mientras que la economía de carrera fue evaluada a velocidades más bajas (11 - $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). Asumimos que el patrón de pisada no cambia durante las velocidades submáximas, pero futuros estudios deberían verificarlo. Además, la prueba submáxima podría haberse realizado a 13 , 15 y $17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ en vez de a 11 , 13 y $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. El gasto de energía a $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ no alcanzó el 60% del $\text{VO}_{2\text{max}}$, mientras que $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ representó el 78% y 81% del $\text{VO}_{2\text{max}}$ para los corredores talonadores y de planta entera/antepié, respectivamente. Sin embargo, para algunos corredores el gasto de energía a $17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ podría haber sido superior al 90% del $\text{VO}_{2\text{max}}$, donde debido a la contribución del metabolismo anaeróbico, la economía de carrera no debería ser evaluada (Ardigò et al., 1995).

4.5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

En conclusión, los resultados del presente estudio mostraron que los corredores talonadores fueron más económicos que los de planta entera/antepié a velocidades de carrera submáximas (57-81% del VO_{2max}). Biomecánicamente, el patrón de pisada no tuvo influencia en la frecuencia y amplitud de zancada a la misma velocidad de carrera, pero afectó al tiempo de contacto (mayor en corredores talonadores) y tiempo de vuelo (mayor en corredores de planta entera/antepié). Las diferencias observadas en estas variables biomecánicas podrían explicar las diferencias observadas en la economía de carrera.

5. TERCER ESTUDIO

Variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas determinantes del rendimiento en corredores de media maratón



5.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La relación entre las variables fisiológicas y el rendimiento en las carreras de larga distancia es a día de hoy bastante conocida. Un elevado VO_{2max} , umbral anaeróbico y una buena economía de carrera están directamente relacionados con el rendimiento en este tipo de pruebas (Basset y Howley, 2000). Algunos autores han discutido sobre la relevancia de algunas de estas variables (Helgerud et al., 2010). Mientras unos se decantan por el umbral anaeróbico (Basset y Howley, 2000; Paavolainen et al., 1999) como el mejor predictor del rendimiento, otros lo hacen por la economía de carrera (Tartaruga et al., 2012), la velocidad aeróbica máxima (Helgerud et al., 2010) o la combinación de algunos de ellos (Støren et al., 2011).

Algunas variables antropométricas también juegan un papel fundamental a la hora de describir un buen rendimiento, o por afectar a las variables fisiológicas previamente mencionadas (Hagan et al., 1987; Knechtle et al., 2009; Loftin et al., 2007; Zillman et al., 2013). Un bajo peso (Knechtle et al., 2009; Zillman et al., 2013), índice de masa corporal (Hagan et al., 1987; Zillman et al., 2013), porcentaje de grasa (Hagan et al., 1987; Loftin et al., 2007; Zillman et al., 2013) y sumatorio de pliegues cutáneos (Zillman et al., 2013) optimizan el rendimiento en carreras de larga distancia. Sin embargo, existen otras variables antropométricas cuya influencia en el rendimiento es todavía desconocida o confusa. Por ejemplo, mientras unos estudios observan relación entre una baja estatura y el rendimiento (Loftin et al., 2007; Zillman et al., 2013) o la economía de carrera (Støren et al., 2011), otros no las han observado (Knechtle et al., 2009). La discrepancia es todavía mayor en otras variables antropométricas como la longitud de las extremidades inferiores o los perímetros de los brazos y las piernas (Knechtle et al., 2009; Larsen et al., 2004; Lucia et al., 2006; Zillman et al., 2013). Es posible que la comparación de atletas de diferentes razas (Larsen et al., 2004; Lucia et al., 2006) haya condicionado, en parte, la interpretación de los resultados.

La posible influencia de las variables biomecánicas en el rendimiento en carreras de larga distancia es muy confusa. El patrón de pisada (talonador vs planta entera/antepié) ha sido identificado clave por algunos autores que han observado una mayor distribución de corredores de planta entera/antepié en los primeros puestos de las clasificaciones (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013). Sin embargo, otros estudios no han observado esta tendencia (Larson et al., 2011). Por otro lado, algunos estudios han asociado un menor tiempo de contacto con un mejor rendimiento

(Hasegawa et al., 2007; Paavolainen et al., 1999), mientras otros no han obtenido ninguna relación (Støren et al., 2011). Posiblemente estas discrepancias se deban a la interdependencia entre el tiempo de contacto, la velocidad de carrera y el patrón de pisada (Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014).

La relación entre el rendimiento y algunas de las variables anteriormente mencionadas podrían haber estado condicionadas por la diferente raza de los sujetos analizados (e.g. corredores caucásicos vs africanos) o por una relación indirecta entre variables biomecánicas (i.e. tiempo de contacto y velocidad de carrera). Igualmente, algunos de estos estudios se han llevado a cabo con un escaso número ($n < 15$) de corredores (Di Michele et al., 2014; Støren et al., 2011) o en sujetos de un único nivel de rendimiento (Di Michele et al., 2014; Gruber et al., 2013; Loftin et al., 2007; Lucia et al., 2006; Ogueta-Alday et al., 2014; Paavolainen et al., 1999; Tartaruga et al., 2012). Por lo tanto, el objetivo de este estudio es analizar la influencia de las variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas en el rendimiento en media maratón de un amplio grupo de corredores caucásicos de diferente nivel, con especial énfasis en las variables biomecánicas. Nuestra hipótesis es que existirán diferencias antropométricas y fisiológicas entre corredores de diferente nivel, pero no en las variables biomecánicas si se tienen en cuenta como covariables la velocidad de carrera y el patrón de pisada.

5.2. MÉTODOS

Sujetos

Participaron 48 corredores de fondo después de acordarse los siguientes criterios de inclusión: 1- que fueran de origen caucásico, 2- que hubiesen participado en, al menos, una media maratón en las 6 semanas anteriores a la realización de las pruebas, y 3- que su rendimiento en dicha prueba fuese inferior a 1:45:00 hh:mm:ss, determinado por el tiempo del “chip” (tiempo desde la salida hasta la línea de meta después de los 21097 m). Los corredores fueron divididos en 4 grupos en función de su nivel de rendimiento: Grupo 1 ($n = 11$, $< 1:10:00$ hh:mm:ss), Grupo 2 ($n = 13$, entre 1:10:00 y $< 1:20:00$ hh:mm:ss), Grupo 3 ($n = 13$, entre 1:20:00 y $< 1:30:00$ hh:mm:ss) y Grupo 4 ($n = 11$, entre 1:30:00 y $< 1:45:00$ hh:mm:ss). Además, siguiendo los criterios de Hasegawa et al. (2007), los corredores fueron clasificados en función de su patrón de pisada como talonadores o de planta entera/antepié. Todos los corredores participaron

voluntariamente y ninguno tenía algún problema médico en el momento del estudio. Se les informó de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos involucrados en el estudio, y se obtuvo el consentimiento por escrito antes de iniciarlo. El protocolo de evaluación fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad y fue diseñado de acuerdo a las consignas de la Conferencia de Helsinki sobre investigación humana.

Diseño experimental

Para la realización de las pruebas los corredores acudieron al laboratorio 2 días diferentes, separados por al menos una semana. El primer día se llevó a cabo una valoración antropométrica y un test incremental de consumo máximo de oxígeno. El segundo día, un test submáximo de economía de carrera a diferentes velocidades. Las valoraciones se realizaron a la misma hora del día (entre las 10:00 a.m. y 13:00 p.m.), bajo las mismas condiciones medioambientales (~ 800 m de altitud, 20-25°C de temperatura, 20-35% de humedad relativa). Durante estos días se les recomendó una correcta ingesta de carbohidratos e hidratación (Lucia et al., 2006), y en las pruebas los corredores pudieron beber agua libremente para evitar la deshidratación. En ambos días se realizó un calentamiento estandarizado de 10 min de carrera continua a 10-12 km·h⁻¹ en tapiz rodante, seguido de 5 min de estiramientos y movilidad articular. Los corredores utilizaron el mismo tipo de zapatillas durante todas las pruebas (250-300 gr de peso en cada pie) para evitar la influencia de esta variable en la economía de carrera (Franz et al., 2012).

Las pruebas de carrera se realizaron en tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar, HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Alemania) con un 1% de inclinación para simular el gasto energético debido a la resistencia del aire (Jones y Doust, 1996). Se colocaron dos ventiladores, uno enfrente y otro en un lateral del tapiz rodante, a ~ 50-100 cm del corredor, con el objetivo de refrigerarlo durante las pruebas (Lucia et al., 2006). En ambas pruebas de carrera, el intercambio de gases (Medisoft Ergocard, Medisoft Group, Sorinnes, Bélgica) y la frecuencia cardiaca (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) fueron registrados continuamente durante los test. Los parámetros espacio-temporales de la carrera (tiempo de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) también fueron registrados mediante una plataforma láser (SportJump System PRO, DSD Inc., León, España) instalada en un tapiz rodante, conectada a un software específico (Sport-Bio-Running®, DSD Inc., León, España) y

validada anteriormente (Ogueta-Alday et al., 2013). El tiempo de registro de los parámetros espacio-temporales de la carrera fue de 20 s, para registrar al menos 32-64 zancadas consecutivas, necesarias para reducir el efecto de la variabilidad intraindividual de zancada (Belli et al., 1995). El patrón de pisada de los corredores se determinó utilizando una cámara de vídeo de alta velocidad (Casio Exilim Pro EX-F1, CASIO Europe GMBH, Norderstedt, Alemania) colocada en el lateral derecho del tapiz rodante (~ 1 m), perpendicular al plano sagital a una altura de 40 cm. Todos los corredores fueron analizados por el mismo observador, quien identificó el patrón de pisada de cada corredor a su velocidad específica de carrera. Esta velocidad fue calculada teniendo en cuenta el tiempo requerido para completar la media maratón (e.g. 18 km·h⁻¹ para un corredor con un tiempo de 1:10:00 hh:mm:ss). Debido al bajo porcentaje de corredores de planta entera y antepié en las carreras de larga distancia, la mayoría de los estudios los clasifican dentro de la misma categoría (Hasegawa et al., 2007; Larson et al., 2011; Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014). Así, en este estudio los corredores fueron clasificados en 2 grupos: talonadores vs planta entera/antepié.

Valoración antropométrica. Se registraron peso y talla, obteniendo a partir de ellos el índice de masa corporal. Se registraron 6 pliegues cutáneos (tricipital, subescapular, suprailíaco, abdominal, medial del muslo y medial de la pierna) utilizando el material convencional (HSB-BI, British Indicators LTD, West Sussex, Reino Unido). También se obtuvieron los perímetros máximos del muslo y pierna, y mínimo de tobillo (Holtain LTD; Crymych, Reino Unido), así como la altura trocantérea y la longitud de la pierna (desde la cabeza del peroné hasta el suelo) (Harpender anthropometer, CMS instruments, London, Reino Unido). Todas las medidas antropométricas se realizaron por el mismo investigador, siguiendo las consideraciones del Grupo Español de Cinenantropometría (Alvero et al., 2009; Esparza, 1993), y son similares a las registradas en estudios previos sobre corredores de fondo (Lucia et al., 2006; Ogueta-Alday et al., 2014).

Test incremental de consumo máximo de oxígeno. El test comenzaba a 6 km·h⁻¹, con un incremento gradual de la velocidad de carrera de 1 km·h⁻¹ cada minuto hasta el agotamiento. Fueron aceptados como VO_{2max} y frecuencia cardiaca máxima los valores más altos obtenidos durante 30 s antes de la extenuación (Fletcher et al., 2009). Los umbrales aeróbico y anaeróbico fueron determinados de acuerdo al criterio de Davis (1985). Los parámetros biomecánicos fueron registrados en los últimos 20 s de cada

estadio de velocidad, a partir de los $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (cuando empezaba a haber fase de vuelo en la carrera) y hasta la máxima velocidad alcanzada.

Test submáximo de economía de carrera. Los sujetos corrieron a $11, 13$ y $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ durante 6 min , con descansos completos de 5 min entre cada velocidad. El VO_2 y la frecuencia cardíaca fueron registrados continuamente durante el todo el test, aunque para el análisis de datos solo se tuvieron en cuenta los 3 últimos minutos de cada estadio (Lucia et al., 2006). La economía de carrera fue determinada como el VO_2 para correr a una determinada velocidad, y se expresó en $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$ y $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-0.75}\cdot\text{km}^{-1}$ cogiendo el mejor valor de economía de carrera que estuviese expresado entre el $60\text{-}90\%$ del $\text{VO}_{2\text{max}}$ (Helgerud et al., 2010). Además, también se obtuvo el ratio entre la máxima energía disponible y la energía gastada para desplazar la masa corporal ($\text{VO}_{2\text{max}}\cdot\text{EC}^{-1}$ en $\text{min}\cdot\text{m}^{-1}$) (Støren et al., 2011). Los parámetros biomecánicos fueron registrados durante un mínimo de 20 s durante el minuto 5 de cada velocidad.

Análisis estadístico

Los resultados son expresados como $\text{media} \pm \text{DE}$. Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para confirmar una distribución normal de los resultados. Se utilizó un análisis de la varianza de una vía (ANOVA) para analizar las diferencias entre los 4 grupos de corredores. Adicionalmente, un análisis multivariable de la varianza (MANOVA) fue utilizado para analizar las diferencias entre los 4 grupos de corredores en las variables biomecánicas, teniendo en cuenta el patrón de pisada (talonador y planta entera/antepié) y la velocidad de carrera donde estas variables fueron obtenidas (máxima, umbral anaeróbico y umbral aeróbico). Cuando se encontraba una F significativa, se aplicó el análisis post hoc de Newman-Keuls para analizar las diferencias entre medias. También se calculó el tamaño del efecto (ES) (d de Cohen). La magnitud de las diferencias se consideró trivial ($\text{ES} < 0.2$), pequeña ($0.2 \leq \text{ES} < 0.5$), moderada ($0.5 \leq \text{ES} < 0.8$) y grande ($\text{ES} \geq 0.8$). El test de Pearson fue utilizado para el cálculo de las correlaciones (r) entre variables. Se realizó un análisis de regresión múltiple (paso por paso) para determinar ecuaciones de predicción del rendimiento en media maratón a partir de las variables ligadas al entrenamiento, antropométricas, fisiológicas y biomecánicas. Además, se calculó una ecuación general teniendo en cuenta las variables más relevantes obtenidas en cada una de las ecuaciones previas. El software SPSS+ V.17.0

(SPSS Inc., Chicago, Illinois, Estados Unidos) se utilizó para el análisis estadístico, y valores de $p < 0.05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

5.3. RESULTADOS

La Tabla 1 muestra que la experiencia en el entrenamiento (ES= 1.62) y el volumen de entrenamiento semanal (ES= 1.65) tuvieron un efecto significativo ($p < 0.001$) en el nivel de rendimiento. Los corredores de mayor nivel mostraron menor masa (ES= 0.55, $p < 0.01$), índice de masa corporal (ES= 1.42, $p < 0.001$) y sumatorio de pliegues cutáneos (ES= 2.08, $p < 0.001$) que los de menor nivel. Todas estas variables se correlacionaron con el rendimiento ($p < 0.05$).

Tabla 5.1. Características y variables antropométricas (media \pm DE) de los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
Rendimiento (min)	66.0 \pm 2.3*†#	73.0 \pm 3.4†#	85.2 \pm 2.5#	96.0 \pm 3.2	---
Edad (años)	30.0 \pm 6.0	29.3 \pm 6.3	34.4 \pm 6.3	34.5 \pm 9.3	
Experiencia entrenamiento (años)	16.5 \pm 5.6*†#	11.0 \pm 3.7†#	4.5 \pm 3.3	3.6 \pm 4.2	-0.75
Volumen entrenamiento (km·sem⁻¹)	118.6 \pm 30.3*†#	85.8 \pm 23.3†#	51.7 \pm 21.3	43.3 \pm 15.4	-0.80
Masa (kg)	66.5 \pm 5.3†#	68.1 \pm 5.0†	73.0 \pm 5.6	73.0 \pm 8.9	0.45
Talla (cm)	176.4 \pm 5.0	179.7 \pm 4.1	177.0 \pm 6.2	173.9 \pm 6.8	
Índice de masa corporal (kg·m⁻²)	21.4 \pm 1.4†#	21.1 \pm 0.9†#	23.3 \pm 1.3	24.1 \pm 2.4	0.64
∑ de 6 pliegues (mm)	37.4 \pm 9.1†#	40.4 \pm 6.3†#	58.6 \pm 13.8#	70.3 \pm 15.9	0.78
Perímetro máximo de muslo (cm)	50.6 \pm 4.1	50.3 \pm 1.8	51.7 \pm 2.2	51.6 \pm 3.9	
Perímetro máximo de pierna (cm)	36.5 \pm 1.2	36.6 \pm 1.8	37.2 \pm 1.8	37.0 \pm 2.1	
Perímetro mínimo de tobillo (cm)	21.4 \pm 0.9	22.0 \pm 1.2	22.6 \pm 1.1	22.8 \pm 2.0	
Altura trocánterea (cm)	89.3 \pm 3.0	91.5 \pm 3.3	90.2 \pm 5.1	88.9 \pm 4.9	
Longitud pierna (cm)	43.8 \pm 1.4	45.3 \pm 1.6	45.3 \pm 4.3	44.4 \pm 2.4	

Rendimiento, tiempo (min) en completar la media maratón. G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en media maratón ($< 1:10:00$, $< 1:20:00$, $< 1:30:00$ y $\geq 1:30:00$ hh:mm:ss, respectivamente). ∑ de 6 pliegues, sumatorio de 6 pliegues cutáneos. Diferencias significativas con el Grupo 2 (*), Grupo 3 (†), y Grupo 4 (#). r, correlación significativa ($p < 0.05$).

La Tabla 2 muestra un efecto significativo ($p < 0.001$) del nivel de rendimiento en el VO_{2max} expresado en $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ (ES= 1.31) y $ml \cdot kg^{-0.75} \cdot min^{-1}$ (ES= 1.24), velocidad máxima (ES= 3.27) y velocidad en el umbral aeróbico (ES= 1.80) y anaeróbico (ES= 3.16). Además, se observó un efecto significativo ($p < 0.01$) del nivel de rendimiento en la economía de carrera, expresada en $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ (ES= 1.06) y $ml \cdot kg^{-0.75} \cdot km^{-1}$ (ES= 1.12), así como en el coeficiente $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$ (ES= 2.07). Las correlaciones con el rendimiento fueron mayores en las variables en las que existieron mayores diferencias entre grupos.

Tabla 5.2. Variables fisiológicas (media \pm DE) obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	69.2 \pm 5.0*†#	64.4 \pm 5.7†#	56.9 \pm 4.5	55.9 \pm 6.2	-0.76
VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-0.75} \cdot min^{-1}$)	197.4 \pm 13.8*†#	184.9 \pm 14.1†#	166.1 \pm 13.2	163.1 \pm 16.0	-0.67
FC_{max} (ppm)	186 \pm 6	185 \pm 7	186 \pm 9	186 \pm 11	
Velocidad máxima ($km \cdot h^{-1}$)	22.1 \pm 0.8*†#	20.6 \pm 1.0†#	18.8 \pm 0.4#	17.4 \pm 0.9	-0.92
RCT - % VO_{2max}	87.8 \pm 4.8	90.2 \pm 3.7	87.6 \pm 5.0	84.4 \pm 5.3	-0.34
RCT - velocidad ($km \cdot h^{-1}$)	18.6 \pm 1.2*†#	17.4 \pm 1.2†#	15.5 \pm 0.8#	13.8 \pm 1.1	-0.92
VT - % VO_{2max}	58.9 \pm 4.5	61.1 \pm 7.1	59.7 \pm 6.4	62.7 \pm 7.4	
VT - velocidad ($km \cdot h^{-1}$)	12.7 \pm 1.2*†#	11.8 \pm 1.3†#	10.2 \pm 0.5	9.8 \pm 1.3	-0.76
EC ($ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$)	196.1 \pm 18.8#	205.5 \pm 12.1	205.2 \pm 12.9	219.5 \pm 18.4	0.39
EC ($ml \cdot kg^{-0.75} \cdot km^{-1}$)	559.7 \pm 55.1#	590.0 \pm 35.6	600.0 \pm 41.8	640.4 \pm 52.8	0.50
$VO_{2max} \cdot EC^{-1}$ ($min \cdot m^{-1}$)	351.6 \pm 45.0*†#	305.3 \pm 24.0†#	272.8 \pm 14.8	254.4 \pm 17.0	-0.82

G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón (< 1:10:00, < 1:20:00, < 1:30:00 y \geq 1:30:00 hh:mm:ss, respectivamente). VO_{2max} , consumo máximo de oxígeno. FC_{max} , frecuencia cardiaca máxima. RCT, umbral anaeróbico ventilatorio. VT, umbral aeróbico ventilatorio. EC, economía de carrera. $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$, consumo máximo de oxígeno entre economía de carrera. Diferencias significativas con el Grupo 2 (*), Grupo 3 (†), y Grupo 4 (#). r , correlación significativa ($p < 0.05$).

La Figura 5.1 muestra que el nivel de rendimiento tuvo un efecto moderado en la distribución de patrones de pisada entre grupos ($ES= 0.72$, $p<0.01$). El porcentaje de corredores de planta entera/antepié fue mayor en el Grupo 1 en comparación con los Grupos 2, 3 y 4 (73, 31, 15 y 9%, respectivamente).

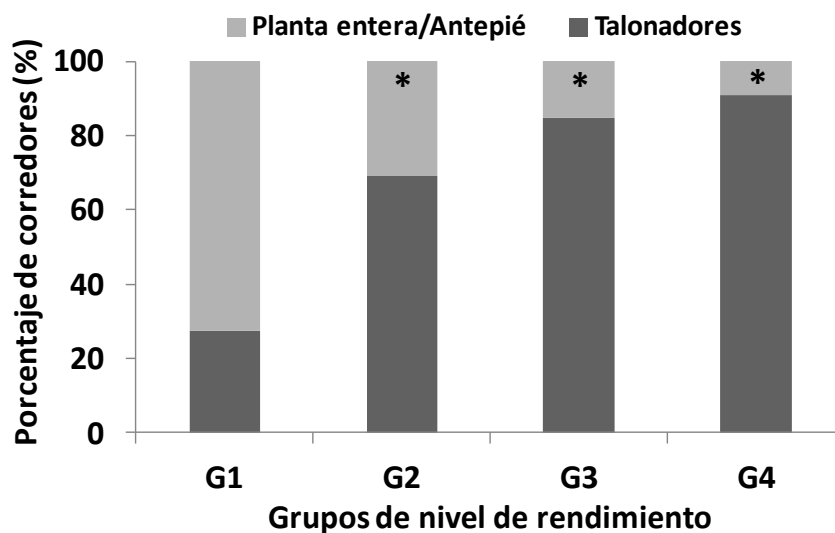


Figura 5.1. Porcentaje de corredores talonadores y de planta entera/antepié en cada grupo de corredores. G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón ($< 1:10:00$, $< 1:20:00$, $< 1:30:00$ y $\geq 1:30:00$ hh:mm:ss, respectivamente).*, Diferencias significativas con el Grupo 1.

En la Tabla 5.3 se puede observar que, durante el test incremental, hay diferencias significativas en el tiempo de contacto y la amplitud de zancada ($p<0.01$), pero no en la frecuencia de zancada (ANOVA). Estas diferencias desaparecen al tener en cuenta el patrón de pisada y la velocidad de carrera donde fueron obtenidas (MANOVA). Durante el test submáximo, no se observaron diferencias entre grupos en la frecuencia y amplitud de zancada, pero el tiempo de contacto fue menor ($p<0.01$) a las 3 velocidades de carrera (11, 13 y $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) en los corredores de mayor nivel ($ES= 0.72$, 0.74 y 0.88 , respectivamente) (ANOVA). Estas diferencias también desaparecieron al tener en cuenta el patrón de pisada (MANOVA). Se obtuvieron correlaciones significativas ($p<0.05$) entre el rendimiento en la media maratón y el tiempo de contacto ($r \geq 0.50$), la amplitud de zancada ($r \leq -0.62$) y la frecuencia de zancada ($r \leq -0.38$).

Tabla 5.3. Variables biomecánicas (media \pm DE) obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
Mínimo tiempo contacto (ms)	177 \pm 15*†#	193 \pm 17†#	215 \pm 17	222 \pm 14	0.76
Máxima frecuencia zancada (Hz)	3.20 \pm 0.08	3.13 \pm 0.11	3.18 \pm 0.14	3.16 \pm 0.27	
Máxima amplitud zancada (m)	1.86 \pm 0.09*†#	1.80 \pm 0.12†#	1.61 \pm 0.13	1.54 \pm 0.16	-0.73
RCT					
Tiempo contacto (ms)	198 \pm 23*†#	219 \pm 19†#	241 \pm 19#	260 \pm 19	0.82
Frecuencia zancada (Hz)	3.03 \pm 0.12	2.96 \pm 0.13	2.98 \pm 0.15	2.88 \pm 0.17	-0.38
Amplitud zancada (m)	1.66 \pm 0.09*†#	1.58 \pm 0.11†#	1.42 \pm 0.09#	1.29 \pm 0.10	-0.87
VT					
Tiempo contacto (ms)	246 \pm 22*†#	282 \pm 34†#	304 \pm 21	313 \pm 33	0.66
Frecuencia zancada (Hz)	2.79 \pm 0.08	2.77 \pm 0.14	2.71 \pm 0.11	2.66 \pm 0.11	-0.43
Amplitud zancada (m)	1.22 \pm 0.09*†#	1.13 \pm 0.12†#	1.03 \pm 0.06	1.05 \pm 0.08	-0.62
11 km·h⁻¹					
Tiempo contacto (ms)	258 \pm 19*†#	279 \pm 19	290 \pm 20	295 \pm 26	0.53
13 km·h⁻¹					
Tiempo contacto (ms)	236 \pm 16*†#	253 \pm 19	264 \pm 16	263 \pm 11	0.51
15 km·h⁻¹					
Tiempo contacto (ms)	219 \pm 16*†#	233 \pm 16	242 \pm 15	242 \pm 11	0.50

G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón (< 1:10:00, < 1:20:00, < 1:30:00 y \geq 1:30:00 hh:mm:ss, respectivamente). RCT, umbral anaeróbico; VT, umbral aeróbico. Diferencias significativas con el Grupo 2 (*), Grupo 3 (†), y Grupo 4 (#). r, correlación significativa (p<0.05).

El análisis de regresión múltiple determinó que el rendimiento en media maratón puede predecirse a partir de variables ligadas al entrenamiento y antropométricas (Ecuación 1), fisiológicas (Ecuación 2) y biomecánicas (Ecuación 3) al 90.3, 94.9 y 93.7%, respectivamente. Una ecuación general (Ecuación 4) podría predecir el rendimiento al 96.2%.

(1) Tiempo (min) = 56.83 – 0.11 volumen de entrenamiento semanal (km) – 0.46 experiencia en el entrenamiento (años) + 1.19 índice de masa corporal (kg·m⁻²) + 0.16 sumatorio de 6 pliegues cutáneos (mm)

(2) Tiempo (min) = 180.86 – 2.81 velocidad máxima (km·h⁻¹) – 2.77 RCT velocidad (km·h⁻¹)

(3) Tiempo (min) = 271.90 – 33.38 RCT frecuencia de zancada (Hz) – 28.38 RCT amplitud de de zancada (m) – 29.80 máxima amplitud de zancada (m)

(4) Tiempo (min) = 169.54 – 2.51 velocidad máxima ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) – 2.25 RCT velocidad ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) – 0.37 experiencia en el entrenamiento (años)

5.4. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue encontrar relación entre el rendimiento en media maratón y algunas variables biomecánicas como el patrón de pisada, en un grupo amplio ($n= 48$) de corredores caucásicos de diferente nivel (de 1:02:40 a 1:40:42 hh:mm:ss). Sin embargo, las variables biomecánicas espacio-temporales (tiempos de contacto y vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) no se mostraron sensibles al nivel de rendimiento. Además, se ha confirmado la importancia de las variables ligadas al entrenamiento, antropométricas y fisiológicas en la consecución de un buen rendimiento en este tipo de carreras.

El mayor porcentaje de corredores de planta entera/antepié se observó en el mejor grupo de corredores ($\sim 73\%$) respecto a los otros grupos ($\sim 9\text{-}31\%$) (Figura 5.1). Esto está en línea con estudios previos que compararon los primeros y últimos clasificados de una media maratón y maratón (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013). Parece claro que los corredores de mayor nivel tienden a utilizar más un patrón de pisada de planta entera/antepié. Esto les permite tener un 10% menos de tiempo de apoyo que los corredores talonadores a la misma velocidad de carrera (Di Michele y Merni, 2014; Gruber et al., 2013; Hasegawa et al., 2007; Hayes y Caplan, 2012; Ogueta-Alday et al., 2010 y 2011), esencial para alcanzar altas velocidades de carrera ($> 20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) durante entrenamientos y competición (Hayes y Caplan, 2012; Ogueta-Alday et al., 2014). Las Tablas 5.2 y 5.3 muestran que la velocidad de carrera máxima en los Grupos 1 y 2 fue mayor a $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ y el tiempo de contacto menor de 200 ms. Las diferencias respecto a los Grupos 3 y 4 fueron mayores en el tiempo de contacto ($> 10\%$) que en la velocidad de carrera ($< 10\%$). Esto confirma la importancia del patrón de pisada para obtener bajos tiempos de contacto.

Las diferencias biomecánicas entre grupos y las correlaciones con el rendimiento durante el test incremental parecen lógicas (Tabla 5.3). Todas estas variables (tiempo de contacto, frecuencia y amplitud de de zancada) son dependientes de la velocidad de

carrera, y el tiempo de contacto a su vez también es dependiente del patrón de pisada (Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014). De hecho, el incremento de velocidad en $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ supone un aumento de $\sim 0.284 \text{ m}$ en amplitud de zancada, $\sim 0.123 \text{ Hz}$ en frecuencia de zancada y una disminución de $\sim 20 \text{ ms}$ en el tiempo de contacto, independientemente del patrón de pisada (Ogueta-Alday et al., 2014). Cuando la velocidad de carrera fue controlada (test submáximo), las diferencias en frecuencia y amplitud de zancada desaparecieron, coincidiendo con estudios previos que no observaron ninguna diferencia (Ogueta-Alday et al., 2013 y 2014). Adicionalmente, cuando el patrón de pisada y la velocidad de carrera fueron considerados como covariables (test incremental), las diferencias en las variables espacio-temporales desaparecieron. De este modo, desde nuestro punto de vista, la asociación entre un escaso tiempo de contacto y un mejor rendimiento en carreras de larga distancia no está clara. Algunos estudios que lo han sugerido, no controlaron el patrón de pisada y/o la velocidad de carrera (Hasegawa et al., 2007; Paavolainen et al., 1999). Considerando los resultados de este estudio, podemos afirmar que corriendo a la misma velocidad absoluta de carrera, y teniendo en cuenta el patrón de pisada de los corredores, no existen diferencias en el tiempo de contacto, frecuencia y amplitud de zancada entre corredores de diferente nivel de rendimiento.

A similar intensidad relativa de esfuerzo (i.e. umbral aeróbico y anaeróbico, y velocidad máxima), y por lo tanto a diferente velocidad de carrera, la amplitud de zancada fue sensible al nivel de rendimiento (Tabla 5.3). Se ha observado que esta variables determina el incremento de velocidad durante la carrera de resistencia, más que la frecuencia de zancada (Bramble y Lieberman, 2004). Entre 10 y $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ la amplitud de zancada aumenta $\sim 75\%$, mientras que la frecuencia lo hace en tan solo un 13% (Bramble y Lieberman, 2004; Ogueta-Alday et al., 2014). Algunos estudios han observado una disminución de la amplitud de zancada en gente de edad más avanzada, lo que puede ser debido a una pérdida de fuerza con el paso de los años (Piacentini et al., 2013). De igual manera, se ha establecido una fuerte correlación entre el entrenamiento de fuerza y las mejoras en el rendimiento de las carreras de larga distancia (Taipale et al., 2013). Sin embargo, hasta donde llega nuestro conocimiento, ningún estudio ha analizado los efectos de los programas de entrenamiento de fuerza en las variables espacio-temporales de la carrera, lo que puede constituir un objetivo de futuro.

Por el contrario, la frecuencia de zancada no fue diferente entre grupos a la misma velocidad absoluta de carrera (test submáximo) o a la misma intensidad relativa de

esfuerzo (i.e. umbral aeróbico y anaeróbico, y velocidad máxima) (Tabla 5.3). No obstante, se obtuvieron correlaciones significativas con el rendimiento, observando frecuencias de zancada más elevadas en los corredores de mayor nivel, cercanas a los 3 Hz en el umbral anaeróbico. Se ha demostrado que esta frecuencia de zancada (3 Hz o 180 zancadas·min⁻¹) es óptima en términos de requerimientos energéticos (Hunter y Smith, 2007) y parece estar en consonancia con otras frecuencias del ser humano como la frecuencia cardíaca o la actividad cortical (Schneider et al., 2010). Como se ha descrito previamente (de Ruiter et al., 2014), es posible que los corredores de menor nivel seleccionen frecuencias de zancada más bajas a la misma intensidad relativa de esfuerzo. Bajo estas circunstancias, se deben evitar frecuencias de zancada bajas para disminuir el riesgo de lesión (Heiderscheit et al., 2011). En el presente estudio, no observamos diferencias entre grupos de corredores, posiblemente porque todos fueron atletas entrenados.

Se obtuvo una fuerte correlación entre el nivel de rendimiento y las variables ligadas al entrenamiento, como los años de experiencia o el volumen de entrenamiento semanal (Tabla 5.1). Esto coincide con resultados de estudios previos que han confirmado que la excelencia en deporte de larga distancia se obtiene por la combinación de una buena base genética y la influencia de factores ambientales (sociodemográficos) y relacionados con el entrenamiento (teoría de la práctica deliberada) (Tucker y Collins, 2012). Los corredores de mayor nivel fueron de menor masa, índice de masa corporal y sumatorio de 6 pliegues cutáneos (Tabla 5.1), en línea con resultados previos (Hagan et al., 1987; Knechtle et al., 2009; Zillman et al., 2013). Por el contrario, no se observaron diferencias entre grupos ni correlaciones con el rendimiento en ninguna de las variables lineales analizadas (talla, longitud y perímetros de las piernas). Esto coincide con estudios que no encontraron influencia de la talla (Hagan et al., 1987; Knechtle et al., 2009), longitud de pierna (Zillman et al., 2013) o perímetros (Knechtle et al., 2009) en el rendimiento. Es posible que los estudios que han mostrado diferencias entre estas variables (Larsen et al., 2004; Lucía et al., 2006) sea porque han analizado corredores de diferentes razas (e.g. caucásicos vs africanos). Todos los corredores del presente estudio fueron de origen caucásicos, por lo que el efecto de estas variables antropométricas en el rendimiento fue claramente discriminado.

Como era de esperar, el VO_{2max}, velocidad máxima, velocidad en el umbral aeróbico y anaeróbico y la economía de carrera se relacionaron con el rendimiento en media

maratón (Tabla 5.2). Estos resultados coinciden con hallazgos previos (Basset y Howley, 2000; Helgerud et al., 2010; Paavolainen et al., 1999; Tartaruga et al., 2012). Es de destacar la débil correlación entre el rendimiento y la economía de carrera ($r \leq 0.50$), coincidiendo con estudios previos, los cuales no vieron ninguna influencia de esta variable (Støren et al., 2011). La razón de esta débil correlación puede deberse a: 1- el hecho de que la economía de carrera es dependiente de lo entrenado que se esté (Basset y Howley, 2000), y los corredores de este estudio estaban altamente entrenados, 2- el mayor porcentaje de corredores de planta entera/antepié en los corredores de mayor nivel (Figura 5.1), cuando los corredores talonadores son más económicos (Gruber et al., 2013; Ogueta-Alday et al., 2014). Hay que remarcar que las correlaciones entre el nivel de rendimiento y las variables que indican velocidad (velocidad en el umbral aeróbico y anaeróbico, y velocidad máxima) fueron más fuertes que con las variables que indican parámetros fisiológicos (e.g. VO_{2max}). Esto está en línea con estudios previos (Paavolainen et al., 1999). Asimismo, el coeficiente $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$ (Støren et al., 2011), que en si es un valor de velocidad ($\text{min} \cdot \text{m}^{-1}$), se correlacionó también intensamente con el rendimiento en media maratón.

5.5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

En conclusión, el presente estudio demostró la relevancia de algunas variables biomecánicas como el patrón de pisada con el rendimiento en media maratón. Además, también se relacionaron con variables ligadas al entrenamiento (i.e. años de experiencia y volumen de entrenamiento semanal), antropométricas (i.e. masa, índice de masa corporal y sumatorio de 6 pliegues cutáneos) y fisiológicas (i.e. VO_{2max} , umbrales y economía de carrera). El patrón de pisada es importante para alcanzar altas velocidades de carrera durante el entrenamiento y competición (por encima de $\sim 20 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$). Un corredor talonador presenta un 10% más de tiempo de contacto que el suelo y esto le puede limitar tanto la amplitud de zancada como la velocidad máxima de carrera. Sin embargo, cuando el patrón de pisada y la velocidad de carrera fueron controlados, no existieron diferencias en el tiempo de contacto, frecuencia y amplitud de zancada en corredores de diferente nivel de rendimiento. En el presente estudio, se observa una pequeña tendencia de los corredores de mayor nivel a escoger frecuencias de zancada más elevadas a la misma intensidad relativa de esfuerzo. No obstante, esto podría estar

más relacionado con la minimización del riesgo de lesión que con el rendimiento. Futuros estudios deberían analizar los efectos de diferentes programas de entrenamiento en las variables espacio-temporales de la carrera.

Por otro lado, el análisis de los datos nos permitió determinar las variables más relevantes para la obtención de un óptimo rendimiento en media maratón. Se obtuvieron unas ecuaciones, que constituyen una herramienta sencilla para entrenadores y atletas, no sólo para predecir su rendimiento en media maratón sino para programar ritmos específicos de entrenamiento. Tan sólo es necesario registrar una serie de variables ligadas al entrenamiento y antropométricas, fisiológicas o biomecánicas durante un test de carrera incremental. La combinación de algunas de éstas puede predecir el rendimiento entre el 90-96%. Esto nos da una idea también de los aspectos a los que hay que prestar mayor atención durante el proceso de entrenamiento.

6. CONCLUSIONES, APLICACIONES PRÁCTICAS Y LÍNEAS DE FUTURO

Ha sido diseñado un nuevo método para registrar las variables biomecánicas espacio-temporales durante la carrera en tapiz rodante (tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada). Este método es una adaptación de un sistema para medir el salto vertical (i.e. SportJump System Pro), al que se le ha añadido un software específico (i.e. Sport-Bio-Running).

El nuevo método es sencillo de utilizar y bastante consistente, permitiendo obtener un registro ilimitado de las variables espacio-temporales con ambos pies durante pruebas de carácter incremental o submáximo. Futuros trabajos deberían intentar sincronizar el software Sport-Bio-Running con un sistema de vídeo, para identificar el primer pie de contacto con el tapiz al inicio del registro (derecha o izquierda), y así poder llevar a cabo estudios sobre simetría/asimetría espacio-temporal durante la carrera.

El nuevo método ha demostrado ser válido al compararlo con otros métodos de referencia, habiéndose efectuado las correcciones oportunas para que los resultados sean intercambiables con cualquier otro dispositivo. Resulta de vital importancia, de cara a su instalación en otros tapices rodantes de distintas características al utilizado en el presente trabajo, que los haces de luz láser se encuentren a una altura inferior a 1 cm respecto a la cinta rodante.

La fiabilidad del nuevo método es muy alta, lo que permitirá detectar pequeñas diferencias entre corredores, y valorar la influencia de programas de entrenamiento específicos en las variables espacio-temporales de la carrera.

El nuevo método ha sido aplicado para analizar las diferencias biomecánicas entre corredores con distinto patrón de pisada (talonadores vs planta entera/antepié), observándose que el patrón de pisada no tuvo influencia en la frecuencia y amplitud de zancada, pero sí en el tiempo de contacto, que fue ~ 10% mayor en los corredores talonadores (y consecuentemente presentaron un menor tiempo de vuelo), justificando que tuvieran mayor economía de carrera a velocidades submáximas.

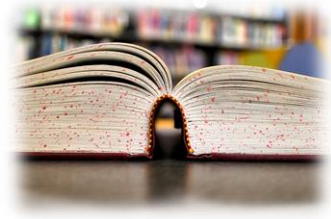
Futuros estudios deberían analizar si existe alguna correspondencia entre el tiempo de vuelo registrado mediante este sistema y la oscilación vertical del centro de gravedad durante la carrera. Igualmente, los estudios que analicen la economía de carrera deben tener en cuenta la distribución de corredores talonadores y de planta entera/antepié de los grupos analizados.

El nuevo método también ha sido aplicado para analizar posibles asociaciones entre las variables biomecánicas de la carrera y el rendimiento. Sólo el patrón de pisada ha mostrado tener influencia en el nivel de rendimiento, con un mayor porcentaje de corredores de planta entera/antepié en los corredores de más nivel. Cuando el patrón de pisada y la velocidad de carrera son tenidos en cuenta, las variables espacio-temporales de la carrera no son sensibles al nivel de rendimiento. Futuros trabajos deben analizar si diferentes programas de entrenamiento pueden provocar cambios en las variables espacio-temporales de la carrera, de forma paralela o no al aumento de rendimiento.

El análisis multifactorial ha mostrado que determinadas variables ligadas al entrenamiento (i.e. años de experiencia y volumen de entrenamiento semanal), antropométricas (i.e. masa, índice de masa corporal y sumatorio de 6 pliegues cutáneos) y fisiológicas (i.e. VO_{2max} , umbrales y economía de carrera) se asocian con un buen rendimiento en media maratón. Sin embargo, otras variables como la talla, la longitud y los perímetros de las piernas no han sido determinantes, lo cual podría deberse a que algunas de ellas dependan de la raza de los corredores analizados (e.g. caucásicos vs africanos). Futuros trabajos deben aclarar esta cuestión.

En la presente Tesis Doctoral se ha observado una tendencia de los corredores de mayor nivel a escoger frecuencias de zancada más elevadas a la misma intensidad relativa de esfuerzo. Esto podría ser una adaptación para minimizar el riesgo de lesión, disminuyendo el impacto durante la carrera al aumentar la frecuencia de zancada. Futuros trabajos podrían adaptar este nuevo método para ofrecer “*biofeedback*” a los corredores sobre su frecuencia de zancada y utilizarla como estrategia para aumentarla.

7. BIBLIOGRAFÍA



-
- Abe D, Fukuoka Y, Muraki S, Yasukouchi A, Sakaguchi Y, Niihata S. Effects of load and gradient on energy cost of running. *J Physiol Anthropol* 30 (4): 153-160, 2011.
 - Altman AR, Davis IS. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Curr Sports Med Rep* 11 (5): 244-250, 2012.
 - Alvero JR, Cabañas MD, Herrero de Lucas A, Martínez L, Moreno C, Porta J, Sillero M, Sirvent JE. Protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo. Documento de consenso del Grupo Español de Cineantropometría de la Federación Española de Medicina del Deporte. *Arch Med Deporte* 26 (131): 166-179, 2009.
 - Andersen JC. Stretching before and after exercise: effect on muscle soreness and injury risk. *J Athl Train* 40 (3): 218-220, 2005.
 - Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Stafilidis S, Bruggemann GP. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol* 209 (Pt 17): 3345-3357, 2006.
 - Ardigò LP, Lafortuna C, Minetti AE, Mognoni P, Saibene F. Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiol Scand* 155 (1): 17-22, 1995.
 - Arrese AL, Ostáriz ES. Skinfold thicknesses associated with distance running performance in highly trained runners. *J Sports Sci* 24 (1): 69-76, 2006.
 - Barnes KR, Mcguigan MR, Kilding AE. Lower-body determinants of running economy in male and female distance runners. *J Strength Cond Res* 28 (5): 1289-1297, 2014.
 - Basset DR, Howley, ET. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 32 (1): 70-84, 2000.
 - Beattie K, Kenny IC, Lyons M, Carson BP. The effect of strength training on performance in endurance athletes. *Sports Med* 44 (6): 845-865, 2014. Belli A,

- Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70 (6): 510-517, 1995.
- Berg K. Endurance training and performance in runners: research limitations and unanswered questions. *Sports Med* 33 (1): 59-73, 2003.
 - Bernard T, Vercruyssen F, Grego F, Hausswirth C, Lepers R, Vallier JM, Brisswalter J. Effect of cycling cadence on subsequent 3 km running performance in well trained triathletes. *Br J Sports Med* 37 (2): 154-158, 2003.
 - Berryman N, Maurel D, Bosquet L. Effect of plyometric vs. dynamic weight training on the energy cost of running. *J Strength Cond Res* 24 (7): 1818-1825, 2010.
 - Bertelsen ML, Jensen JF, Nielsen MH, Nielsen RO, Rasmussen S. Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait Posture* 38 (2): 354-356, 2013.
 - Billat VL, Demarle A, Slawinski J, Paiva M, Koralsztejn JP. Physical and training characteristics of top-class marathon runners. *Med Sci Sports Exer* 33 (12): 2089-2097, 2001.
 - Birrer D, Morgan G. Psychological skills training as a way to enhance an athlete's performance in high-intensity sports. *Scand J Med Sci Sports* 20 (Suppl 2): 78-87, 2010.
 - Blanchfield AW, Hardy J, DE Morree HM, Staiano W, Marcora SM. Talking Yourself Out of Exhaustion: The Effects of Self-talk on Endurance Performance. *Med Sci Sports Exec* 46 (5): 998-1007, 2014.
 - Bonacci J, Chapman A, Blanch P, Vicenzino B. Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. *Sports Med* 39 (11): 903-911, 2009.
 - Bosquet L, Berryman N, Dupuy O. A comparison of 2 optical timing systems designed to measure flight time and contact time during jumping and hopping. *J Strength Cond Res* 23 (9): 2660-2665, 2009.

- Bosquet L, Leger L, Legros P. Methods to determine aerobic endurance. *Sports Med* 32 (11): 675-700, 2002.
- Bouchard C. *Body composition, energy balance, and weight control*. En McArdle WD, Katch FL, Katch VL (Coord). *Exercise Physiology: Nutrition, Energy and Human Performance*. Baltimore Maryland, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 752-793, 2010.
- Brage S, Wedderkopp N, Franks PW, Andersen LB, Froberg K. Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running. *Med Sci Sports Exerc* 35 (8): 1447-1454, 2003.
- Bramble DM, Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* 432 (7015): 345-352, 2004.
- Brownley KA, McMurray RG, Hackney AC. Effects of music on physiological and affective responses to graded treadmill exercise in trained and untrained runners. *Int J Psychophysiol* 19 (3): 193-201, 1995.
- Burtscher M, Gatterer H, Faulhaber M, Gerstgrasser W, Schenk K. Effects of intermittent hypoxia on running economy. *Int J Sports Med* 31 (9): 644-650, 2010.
- Caird SJ, McKenzie AD, Sleivert GG. Biofeedback and relaxation techniques improves running economy in sub-elite long distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 31 (5): 717-722, 1999.
- Caplan N, Rogers R, Parr M, Hayes, P. The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretch training on running mechanics. *J Strength Cond Res* 23 (4): 1175-1180, 2009.
- Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effect. *Med Sci Sports Exerc* 21 (4): 467-479, 1989.
- Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 13 (5): 397-406, 1980.
- Centro de Investigaciones Sociológicas. *Encuesta sobre hábitos deportivos en España 2010. Avance de resultados*. Madrid: Consejo Superior de Deportes, 2010.

- Chapman RF, Laymon AS, Wilhite DP, McKenzie JM, Tanner DA, Stager JM. Ground contact time as an indicator of metabolic cost in elite distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 44 (5): 917-925, 2012.
- Coyle EF. Physiological regulation of marathon performance. *Sport Med* 37 (4-5): 306-311, 2007.
- Craib MW, Mitchell VA, Fields KB. The association between flexibility and running economy in sub-elite male distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 28 (6): 737-743, 1996.
- Cronin JB, Templeton RL. Timing light height affects sprint times. *J Strength Cond Res* 22 (1): 318-320, 2008.
- Cunningham CB, Schilling N, Anders C, Carrier DR. The influence of foot posture on the cost of transport in humans. *J Exp Biol* 213 (5): 790-797, 2010.
- Daniels J, Daniels N. Running economy of elite male and elite female runners. *Med Sci Sports Exerc* 24 (4): 483-489, 1992.
- Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc* 44 (7): 1325-1334, 2012.
- Davis JA. Anaerobic threshold: a review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 17 (1): 6-21, 1985.
- De Paula Viveiros J, Amorim FT, Alves MN, Passos RL, Meyer F. Run performance of middle-aged and young adult runners in the heat. *Int J Sports Med* 33 (3): 211-217, 2012.
- de Ruiter CJ, Verdijk PW, Werker W, Zuidema MJ, de Hann A. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *Eur J Sport Sci* 14 (3): 251-258, 2014.
- De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33 (3): 269-278, 2000.

- Di Michele R, Merni F. The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J Sci Med Sport* 17 (4): 414-418, 2014.
- Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? *Int J Sports Med* 29 (6): 512-518, 2008.
- Dumke CL, Pfaffenroth CM, McBride JM, McCauley GO. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int J Sports Physiol Perform* 5 (2): 249-261, 2010.
- Edworthy J, Waring H. The effects of music tempo and loudness level on treadmill exercise. *Ergonomics* 49 (15): 1597-1610, 2006.
- El Helou N, Tafflet M, Berthelot G, Toalini J, Marc A, Guillaume M, Hauswirth C, Toussaint JF. Impact of environmental parameters on marathon running performance. *PLoS One* 7 (5): e37407, 2012.
- Ely MR, Cheuvront SN, Roberts WO, Montain SJ. Impact of weather on marathon-running performance. *Med Sci Sports Exerc* 39 (3): 487-493, 2007.
- Esparza, F. *Manual de cineantropometría*. Pamplona: Editorial FEMEDE, 1993.
- Esteve-Lanao J, Foster C, Seiler S, Lucia A. Impact of training intensity distribution on performance in endurance athletes. *J Strength Cond Res* 21 (3): 943-949, 2007.
- Esteve-Lanao J, San Juan AF, Earnest CP, Foster C, Lucia A. How do endurance runners actually train? Relationship with competition performance. *Med Sci Sports Exerc* 37 (3): 496-504, 2005.
- Farley CT, González O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 29 (2): 181-186, 1996.
- Ferrero JA, Fernández A. *Consumo de oxígeno: concepto, bases fisiológicas y aplicaciones*. En López Chicharro J, Fernández Vaquero A (Coord). *Fisiología del ejercicio*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 247-257, 2001.
- Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC. Prevention of running injuries. *Curr Sports Med Rep* 9 (3): 176-182, 2010.

- Fletcher G, Romanov N, Bartlett R. Pose® method technique improves running performance without economy changes. *International Journal of Sports Sciences and Coaching* 3 (3): 365-380, 2008.
- Fletcher JR, Esau SP, Macintosh BR. Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. *J Appl Physiol* 107 (6): 1918-1922, 2009.
- Foster C, Lucia A. Running economy: the forgotten factor in elite performance. *Sports Med* 37 (4-5): 316-319, 2007.
- Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Med Sci Sports Exerc* 44 (8): 1519-1525, 2012.
- García-López J. *Manifestación de las fuerzas aerodinámicas en diferentes deportes: ciclismo y atletismo*. En Izquierdo M (Coord). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 415-445, 2008.
- García-López J, Peleteiro J, Rodríguez-Marroyo JA, Morante JC, Herrero JA, Villa JG. The validation of a new method that measures contact and flight times during vertical jump. *Int J Sports Med* 26 (4): 294-302, 2005.
- Giandolini M, Horvais N, Farges Y, Samozino P, Morin JB. Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *Eur J Appl Physiol* 113(8): 2077-2090, 2013.
- Glatthorn JF, Gouge S, Nussbaumer S, Stauffacher S, Impellizzeri FM, Maffiuletti NA. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *J Strength Cond Res* 25 (2): 556-560, 2011.
- Goss DL, Lewek MD, Yu B, Gross MT. Accuracy of self-reported footstrike patterns and loading rates associated with traditional and minimalist running shoes. En *Conference of the American Society of Biomechanics* (36°, 2012, Gainesville, Florida, Estados Unidos), 2012.
- Gruber AH, Umberger BR, Braun B, Hamill J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot or forefoot strike patterns. *J Appl Physiol* 115 (2): 194-201, 2013.

-
- Guglielmo LG, Greco CC, Denadai BS. Effects of strength training on running economy. *Int J Sports Med* 30 (1): 27-32, 2009.
 - Gullstrand L, Nilsson J. A new method for recording the temporal pattern of stride during treadmill running. *Sports Eng* 11 (4): 195-200, 2009.
 - Hagan RD, Upton SJ, Duncan JJ, Gettman LR. Marathon performance in relation to maximal aerobic power and training indices in female distance runners. *Br J Sports Med* 21 (1): 3-7, 1987.
 - Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res* 26 (8): 2065-2070, 2012.
 - Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science* 14 (1): 45-60, 1995.
 - Hanson NJ, Berg K, Deka P, Meendering JR, Ryan C. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *Int J Sports Med* 32 (6): 401-406, 2011.
 - Hardy J, Gammage K, Hall C. A descriptive study of athlete self-talk. *The Sports Psychologist* 15: 306-318, 2001.
 - Hasegawa H, Yamauchi T, Kramer WJ. Foot strike patterns of runners at the 15 km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 21 (3): 888-893, 2007.
 - Hatala KG, Dingwall HL, Wunderlich RE, Richmond BG. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One* 8 (1): e52548, 2013.
 - Hauswirth C, Bigard AX, Berthelot M, Thomaidis M, Guezennec CY. Variability in energy cost of running at the end of a triathlon and a marathon. *Int J Sports Med* 17 (8): 572-579, 1996.
 - Hauswirth C, Bigard AX, Guezennec CY. Relationships between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and a marathon. *Int J Sports Med* 18 (5): 330-339, 1997.

- Hay JG. Cycle rate, length, and speed of progression in human locomotion. *J Appl Biomech* 18 (3): 257-270, 2002.
- Hayes P, Caplan N. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J Sports Sci* 30 (12): 1275-1283, 2012.
- Hayes PR, Walker A. Pre-exercise stretching does not impact upon running economy. *J Strength Cond Res* 21 (4): 1227-1232, 2007.
- Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc* 43 (2): 296-302, 2011.
- Helgerud J, Støren O, Hoff J. Are there differences in running economy at different velocities for well-trained distance runners? *Eur J Appl Physiol* 108 (6): 1099-1105, 2010.
- Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Sato T, Nakawaza K. Step frequency and lower extremity loading during running. *Int J Sports Med* 33 (4): 310-313, 2012.
- Hoffman MD. Anthropometric characteristics of ultramarathoners. *Int J Sports Med* 29 (10): 808-811, 2008.
- Hue O, Le Gallais D, Chollet D, Boussana A, Prefaut C. The influence of prior cycling on biomechanical and cardiorespiratory response profiles during running in triathletes. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 77 (1-2): 98-105, 1998.
- Humberstone-Gough CE, Saunders PU, Bonetti DL, Stephens S, Bullock N, Anson JM, Gore CJ. Comparison of live high: train low altitude and intermittent hypoxic exposure. *J Sports Sci Med* 12 (3): 394-401, 2013.
- Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: Changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 100 (6): 653-661, 2007.
- IAAF. International Association of the Athletics Federations. <http://www.iaaf.org/results?&subcats=WCH> [Consulta: 19/06/2014]

-
- IAAF. International Association of the Athletics Federations. Kipsang sets world record of 2:03:23 at Berlin marathon, 2013. <http://www.iaaf.org/news/report/wilson-kipsang-sets-world-record-of-20323-in> [Consulta: 20/05/2014]
 - Impellizzeri FM, Marcora SM, Castagna C, Reilly T, Sassi A, Iaia FM, Rampinini E. Physiological and performance effects of generic versus specific aerobic training in soccer players. *Int J Sports Med* 27 (6): 483-492, 2006.
 - Johnston RE, Quinn TJ, Kertzer R, Vroman NB. Strength training in female distance runners: impact on running economy. *J Strength Cond Res* 11 (4): 224-229, 1997.
 - Jones AM. Running economy is negatively related to sit-and-reach test performance in international-standard distance runners. *Int J Sports Med* 23 (1): 40-43, 2002.
 - Jones AM, Doust JH. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci* 14 (4): 321-327, 1996.
 - Karageorghis CI, Terry PC, Lane AM, Bishop DT, Priest DL. The BASES Expert Statement on use of music in exercise. *J Sports Sci* 30 (9): 953-956, 2012.
 - Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM. Foot-strike Pattern and Performance in a Marathon. *Int J Sports Physiol Perform* 8 (3): 286-292, 2013.
 - Knechtle B, Duff B, Welzel U, Kohler G. Body mass and circumference of upper arm are associated with race performance in ultraendurance runners in a multistage race--the Isarrun 2006. *Res Q Exerc Sport* 80 (2): 262-268, 2009.
 - Knechtle B, Knechtle P, Rosemann T. Race performance in male mountain ultra-marathoners: anthropometry or training? *Percept Mot Skills* 110 (3 Pt 1): 721-735, 2010.
 - Kram R, Taylor CR. Energetics of running: a new perspective. *Nature* 346 (6281): 265-267, 1990.

- Krustup P, Bangsbo J. Physiological demands of top-class soccer refereeing in relation to physical capacity: Effect of intense intermittent exercise training. *J Sports Sci* 19 (11): 881-891, 2001.
- Kyrolainen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc* 33 (8): 1330-1337, 2001.
- LaCaille RA, Masters KS, Heath EM. Effects of cognitive strategy and exercise setting on running performance, perceived exertion, affect, and satisfaction. *Psychology of Sport and Exercise* 5 (4): 461-476, 2004.
- Lacour JR, Kostka T, Bonnefoy M. Physical activity to delay the effects of aging in mobility. *Presse Med* 31 (25): 1185-1192, 2002.
- Larsen HB, Christensen DL, Nolan T, Sondergaard H. Body dimensions, exercise capacity and physical activity level of adolescent Nandi boys in western Kenya. *Ann Hum Biol* 31 (2): 159-173, 2004.
- Larson P, Higgins E, Kaminski J, Decker T, Preble J, Lyons D, McIntyre K, Normile A. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci* 29 (15): 1665-1673, 2011.
- Lenhart RL, Thelen DG, Wille CM, Chumanov ES, Heiderscheit BC. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med Sci Sports Exerc* 46 (3): 557-564, 2014.
- Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, Mang'eni RO, Pitsiladis Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463 (7280): 531-535, 2010.
- Llopis D, Llopis R. Razones para participar en carreras de resistencia. Un estudio con corredores aficionados. *Cultura, ciencia y deporte: revista de ciencias de la actividad física y del deporte de la Universidad Católica de San Antonio* 4: 33-40, 2006.
- Loftin M, Sothorn M, Koss C, Tuuri G, Vanvrancken C, Kontos A, Bonis M. Energy expenditure and influence of physiologic factors during marathon running. *J Strength Cond Res* 21 (4): 1188-1191, 2007.

- López Chicharro J, Calvo Martínez F, Fernández Vaquero A. *Consumo de oxígeno: concepto, bases fisiológicas y aplicaciones*. En López Chicharro J, Fernández Vaquero A (Coord). *Fisiología del ejercicio*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 247-257, 2001.
- Lorenzo S, Halliwill JR, Sawka MN, Minson CT. Heat acclimation improves exercise performance. *J Appl Physiol* 109 (4): 1140-1147, 2010.
- Lucia A, Esteve-Lanao J, Oliván J, Gomez-Gallego F, San Juan AF, Santiago C, Pérez M, Chamorro-Viña C, Foster C. Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 31 (5): 530-540, 2006.
- Lundby C, Calbet JA, Sander M, van Hall G, Mazzeo RS, Stray-Gundersen J, Stager JM, Chapman RF, Saltin B, Levine BD. Exercise economy does not change after acclimatization to moderate to very high altitude. *Scand J Med Sci Sports* 17 (3): 281-291, 2007.
- Macone D, Baldari C, Zelli A, Guidetti L. Music and physical activity in psychological well-being. *Percept Mot Skills* 103 (1): 285-295, 2006.
- Marino FE, Lambert MI, Noakes TD. Superior performance of African runners in warm humid but not in cool environmental conditions. *J Appl Physiol* 96 (1): 124-130, 2004.
- Martin D, Carl K, Lehnertz K. *Manual de metodología del entrenamiento*. Barcelona: Paidotribo, 2007.
- Martin JF, Craib M, Mitchell V. The relationships of anxiety and self-attention to running economy in competitive male distance runners. *J Sports Med* 13 (5): 371-376, 1995.
- Maughan RJ. Distance running in hot environments: a thermal challenge to the elite runner. *Scand J Med Sci Sports* 20 (Suppl 3): 95-102, 2010.
- McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Fundamentos de fisiología del ejercicio*. Aravaca (Madrid): McGraw-Hill/Interamericana de España, S.A.U, 2004.

- McCann DJ, Higginson BK. Training to maximize economy of motion in running gait. *Curr Sports Med Rep* 7 (3): 158-162, 2008.
- Midgley AW, McNaughton LR, Jones AM. Training to enhance the physiological determinants of long-distance running performance. *Sports Med* 37 (10): 857-880, 2007.
- Mikkola J, Vesterinen V, Taipale R, Capostagno B, Häkkinen K, Nummela A. Effect of resistance training regimens on treadmill running and neuromuscular performance in recreational endurance runners. *J Sports Sci* 29 (13): 1359-1371, 2011.
- Millet GP, Millet GY, Hofmann MD, Candau RB. Alterations in running economy and mechanics after maximal cycling in triathletes: influence of performance level. *Int J Sports Med* 21 (2): 127-132, 2000.
- Mojock CD, Kim JS, Eccles DW, Panton LB. The effects of static stretching on running economy and endurance performance in female distance runners during treadmill running. *J Strength Cond Res* 25 (8): 2170-21-76, 2011.
- Morgan D, Martin P, Craib M, Caruso C, Clifton R, Hopewell R. Effect of step length optimization on the aerobic demand of running. *J Appl Physiol* 77 (1): 245-251, 1994.
- Morgan DW, Craib M. Physiological aspects of running economy. *Med Sci Sports Exerc* 24 (4): 456-461, 1992.
- Morgan WP, Horstman DH, Cymerman A, Stokes J. Facilitation of physical performance by means of a cognitive strategy. *Cognit Ther Res* 7 (3): 251-264, 1983.
- Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 40 (15): 3341-3348, 2007.
- Murphy K, Curry EJ, Matzkin EG. Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Med* 43 (11): 1131-1138, 2013.

- Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 27 (1): 98-105, 1995.
- Nummela A, Keranen T, Mikkelsen LO. Factors related to top running speed and economy. *Int J Sports Med* 28 (8): 655-661, 2007.
- Nummela AT, Paavolainen LM, Sharwood KA, Lambert MI, Noakes TD, Rusko HK. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 97 (1): 1-8, 2006.
- Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *J Strength Cond Res* 27 (5): 1455-1462, 2013.
- Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Rearfoot Striking Runners Are More Economical than Midfoot Strikers. *Med Sci Sports Exerc* 46 (3): 580-585, 2014.
- Olympic.org: Official website of the Olympic Movement. <http://www.olympic.org/olympic-games> [Consulta: 01/05/2014]
- Paavolainen L, Hämmäläinen I, Hakkinen K, Nummela A, Rusko H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *J Appl Physiol* 86 (5): 1527-1533, 1999.
- Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc* 44 (7): 1335-1343, 2012.
- Piacentini MF, De Ioannon G, Comotto S, Spedicato A, Vernillo G, La Torre A. Concurrent strength and endurance training effects on running economy in master endurance runners. *J Strength Cond Res* 27 (8): 2295-2303, 2013.
- Pugh LG. Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *J Physiol* 207 (3): 823-835, 1970.
- Quinn TJ, Manley MJ, Aziz J, Padham JL, MacKenzie AM. Aging and factors related to running economy. *J Strength Cond Res* 25 (11): 2971-2979, 2011.

- Rabadán M, Díaz V, Calderón FJ, Benito PJ, Peinado AB, Maffuli N. Physiological determinants of speciality of elite middle- and long-distance runners. *J Sports Sci* 29 (9): 975-982, 2011.
- Raichlen DA, Armstrong H, Lieberman DE. Calcaneus length determines running economy: implications for endurance running performance in modern humans and Neandertals. *J Hum Evol* 60 (3): 299-308, 2011.
- Reche García C, Cepero M, Rojas FJ. Efecto de la experiencia deportiva en las habilidades psicológicas de esgrimistas del ranking nacional español. *Cuadernos de Psicología del Deporte* 10 (2): 33-42, 2010.
- Riley PO, Dicharry J, Franz J, Della Croce U, Wilder RP, Kerrigan DC. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 40 (6): 1093-100, 2008.
- Rixe JA, Gallo RA, Silvis ML. The barefoot debate: can minimalist shoes reduce running-related injuries. *Curr Sports Med Rep* 11 (3): 160-165, 2012.
- Roberts TJ, Kram R, Weyand PG, Taylor CR. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *J Exp Biol* 201 (Pt 19): 2745-2751, 1998.
- Roberts WO. Heat and cold: what does the environmental do to marathon injury? *Sports Med* 37 (4-5): 400-403, 2007.
- Roi GS, Giacometti M, Von Duvillard SP. Marathons in altitude. *Med Sci Sports Exerc* 31 (5): 723-728, 1999.
- Rothschild C. Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Strength and Conditioning Journal* 34 (2): 8-17, 2012.
- Roy JP, Stefanyshyn DJ. Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Med Sci Sports Exerc* 38 (3): 562-569, 2006.
- Saltin B, Kim CK, Terrados N, Larsen H, Svedenhag J, Rolf CJ. Morphology, enzyme activities and buffer capacity in leg muscles of Kenyan and Scandinavian runners. *Scand J Med Sci Sports* 5 (4): 222-230, 1995.

-
- Santos-Concejero J, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, Zabala-Lili J, Tam N, Gil SM. Differences in ground contact time explain the less efficient running economy in north african runners. *Biol Sport* 30 (3): 181-187, 2013
 - Sasaki K, Neptune RR. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait Posture* 23 (3): 383-390, 2006.
 - Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 34 (7): 465-485, 2004.
 - Saunders PU, Telford RD, Pyne DB, Hahn AG, Gore CJ. Improved running economy and increased hemoglobin mass in elite runners after extended moderate altitude exposure. *J Sci Med Sport* 12 (1): 67-72, 2009.
 - Saunders PU, Telford RD, Pyne DB, Peltola EM, Cunningham RB, Gore CJ, Hawley JA. Short-term plyometric training improves running economy in highly trained middle and long distance runners. *J Strength Cond Res* 20 (4): 947-954, 2006.
 - Schneider S, Askew CD, Abel T, Struder HK. Exercise, music, and the brain: is there a central pattern generator? *J Sports Sci* 28 (12): 1337-1343, 2010.
 - Schucker L, Hagemann N, Strauss B, Volker K. The effect of attentional focus on running economy. *J Sports Sci* 27 (12): 1241-1248, 2009.
 - Sedano S, Marín PJ, Cuadrado G, Redondo JC. Concurrent training in elite male runners: the influence of strength versus muscular endurance training on performance outcomes. *J Strength Cond Res* 27 (9): 2433-2443, 2013.
 - Seiler KS, Kjenland GØ. Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes: is there evidence for an "optimal" distribution? *Scand J Med Sci Sports* 16 (1): 49-56, 2006.
 - Siebenmann C, Robach P, Jacobs RA, Rasmussen P, Nordsborg N, Diaz V, Christ A, Olsen NV, Maggiorini M, Lundby C. "Live high-train low" using normobaric hypoxia: a double-blinded, placebo-controlled study. *J Appl Physiol* 112 (1): 106-117, 2012.

- Simpson SD, Karageorghis CI. The effects of synchronous music on 400-m sprint performance. *J Sports Sci* 24 (10): 1095-1102, 2006.
- Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89 (1): 1-7, 2003.
- Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness* 49 (1): 6-13, 2009.
- Stearne SM, Alderson JA, Green B, Donnelly CJ, Rubenson J. Joint kinetics in rearfoot versus forefoot running: implications of switching technique. *Med Sci Sports Exerc*, in press.
- Sterken E. Endurance and age: evidence from long-distance running data, 2001. <http://som.eldoc.ub.rug.nl/FILES/reports/themeE/2001/01E47/01E47.pdf> [Consulta: 30/04/2014]
- Steudel-Numbers KL, Weaver TD, Wall-Scheffler CM. The evolution of human running: effects of changes in lower-limb length on locomotor economy. *J Hum Evol* 53 (2): 191-196, 2007.
- Støren Ø, Helgerud J, Hoff J. Running stride peak forces inversely determines running economy in elite runners. *J Strength Cond Res* 25 (1): 117-123, 2011.
- Støren Ø, Helgerud J, Stoa EM, Hoff J. Maximal strength training improves running economy in distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 40 (6): 1087-1092, 2008.
- Suances PR. Running, una fiebre multimillonaria. *El Mundo*, 2014. <http://www.elmundo.es/economia/2014/01/19/52daf5db22601d436e8b4574.html> [Consulta: 29/04/2014]
- Svedenhag J. *Running Economy*. En Bangsbo J, Larsen HB (Coord). *Running & Science in an interdisciplinary Perspective*. Copenhagen: Institute of Exercise and Sport Sciences, 85-107, 2000.

-
- Szmedra L, Bacharach DW. Effect of music on perceived exertion, plasma lactate, norepinephrine and cardiovascular hemodynamics during treadmill running. *Int J Sports Med* 19 (1): 32-37, 1998.
 - Taipale RS, Mikkola J, Vesterinen V, Nummela A, Häkkinen K. Neuromuscular adaptations during combined strength and endurance training in endurance runners: maximal versus explosive strength training or a mix of both. *Eur J Appl Physiol* 113 (2): 325-335, 2013.
 - Tam N, Astephen Wilson JL, Noakes TD, Tucker R. Barefoot running: an evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications. *Br J Sports Med* 48 (5): 349-355, 2014.
 - Tanda G, Knechtle B. Marathon performance in relation to body fat percentage and training indices in recreational male runners. *Open Access J Sports Med* 28 (4): 141-149, 2013.
 - Tartaruga MP, Brisswalter J, Peyrè-Tartaruga LA, Avila AO, Alberton CL, Coertjens M, Cadore EL, Tiggermann CL, Silva EM, Kruel LF. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Res Q Exerc Sport* 83 (3): 367-375, 2012.
 - Terry PC, Karageorghis CI, Saha AM, D'Auria S. Effects of synchronous music on treadmill running among elite triathletes. *J Sci Med Sport* 15 (1): 52-57, 2012.
 - Townshend AD, Worringham CJ, Stewart IB. Spontaneous pacing during overground hill running. *Med Sci Sports Exerc* 42 (1): 160-169, 2010.
 - Trapasso LM, Cooper JD. Record performances at the Boston Marathon: biometeorological factors. *Int J Biometeorol* 33 (4): 233-237, 1989.
 - Trappe S. Marathon runners. How do they age? *Sports Med* 37 (4-5): 302-305, 2007.
 - Tucker R, Collins M. What makes champions? A review of the relative contribution of genes and training to sporting success. *Br J Sports Med* 46 (8): 555-561, 2012.

- van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 41 (8): 469-480, 2007.
- Vercruyssen F, Brisswalter J, Hausswirth C, Bernard T, Bernard O, Vallier JM. Influence of cycling cadence on subsequent running performance in triathletes. *Med Sci Sports Exerc* 34 (3): 530-536, 2002.
- Vernillo G, Savoldelli A, Zignoli A, Trabucchi P, Pellegrini B, Millet GP, Schena F. Influence of the world's most challenging mountain ultra-marathon on energy cost and running mechanics. *Eur J Appl Physiol* 114 (5): 929-939, 2014.
- Vihma T. Effects of weather in the performance of marathon runners. *Int J Biometeorol* 54 (3): 297-306, 2010.
- Viitasalo J, Luhtanen P, Monoven H, Norvapalo K, Paavolainen L, Salonen M. Photocell contact mat: A new instrument to measure contact and flight times in running. *J Appl Biomech* 13 (2): 254-266, 1997.
- Warner JP, Warrington GD. Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running. *Scand J Med Sci Sports* 24 (3): 563-568, 2014.
- Weston AR, Mbambo Z, Myburgh KH. Running economy of African and Caucasian distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 32 (6): 1130-1134, 2000.
- Weyand PG, Sandell RF, Prime DN, Bundle MW. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *J Appl Physiol* 108 (4): 950-961, 2010.
- Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 63 (3): 1236-1245, 1987.
- Wilson JM, Hornbuckle LM, Kim JS, Ugrinowitsch C, Lee SR, Zourdos MC, Sommer B, Panton LB. Effects of static stretching on energy cost and running endurance performance. *J Strength Cond Res* 24 (9): 2274-2279, 2010.

- Yamamoto LM, Lopez RM, Klau JF, Casa DJ, Kraemer WJ, Maresh CM. The effects of resistance training on endurance distance running performance among highly trained runners: a systematic review. *J Strength Cond Res* 22 (6): 2036-2044, 2008.
- Zillmann T, Knechtle B, Rüst CA, Knechtle P, Rosemann T, Lepers R. Comparison of training and anthropometric characteristics between recreational male half-marathoners and marathoners. *Chin J Physiol* 56 (3): 138-146, 2013.
- Zourdos MC, Wilson JM, Sommer BA, Lee SR, Park YM, Henning PC, Panton LB, Kim JS. Effects of dynamic stretching on energy cost and running endurance performance in trained male runners. *J Strength Cond Res* 26 (2): 335-341, 2012.

8. ANEXOS

ANEXO I

VALIDATION OF A NEW METHOD TO MEASURE CONTACT AND FLIGHT TIMES DURING TREADMILL RUNNING

ANA OGUETA-ALDAY, JUAN C. MORANTE, JOSE A. RODRÍGUEZ-MARROYO, AND JUAN GARCÍA-LÓPEZ

Department of Physical Education and Sports, Institute of Biomedicine (IBIOMED), University of León, León, Spain

ABSTRACT

Ogueta-Alday, A, Morante, JC, Rodríguez-Marroyo, JA, and García-López, J. Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *J Strength Cond Res* 27(5): 1455–1462, 2013—The purpose of this study was to validate a new method to measure contact and flight times during treadmill running and to test its reliability and sensitivity. Fifteen well-trained runners performed 7 sets of running at different speeds (from 10 to 22 km·h⁻¹). Contact and flight times were simultaneously recorded by a high-speed video system (gold standard method) and a new method based on laser technology (SportJump System Pro). Athletes were classified according to their foot strike pattern (rearfoot vs. midfoot and forefoot). The new method overestimated the contact time and underestimated the flight time with respect to the gold standard method ($p < 0.001$). However, relationships and intraclass correlation coefficients (ICCs) between both systems were very strong (r and $ICC > 0.99$, $p < 0.001$). Contact time differences between the 2 systems depended on running speed ($p < 0.001$) but not on foot strike pattern or runners' body mass. This allowed to correct the differences in contact time and flight time. The new method was sensitive for detecting small differences in contact time (< 20 ms) when the running speed increased and when the type of foot strike patterns changed. Additionally, a low intraindividual step variability (coefficient of variation = $2.0 \pm 0.5\%$) and high intra- ($ICC = 0.998$) and interobserver ($ICC = 0.977$) reliability were shown. In conclusion, the new method was validated, being reliable and sensitive for detecting small differences in contact and flight times during treadmill running. Therefore, it could be used to compare biomechanical variables between groups in cross-sectional studies and to verify the influence of some

independent variables (i.e., training, running economy, or performance) on running biomechanics.

KEY WORDS running biomechanics, photoelectric cells, stride parameters, contact time

INTRODUCTION

Distance running performance depends on maximum oxygen uptake, anaerobic threshold, and running economy (1). Likewise, running economy depends on several variables such as training level, environmental conditions, runners' physiology and anthropometry, and biomechanical factors (20). Some studies have described the influence of leg stiffness, step rate (11), and contact time (17) on both running economy and performance. However, other studies have not shown this influence (15,21). This discrepancy could be because of the limitations of the methods used to analyze running biomechanics (9). They are frequently expensive, available only in laboratories (e.g., force plates) and, in most cases, validated during walking but not during running (9).

To solve these problems, Viitasalo et al. (23) designed and validated the Photocell Contact Mat, which allows to measure contact and flight times during track running (17,18). Despite its ecological validity, it presents some disadvantages which are as follows: (a) the need to run over a prepared area at a controlled speed, which may influence the running pattern (9), (b) it records a limited number of steps (over a distance of 20–30 m), which could compromise step variability (2), and (c) it is necessary to jump over the emitter and the receiver modules during each trial, altering natural running. Other systems based on photoelectric cells have been used during treadmill running (e.g., IR40 mat and OptoJump). These systems could overcome these disadvantages because they allow the recording of a large number of steps without altering running pattern (9) and automatically analyze both contact and flight times (9,22). However, only the IR40 mat has been validated during running (9). It consists of 2 narrow modules (24 cm wide) with 10 infrared light emitters and 4 infrared light receivers, longitudinally aligned in relation to the treadmill running direction, at a height of 1.0 cm from the belt (9).

Address correspondence to Dr. Jose A. Rodríguez-Marroyo, j.marroyo@unileon.es.

27(5)/1455–1462

Journal of Strength and Conditioning Research

© 2013 National Strength and Conditioning Association

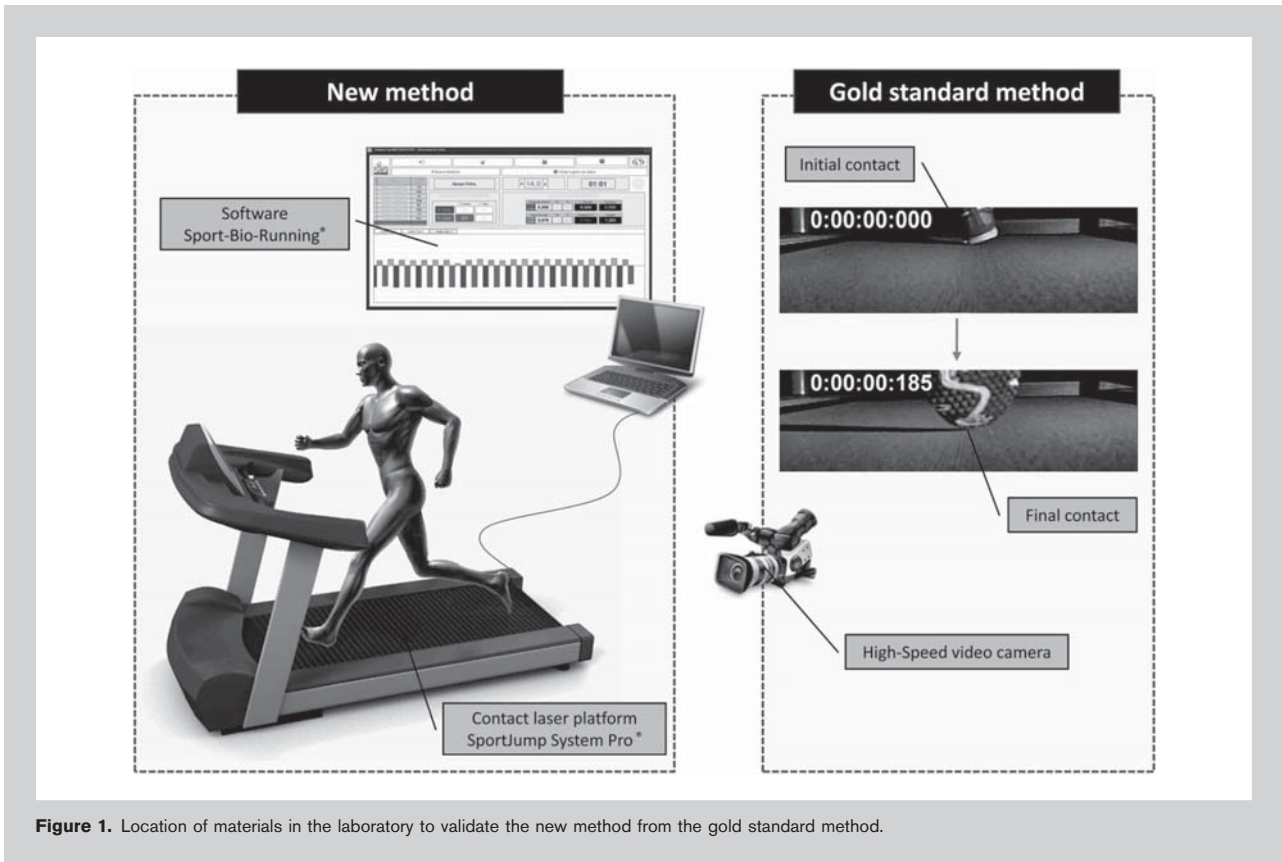


Figure 1. Location of materials in the laboratory to validate the new method from the gold standard method.

This system could present the following disadvantages: (a) its active area is very narrow (24 cm) and only 1 foot can be registered, supposing bilateral symmetry and allowing no little change of direction during treadmill running, (b) its sensitivity in detecting small changes in contact time is questionable

because the difference with respect to the reference method (33 ms at 95% of confidence intervals) is very great (9).

This study tries to solve the aforementioned limitations to analyze running biomechanics. A low-cost device to record an unlimited number of steps with both feet without altering the

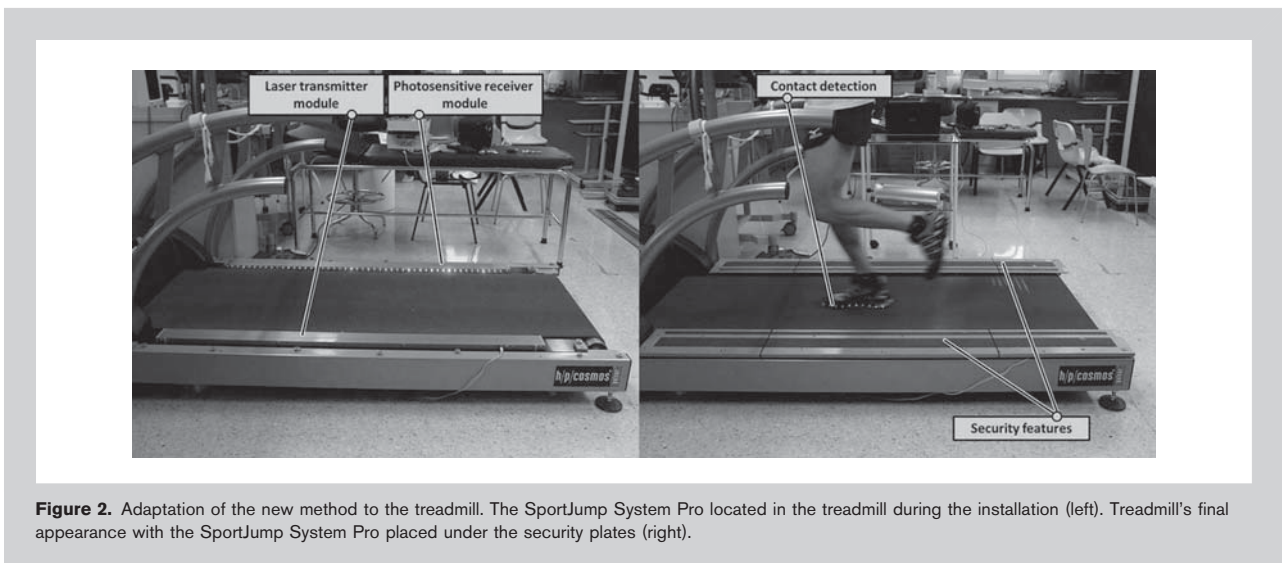


Figure 2. Adaptation of the new method to the treadmill. The SportJump System Pro located in the treadmill during the installation (left). Treadmill's final appearance with the SportJump System Pro placed under the security plates (right).

TABLE 1. Original values of the contact and flight times (mean \pm SD) obtained with the new method (SportJump System Pro) and the gold standard method (high-speed video camera) during treadmill running at different speeds ($n = 15$).

Running speed	Contact time (s)		Flight time (s)	
	New method	Gold standard method	New method	Gold standard method
10 km·h ⁻¹	0.291 \pm 0.024	0.282 \pm 0.024*	0.083 \pm 0.026	0.090 \pm 0.027*
12 km·h ⁻¹	0.263 \pm 0.020†	0.258 \pm 0.021*,†	0.103 \pm 0.024†	0.107 \pm 0.025*,†
14 km·h ⁻¹	0.242 \pm 0.017†	0.237 \pm 0.018*,†	0.111 \pm 0.021†	0.115 \pm 0.022*,†
16 km·h ⁻¹	0.223 \pm 0.016†	0.220 \pm 0.017*,†	0.118 \pm 0.020†	0.121 \pm 0.021*,†
18 km·h ⁻¹	0.207 \pm 0.013†	0.203 \pm 0.013*,†	0.123 \pm 0.019†	0.126 \pm 0.019*,†
20 km·h ⁻¹	0.189 \pm 0.011†	0.186 \pm 0.012*,†	0.130 \pm 0.020†	0.133 \pm 0.020*,†
22 km·h ⁻¹	0.174 \pm 0.009†	0.170 \pm 0.010*,†	0.133 \pm 0.013	0.138 \pm 0.016*

*Significant difference between methods ($p < 0.001$).
 †Significant difference with the previous running speed ($p < 0.001$).

natural running pattern is needed. Therefore, the main purpose of this study is to validate a new method to measure contact and flight times during treadmill running, which allows the automatic analysis of a high and representative number of steps with both feet. Additionally, the reliability and sensitivity of this

method for detecting changes in running speed and in the type of foot strike patterns will be tested. We hypothesize that the new method will be validated, but it will overestimate the contact time because of the height from the treadmill belt to the laser beams. Additionally, the possible dependence of this

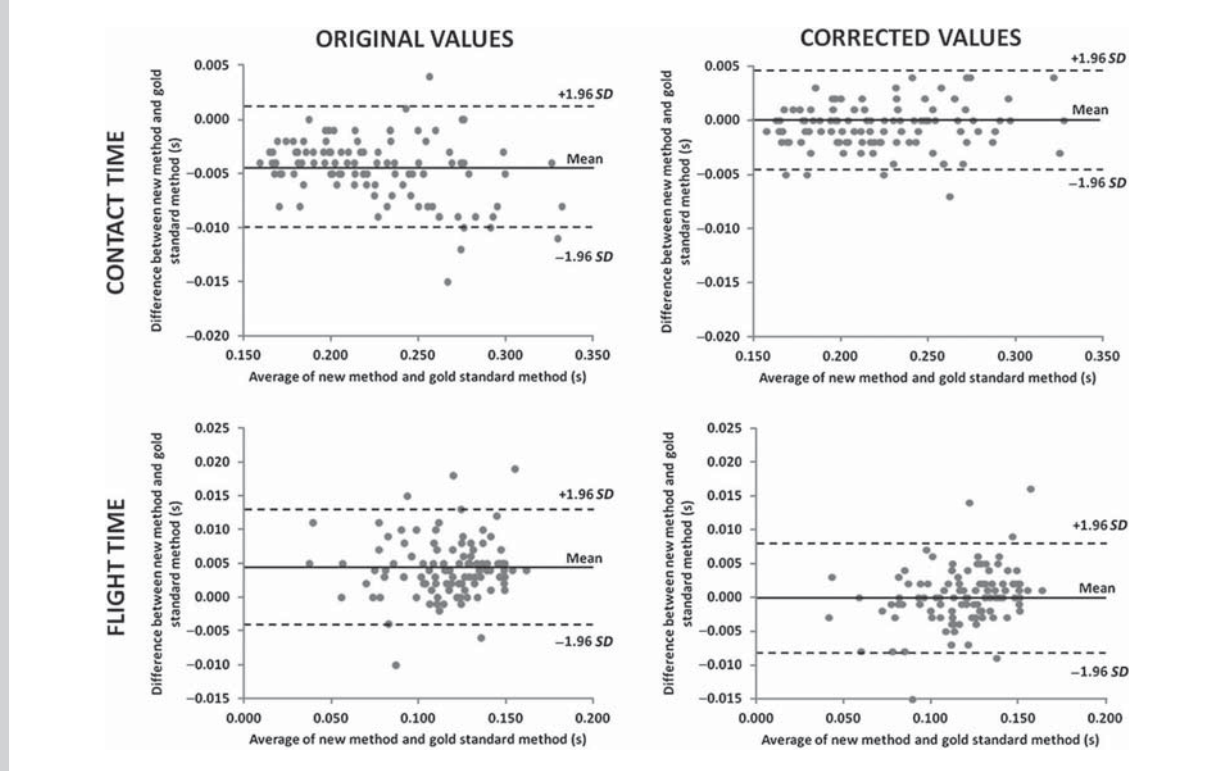


Figure 3. Bland-Altman plots of new method vs. gold standard method before (original values) and after (corrected values) correcting both contact and flight times. The short-dashed lines represent the upper and lower 95% limits of agreement, whereas the solid line represents the bias.

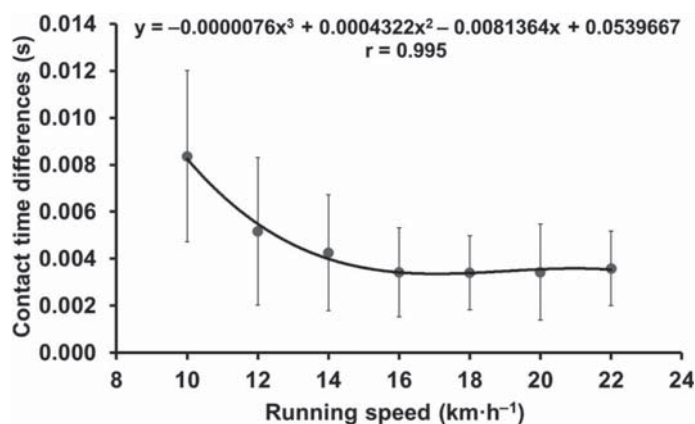


Figure 4. Representative function of contact time differences between the 2 systems (new method vs. gold standard method) according to the running speed ($n = 15$).

running speed (from 10 to 20 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$), type of foot strike pattern (rearfoot, midfoot, and forefoot runners), or subjects' body mass on running biomechanical variables was studied.

Subjects

Fifteen healthy athletes participated in this study (mean \pm SD, age 27.2 ± 7.1 years, body mass 67.5 ± 3.8 kg, height 1.77 ± 0.04 m, and sum of 6 skinfolds 37.5 ± 6.7 mm). All were well-trained middle- and long-distance runners and competitors (range of half-marathon performance between 1:10:04 and 1:17:30) with previous 10 ± 5 years of training experience.

overestimation on foot strike pattern, runners' body mass, and running speed will be analyzed.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

In this study, a new method based on laser technology (SportJump System Pro) was adapted to a treadmill to measure some biomechanical variables during running (dependent variables: contact and flight times, step length, and step rate) without the limitations observed in the previous studies (e. g., to register a low number of steps). To test its validity, contact and flight times were simultaneously registered by the new method and a high-speed video camera (gold standard method). To probe its reliability, intraindividual step variability, and intra- and interobserver variability were analyzed. Additionally, the possible influence of some independent variables such as

during the previous month was $90 \pm 24 \text{ km} \cdot \text{week}^{-1}$. Subjects were informed of the procedures, methods, benefits, and possible risks involved in the study before their written consent was obtained. The study was approved by the University Ethics Committee and met the requirements of the Declaration of Helsinki.

Procedures

The runners were tested from April to May 2010. They reported to the laboratory (~ 800 m altitude) after a 24-hour period with no hard training. During this day, a correct intake of carbohydrate and rehydration were recommended (14). All testing sessions were performed at the same time of the day (in the evening, between 1700 and 2100) under similar environmental conditions ($20\text{--}25^\circ \text{C}$, 60–65% relative humidity). After a standardized warm-up (treadmill running at

TABLE 2. Corrected values of the contact and flight times (mean \pm SD) at different running speeds according to the type of foot strike pattern: rearfoot ($n = 10$) vs. midfoot and forefoot runners ($n = 5$).

Running speed	Contact time (s)		Flight time (s)	
	Rearfoot runners	Midfoot and forefoot runners	Rearfoot runners	Midfoot and forefoot runners
10 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.290 \pm 0.025	0.267 \pm 0.018	0.086 \pm 0.029	0.103 \pm 0.017
12 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.265 \pm 0.019	0.243 \pm 0.015*	0.102 \pm 0.025	0.122 \pm 0.018
14 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.244 \pm 0.017	0.224 \pm 0.012*	0.108 \pm 0.019	0.129 \pm 0.019*
16 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.226 \pm 0.015	0.207 \pm 0.009*	0.113 \pm 0.016	0.138 \pm 0.016*
18 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.209 \pm 0.013	0.192 \pm 0.007*	0.118 \pm 0.016	0.142 \pm 0.016*
20 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.190 \pm 0.011	0.177 \pm 0.005*	0.125 \pm 0.018	0.149 \pm 0.015*
22 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$	0.174 \pm 0.010	0.165 \pm 0.005	0.131 \pm 0.014	0.144 \pm 0.008

*Significant difference with rearfoot runners ($p < 0.05$).

10 km·h⁻¹ for 10 minutes and free stretching for 5 minutes), all runners performed seven sets of 2 minutes running at 10, 12, 14, 16, 18, 20, and 22 km·h⁻¹ on a treadmill (HP Cosmos Pulsar; HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Germany). The treadmill had a running surface of 1.90 × 0.65 m and had been used in the previous studies (3). Each set started when the treadmill speed was stabilized, and the rest period between every set was at least 2 minutes. Treadmill slope was 1% to simulate air resistance (12). A fan was placed in front of the treadmill (~50 cm) to cool the subjects while running (14).

Both contact and flight times were simultaneously recorded by 2 different systems (Figure 1): a high-speed video (gold standard method) and a new method (Sport-Jump System Pro). Two 10-second periods of running were recorded, between 60–70 and 100–110 seconds, as representative data of each speed. During these 2 periods, both contact and flight times (in seconds) were averaged and step time was obtained (contact time + flight time). Step rate (Hz) was calculated from the step time ($1 \times \text{step time}^{-1}$), and step length (m) was obtained from treadmill speed ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) and step rate ($\text{step rate} \times \text{treadmill speed}^{-1}$).

The new method consisted on both hardware and software components (Figure 1). The hardware was a contact laser platform (SportJump System Pro; DSD, Inc., León, Spain) with a testing area of 65 × 150 cm and a resolution of 1000 Hz. It had 2 parallel bars, 1 laser transmitter module, and 1 photosensitive receiver module, with 48 laser lights and 48 laser receivers longitudinally placed 3 cm apart. The hardware was adapted to the treadmill being inserted under the security plates of both sides of the belt. It was fixed with a thin sheet of rubber and double-face tape, to avoid the possible influence of the treadmill vibrations (Figure 2). This hardware was connected to a personal computer where an adaptation of the SportJump-v1.0 software (7) was installed (Sport-Bio-Running; DSD, Inc.). The software measured contact time when the transmitter-receiver circuit was interrupted, and the flight time when not.

The high-speed video system (gold standard method) consists of a digital camera (Casio Exilim Pro EX-F1; CASIO Europe GmbH, Norderstedt, Germany) placed behind the treadmill (~1 m), perpendicular to the frontal plane, at a height of 40 cm. Frame rate was selected (1,200 Hz) and the zoom was adjusted to obtain a limited area of shoe-treadmill contact (Figure 1). Open-source software was used (Kinovea-v0.8.15, www.kinovea.org) to analyze these data. The contact time was obtained from the first frame, when the foot landed on the treadmill, until the first frame, when the foot took off. The flight time was obtained inversely (i.e., from the first frame when the foot took off until the first frame when the foot landed on the treadmill). All complete steps were analyzed and averaged as representative values of contact and flight times during the two 10-second recording periods.

Intraindividual step variability of the 2 methods was analyzed considering all complete steps of the two 10-second

recording periods (2). For the gold standard method, inter-observer reliability was obtained from the same video sequence being analyzed by two different observers and intraobserver reliability repeating the same analysis by the same observer during three consecutive weeks (13). After this, all runners were analyzed by the same observer, who also identified their foot strike pattern at 18 km·h⁻¹, according to Hasegawa et al. (10): rearfoot, midfoot, and forefoot runner. These three foot strike patterns were classified in two categories (rearfoot vs. midfoot and forefoot), as previously suggested (10). The running speed of 18 km·h⁻¹ was chosen as representative of intense training (14).

Statistical Analyses

The results are expressed as mean ± SD. The Kolmogorov-Smirnov test was applied to ensure a Gaussian distribution of all results. Pearson correlation coefficient (r) was used to assess the relationships between variables. Concurrent validity was assessed using the intraclass correlation coefficient (ICC) and Bland-Altman method systematic bias ± random error (8). An analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was used to analyze the effect of the system (high-speed video vs. SportJump System Pro) and the effect of running speed (10–22 km·h⁻¹) on both contact and flight times. One-way ANOVA was used to analyze the effect of the foot strike pattern (rearfoot vs. midfoot and forefoot) on contact and flight times. When a significant F value was found, Newman-Keuls post hoc analysis was used to establish statistical differences between means. Effect sizes (ES) (Cohen's d) were also calculated. The magnitude of the difference was considered to be trivial ($ES < 0.2$), small ($0.2 \leq ES < 0.5$), moderate ($0.5 \leq ES < 0.8$), and large ($ES \geq 0.8$). Intraindividual step variability and intra- and interobserver reliability were assessed using the coefficient of variation (CV) (4) and the ICC (8). SPSS+ V.17.0 statistical software (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) was used. Values of $p < 0.05$ were considered statistically significant.

RESULTS

Significant relationships and ICCs ($p < 0.001$) were found between the new method and the gold standard method: contact time ($r = 0.998$ and $ICC = 0.999$) and flight time ($r = 0.986$ and $ICC = 0.993$). The new method overestimated the contact time (0.227 ± 0.04 vs. 0.223 ± 0.04 seconds, $F = 249$, $p < 0.001$) and underestimated the flight time (0.114 ± 0.03 vs. 0.118 ± 0.03 seconds, $F = 105$, $p < 0.001$) at all running speeds. However, ES were small (range: 0.20–0.44) because the differences were small (~4 ms). No significant differences were observed when the rest of the biomechanical variables were analyzed: step time (0.341 ± 0.03 vs. 0.341 ± 0.03 seconds, respectively), step rate (2.95 ± 0.23 vs. 2.95 ± 0.23 Hz, respectively), and step length (1.49 ± 0.28 vs. 1.49 ± 0.29 m, respectively).

Intraindividual step variability of the contact time measured by the new method ($CV = 2.0 \pm 0.5\%$) was not statistically different ($F = 1.2$, $p = 0.28$) from the gold standard

method ($CV = 1.9 \pm 0.7\%$). Interobserver and intraobserver reliability of both contact ($CV = 0.8$ and 0.2% , $ICC = 0.977$ and 0.998 , respectively) and flight times ($CV = 1.6$ and 0.4% , $ICC = 0.923$ and 0.994 , respectively) was obtained.

In both methods, the contact time decreased ($p < 0.001$) and the flight times increased ($p < 0.001$) when the running speed increased (Table 1), and ES were very large (range: 1.10–1.55). Contact time differences between the two methods depended on running speed ($F = 8.2$, $p < 0.001$) but not on foot strike pattern ($F = 0.2$, $p = 0.64$) or runners' body mass ($r = -0.09$, $p = 0.36$). Bland-Altman plots of the original values (Figure 3) revealed an average systematic bias \pm random error of -4.6 ± 5.7 ms (contact time) and 4.3 ± 8.5 ms (flight time). Therefore, an equation to correct the contact time differences from running speed was calculated (Figure 4). The same value applied to correct the contact time was assumed to correct the flight time. After this, no significant differences in contact time ($F = 0.347$, $p = 0.557$) and flight time ($F = 0.029$, $p = 0.865$) were obtained between the two methods. Bland-Altman plots of the corrected values (Figure 3) showed an average systematic bias \pm random error of -0.4 ± 4.7 ms (contact time, 95% limits of agreement from -0.0051 to 0.0043 seconds) and 0.2 ± 8.2 ms (flight time, 95% limits of agreement from -0.0081 to 0.0084 seconds).

The longer contact times ($F = 5.13$, $p < 0.05$) and shorter flight times ($F = 19.42$, $p < 0.001$) were found in rearfoot runners than those observed in midfoot and forefoot runners (Table 2). The ES of these differences were very large (range: 1.50–2.76).

DISCUSSION

The main outcome of this study was the validation of a new method (SportJump System Pro) to analyze both contact and flight times during treadmill running. It allowed the automatic recording of a high and representative number of steps with both feet, which improved its reliability (low intraindividual step variability and high inter- and intraobserver reliability). Compared with other available systems, this new method was more sensitive to detect small changes in contact time (<20 ms) when running speed increased and different types of foot strike patterns were compared. Moreover, this system could be less expensive than other devices (e.g., force plates), easier to handle, and more appropriate for portable applications (8).

The new method was validated because the correlations with the gold standard method ($r > 0.994$, $p < 0.001$) were similar to those obtained by Viitasalo et al. (23) when comparing the Photocell Contact Mat vs. a force plate ($r = 0.987$). Intraclass correlation coefficients in this study ($ICCs > 0.993$) were also similar to those obtained by Glatthorn et al. (8) when comparing a photoelectric with a force plate ($ICCs > 0.982$). However, no correlations or $ICCs$ were shown in other studies (9) where similar devices were tested (i.e. IR40 mat). In contrast to Photocell Contact Mat, which could be used to measure both contact and flight times in the field (17,18), the new method had the advantage to automatically

record unlimited number of steps during running. It is important to register at least 32–64 steps (15–20 seconds of running) to obtain a high reliability of the biomechanical parameters of running (2). Thus, intraindividual step variability of the contact time ($CV = 2.0 \pm 0.5\%$) was within the range (1.1–2.8%) of previous studies (2) and was not different with respect to the gold standard method ($CV = 1.9 \pm 0.7\%$). Interobserver variability for both contact and flight times ($CV = 0.8$ and 1.6% , respectively) were lower than those ($<4\%$) obtained in other studies (13). Intraobserver reliability for both contact and flight times ($ICC = 0.998$ and 0.994 , respectively) were similar to those reported in recent studies that used photoelectric cells to measure vertical jump (8). Considering these results, the new method was a highly reliable system to measure both contact and flight times during treadmill running.

Initially, the new method systematically overestimated the contact time and underestimated the flight time depending on running speed (Figure 4). Nevertheless, total step time was not altered, so step rate and step length were similar in both methods. The overestimation of the contact time is consistent with previous studies where other optoelectronic systems were used (9,23). These systems are placed at a relative height from the ground/belt, interrupting the transmitter-receiver circuit before the foot lands (initial contact) and after it takes off (final contact), causing the overestimation of contact times and the underestimation of flight times (Table 1). In this study, this overestimation depended on running speed but not on the type of foot strike pattern or runner's body mass. Viitasalo et al. (23) also showed that the running speed affected the overestimation of the contact time. However, the type of foot strike pattern did not affect these differences when the height of the infrared beams was less than 1 cm. This could justify our findings because the new method was placed at a height of 0.7 cm from the belt.

Contact time differences between the two methods decreased when running speed increased (Table 1) being stabilized above $16 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (Figure 4). It could be because of the increase of foot speed (5), allowing the foot to pass faster through the laser beams. However, the foot speed increase is not proportional to running speed. The increase of foot speed during landing and take off when increasing running speed from 12.6 to $16.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (0.5 and $0.7 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, respectively) is higher than the increase from 16.2 to $19.8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (0.3 and $0.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, respectively) (5). This argument could explain why differences between both methods were stabilized at $16 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Likewise, Viitasalo et al. (23) found that running speed did not influence these differences when 14.4 and $19.8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ speeds were compared, and laser beams were placed at less than 1 cm from the ground.

It was possible to correct both contact and flight times taking into account running speed (Figure 4), and no systematic bias between the two methods was observed (Figure 3). Previous studies with other optoelectronic systems did not correct their original values (9,23), and this could limit the comparison of the results between different studies. Additionally, the limits of

agreement of the new method to measure the contact time were very close (9.4 ms, from -5.1 to 4.3 ms) compared with the previous studies (33 ms, from -0.028 to 0.005 seconds). This is important to detect the influence of some independent variables on contact time (i.e., running speed, type of foot strike pattern, different training programs). For example, the Table 1 showed a decrease of contact time between 15 and 28 ms when the speed increased by $2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Equally, the Table 2 showed a difference of contact time between 9 and 23 ms when rearfoot vs. midfoot and forefoot runners were compared at different running speeds. These results are consistent with the previous studies, which showed changes of ~ 20 ms when different speeds and types of foot strike patterns were compared (10,17). Therefore, this system can be considered sensitive for detecting small changes in contact time.

It could be thought that treadmill running is not a natural way to run (i.e., higher step rate, lower step length, and shorter contact time than track running), which could limit the use of the new method to analyze running biomechanics. However, it has been shown that the differences between treadmill and track running are small and individual to each runner (16). As a result, it can be assumed that kinematics and kinetics are very similar during treadmill and track running (19). Additionally, the majority of the research studies are performed on a treadmill, where instruments' accuracy and environmental conditions are better controlled (6). Gullstrand and Nilsson (9) also used treadmill conditions for the validation of their instrument named "IR40 mat". However, the new method and its validation showed some advantages compared with the IR40 mat. (a) It was validated with a high-speed video camera instead of the mechanical sensor. These sensors need a minimum force to be activated and the previous studies demonstrated that they could nonsystematically underestimate the contact time (7). (b) It was placed inside the treadmill's structure, whereas IR40 mat was placed outside. When a system is placed outside the treadmill, the vertical distance from the photoelectric cells to the belt during the contact phase could increase, altering the contact time. (c) Both feet (right and left) were registered, whereas only right foot values were recorded with the IR40 mat.

PRACTICAL APPLICATIONS

Our study provides a simple, valid, and reliable method for the assessment of some biomechanical variables during treadmill running (contact and flight times, step rate, and step length). Up to date, the methods used to record these variables could have been the origin of the discrepancy about the influence of some independent variables (i.e., training, running economy, or performance) on the biomechanics of running. Another advantage of the new method is its sensitivity to detect small differences between subjects or situations. Therefore, it could be used for the comparison between groups in cross-sectional studies and to detect the influence of specific training programs on running biomechanics. Furthermore, owing to the possibility of the new method to register values of both feet, further

studies could use it to assess the temporal symmetry/asymmetry during running. To do this, synchronization between the Sport-Bio-Running software and the video system is necessary to identify the first foot contacting with the treadmill at the beginning of the recording (right or left).

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank the runners who participated in this study for their collaboration and to Raúl Lazo and Sergio Díez-Leal for their assistance during experimental procedures. This work has been supported by the Spanish Council of Sports (CSD) (117/UPB10/11), Spain. Thanks also to the Basque Government for supporting Ana Ogueta-Alday with a predoctoral grant (2010–13). The authors have no conflicts of interest to disclose, and the mention of the SportJump System Pro in this manuscript does not constitute endorsement by the National Strength and Conditioning Association.

REFERENCES

1. Basset, DR and Howley, ET. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 32: 70–84, 2000.
2. Belli, A, Lacour, JR, Komi, PV, Candau, R, and Denis, C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70: 510–517, 1995.
3. Caplan, N, Rogers, R, Parr, M, and Hayes, P. The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretch training on running mechanics. *J Strength Cond Res* 23: 1175–1180, 2009.
4. Cronin, JB and Templeton, RL. Timing light height affects sprint times. *J Strength Cond Res* 22: 318–320, 2008.
5. De Wit, B, De Clercq, D, and Aerts, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33: 269–278, 2000.
6. Foster, C and Lucia, A. Running economy: The forgotten factor in elite performance. *Sports Med* 37: 316–319, 2007.
7. García-López, J, Peleteiro, J, Rodríguez-Marroyo, JA, Morante, JC, Herrero, JA, and Villa, JG. The validation of a new method that measures contact and flight times during vertical jump. *Int J Sports Med* 26: 294–302, 2005.
8. Glatthorn, JF, Gouge, S, Nussbaumer, S, Stauffacher, S, Impellizzeri, FM, and Maffiuletti, NA. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *J Strength Cond Res* 25: 556–560, 2011.
9. Gullstrand, L and Nilsson, J. A new method for recording the temporal pattern of stride during treadmill running. *Sports Eng* 11: 195–200, 2009.
10. Hasegawa, H, Yamauchi, T, and Kramer, WJ. Foot strike patterns of runners at the 15 km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 21: 888–893, 2007.
11. Hunter, I and Smith, GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: Changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 100: 653–661, 2007.
12. Jones, AM and Doust, JH. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci* 14: 321–327, 1996.
13. Krustup, P and Bangsbo, J. Physiological demands of top-class soccer refereeing in relation to physical capacity: Effect of intense intermittent exercise training. *J Sports Sci* 19: 881–891, 2001.
14. Lucia, A, Esteve-Lanao, J, Oliván, J, Gómez-Gallego, F, San Juan, A, Santiago, C, Pérez, M, Chamorro-Viña, C, and Foster, C.

- Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 31: 530-540, 2006.
15. McCann, DJ and Higginson, BK. Training to maximize economy of motion in running gait. *Curr Sports Med Rep* 7: 158-162, 2008.
 16. Nigg, BM, De Boer, RW, and Fisher, V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 27: 98-105, 1995.
 17. Nummela, A, Keranen, T, and Mikkelsen, LO. Factors related to top running speed and economy. *Int J Sports Med* 28: 655-661, 2007.
 18. Nummela, AT, Paavolainen, LM, Sharwood, KA, Lambert, MI, Noakes, TD, and Rusko, HK. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 97: 1-8, 2006.
 19. Riley, PO, Dicharry, J, Franz, J, Della Croce, U, Wilder, RP, and Kerrigan, DC. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 40: 1093-1100, 2008.
 20. Saunders, PU, Pyne, DB, Telford, RD, and Hawley, JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 34: 465-485, 2004.
 21. Støren, Ø, Helgerud, J, and Hoff, J. Running stride peak forces inversely determines running economy in elite runners. *J Strength Cond Res* 25: 117-123, 2011.
 22. Terry, PC, Karageorghis, CI, Saha, AM, and D'Auria, S. Effects of synchronous music on treadmill running among elite triathletes. *J Sci Med Sport* 15: 52-57, 2012.
 23. Viitasalo, J, Luhtanen, P, Mononen, H, Norvapalo, K, Paavolainen, L, and Salonen, M. Photocell contact mat: A new instrument to measure contact and flight times in running. *J Appl Biomech* 13: 254-266, 1997.

ANEXO II

Rearfoot Striking Runners Are More Economical Than Midfoot Strikers

ANA OGUETA-ALDAY, JOSÉ ANTONIO RODRÍGUEZ-MARROYO, and JUAN GARCÍA-LÓPEZ

Department of Physical Education and Sports, Institute of Biomedicine (IBIOMED), University of León, León, SPAIN

ABSTRACT

OGUETA-ALDAY, A., J. A. RODRÍGUEZ-MARROYO, and J. GARCÍA-LÓPEZ. Rearfoot Striking Runners Are More Economical Than Midfoot Strikers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 46, No. 3, pp. 580–585, 2014. **Purpose:** This study aimed to analyze the influence of foot strike pattern on running economy and biomechanical characteristics in subelite runners with a similar performance level. **Methods:** Twenty subelite long-distance runners participated and were divided into two groups according to their foot strike pattern: rearfoot (RF, $n = 10$) and midfoot (MF, $n = 10$) strikers. Anthropometric characteristics were measured (height, body mass, body mass index, skinfolds, circumferences, and lengths); physiological ($\dot{V}O_{2\max}$, anaerobic threshold, and running economy) and biomechanical characteristics (contact and flight times, step rate, and step length) were registered during both incremental and submaximal tests on a treadmill. **Results:** There were no significant intergroup differences in anthropometrics, $\dot{V}O_{2\max}$, or anaerobic threshold measures. RF strikers were 5.4%, 9.3%, and 5.0% more economical than MF at submaximal speeds (11, 13, and 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ respectively, although the difference was not significant at 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, $P = 0.07$). Step rate and step length were not different between groups, but RF showed longer contact time ($P < 0.01$) and shorter flight time ($P < 0.01$) than MF at all running speeds. **Conclusions:** The present study showed that habitually rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. Foot strike pattern affected both contact and flight times, which may explain the differences in running economy. **Key Words:** FOOT STRIKE PATTERN, BIOMECHANICS, RUNNING ECONOMY, HALF-MARATHON

The possible relationships between foot strike pattern and running performance are controversial topics of discussion (16,18,22,25). Although foot strike pattern can be variable, three patterns are commonly distinguished (8): 1) rearfoot strike, in which the heel contacts the ground first; 2) midfoot strike, in which the heel and ball of the foot contact the ground simultaneously; and 3) forefoot strike, in which the ball of the foot contacts the ground before the heel. It was observed during a half-marathon race (16) that 78%, 20%, and 2% of runners adopted rearfoot, midfoot, and forefoot strike patterns, respectively. Recently, an even higher percentage of rearfoot strikers (approximately 94%, 5%, and 1%, respectively) was observed during a marathon race (19). Furthermore, the percentage of rearfoot strikers increased from 88% to 93% when the same competitors were analyzed at 10 and 32 km of a marathon, respectively (21).

There is controversy about the influence of foot strike pattern on running performance, and recent studies have shown contradictory results (19,21). Some of them observed a lower percentage of rearfoot strikers among elite performers than

low performers (16,19), whereas others did not observe this tendency (21). Both midfoot and forefoot patterns may enable a better stretching of the foot arch and a better storage and release of elastic energy from tendons, ligaments, and muscles of the lower limbs during the first part of ground contact (22,25). Forefoot and midfoot strikers also have shorter contact time with the ground (5,13,16,24), increasing leg stiffness and possibly improving running economy (10). To the contrary, three previous studies demonstrated that changing the foot strike pattern (from rearfoot to forefoot and *vice versa*) did not have any acute effect on running economy (1,7,25). However, these studies were not performed with the natural foot strike pattern of the runners, which may have influenced their results. Further, the biomechanical and physiological implications of a change of the natural foot strike pattern are still unknown (26).

Most of the aforementioned studies did not take into account runners' physiological characteristics or performance level (5,13,22,24), which could have affected their findings. A recent study has simultaneously compared biomechanical and physiological parameters of runners who naturally used different foot strike patterns (13). It showed no significant differences in running economy between rearfoot and forefoot strikers, although rearfoot pattern tended to be more economical than forefoot one (13). The four studies that analyzed the influence of foot strike pattern on running economy were performed on recreational runners (1,7,13,25) when, paradoxically, forefoot strike pattern seems to be more common among high-level performers (16,19).

The purpose of the present study was to analyze the influence of foot strike pattern (rearfoot vs midfoot) on running

Address for correspondence: Ana Ogueta-Alday, Department of Physical Education and Sports, University of León, 24071 León, Spain; E-mail: aogua@unileon.es.

Submitted for publication January 2013.

Accepted for publication August 2013.

0195-9131/14/4603-0580/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2014 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0000000000000139

economy and biomechanical characteristics (contact and flight times, step rate, and step length) in subelite long-distance runners with similar performance level. The hypothesis was that habitually rearfoot striking runners would have longer contact times and better running economy than midfoot strikers.

METHODS

Subjects

Twenty healthy athletes participated in the study. All were well-trained, long-distance runners and competitors with 12 ± 6 yr of training experience. Their typical training volume during the month preceding the study was 91 ± 24 km·wk⁻¹. Following the criteria of Hasegawa et al. (16), runners were divided into two groups according to their foot strike pattern: rearfoot ($n = 10$; mean \pm SD; age = 26.2 ± 6.5 yr, body mass = 68.1 ± 4.7 kg, height = 1.80 ± 0.06 m) and midfoot/forefoot ($n = 10$; mean \pm SD; age = 28.7 ± 6.6 yr, body mass = 66.1 ± 5.7 kg, height = 1.77 ± 0.04 m). The following inclusion criteria were applied: runners must have competed at least one half-marathon during the 6-wk period before the study; their performance level must be between 1:05:00 and 1:15:00 hh:mm:ss, determined by the “chip time” (time from the start to the finish line after 21,097 m). In fact, the range of performance was very narrow (between 1:06:40 and 1:14:09 hh:mm:ss). Subjects were informed of the procedures, methods, benefits, and possible risks involved in the study before their written consent was obtained. The study was approved by the University Ethics Committee and met the requirements of the Declaration of Helsinki.

Procedures

All runners were evaluated during their preparatory period (September–December). They reported to the laboratory on two different days, with an interval of at least 1 wk. On the first day, anthropometric characteristics were registered and an incremental treadmill $\dot{V}O_{2\max}$ test was performed. On the second day, a submaximal test at different running speeds was performed. All testing sessions were conducted at the same time of day (between 10:00 a.m. and 1:00 p.m.), under similar environmental conditions (~ 800 m altitude, 20°C – 25°C , 20%–35% relative humidity), and after a 24-h period of no hard training. On these days, a correct intake of carbohydrate and rehydration was recommended (23). Both running tests were preceded by a standardized warm-up (treadmill running at 10 – 12 km·h⁻¹ for 10 min followed by 5 min of free stretching). All runners wore the same running shoes in every testing session (250–300 g weight for each shoe) to prevent this variable from affecting running economy (12,15).

Running tests were performed on a treadmill (HP Cosmos Pulsar; HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Germany) with 1% of slope in an attempt to mimic the effects of air resistance on the metabolic cost of flat outdoor

running (23). Two fans were placed around the treadmill (~ 50 – 100 cm) to cool the subjects during running (one in front and one on the left side) (23). Respiratory gases (Medisoft Ergocard; Medisoft Group, Sorinnes, Belgium) and HR (Polar Team; Polar Electro Oy, Kempele, Finland) were monitored throughout the tests. As suggested in previous studies (24), a contact laser platform (SportJUMP System PRO®, DSD Inc., León, Spain) installed in the treadmill was used to obtain running biomechanical parameters. Specific software (Sport-Bio Running; DSD Inc., León, Spain) allowed the analysis of contact and flight times, step rate, and step length during running. A minimum recording time of 20 s was set at each running speed to obtain at least 32–64 consecutive steps and thus reduce the effect of intraindividual step variability (2). Runners' foot strike pattern was determined using a high-speed video camera (Casio Exilim Pro EX-F1; Casio Europe GMBH, Norderstedt, Germany) placed on the right side of the treadmill (~ 1 m), perpendicular to the sagittal plane at a height of 40 cm. All runners were analyzed by the same observer, who identified their foot strike pattern at 18 km·h⁻¹. This running speed was chosen as representative of intense training (23) and coincided with the runners' pace in the half-marathon (~ 3 min 20 s·km⁻¹). Because of the low percentage of midfoot and forefoot strikers during long-distance races, most studies classify them in the same category (16,21). Therefore, in this study, runners who appeared to land on the ball of the foot first (i.e., forefoot) or who landed with the heel and ball of the foot simultaneously (i.e., midfoot) were grouped together as midfoot strikers (5).

Anthropometry. Before the incremental test, each subject's body mass and height were recorded, together with six skinfold measurements (triceps, subscapular, suprailiac, abdominal, front thigh, and medial calf) using standard equipment (HSB-BI; British Indicators LTD, West Sussex, UK). The total leg and lower leg (shank) lengths were obtained (Harpender anthropometer; CMS Instruments, London, UK). Maximal thigh and shank (i.e., calf) circumferences as well as minimum ankle circumference were measured (Holtain LTD; Crymych, UK). All measurements were made by the same researcher following the criteria of previous studies (23).

Incremental test. The test started at 6 km·h⁻¹, and treadmill speed was increased 1 km·h⁻¹ every 1 min until volitional exhaustion. $\dot{V}O_{2\max}$ and HR_{max} were recorded as the highest values obtained in the 30 s before exhaustion (11). The ventilatory threshold and the respiratory compensation threshold were identified according to the criteria of Davis (9). Biomechanical parameters were only analyzed between 10 and 20 km·h⁻¹ to ensure that all subjects were running (i.e., with flight time) and reached at least that top speed. Biomechanical parameters were registered in the last 20 s of each running speed.

Submaximal test. Subjects performed 6 min of running at 11 , 13 , and 15 km·h⁻¹ with a 5-min rest in between. $\dot{V}O_2$ and HR were continuously registered during the test, considering the average of the last 3-min period of each set as

representative data (23). Running economy was determined as the $\dot{V}O_2$ cost at a given running speed (i.e., $\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ and $\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$ [23]). Biomechanical parameters were registered for a minimum of 20 s during the fifth minute of each set.

Statistical Analysis

The results are expressed as mean \pm SD. The Kolmogorov–Smirnov test was applied to ensure a Gaussian distribution of all results. A one-way ANOVA was used to analyze the differences between both groups of runners. Repeated-measures ANOVA was used to analyze the effect of running speed on biomechanical parameters. When a significant F value was found, the Newman–Keuls *post hoc* analysis was used to establish statistical differences between means. SPSS+ version 17.0 statistical software (SPSS, Inc., Chicago, IL) was used. Values of $P < 0.05$ were considered statistically significant.

RESULTS

No significant differences were detected between rearfoot versus midfoot strikers in performance level (1:10:59 \pm 0:02:15 and 1:10:21 \pm 0:01:42 hh:mm:ss, respectively), age (26.2 \pm 6.5 vs 28.7 \pm 6.6 yr, respectively), previous running experience (12.2 \pm 7.0 vs 12.0 \pm 5.3 yr, respectively), or weekly training volume (92.1 \pm 32.6 vs 90.1 \pm 13.3 km, respectively). No significant differences in anthropometric variables were observed (Table 1).

Table 2 shows the physiological variables obtained during the incremental and the submaximal tests. No significant differences between rearfoot versus midfoot strikers were observed during the incremental test. However, in the submaximal test, rearfoot strikers demonstrated 5.4% and 9.3% lower $\dot{V}O_2$ and better running economy at 11 and 13 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, respectively. At 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, the difference was not significant.

Figure 1 shows contact and flight times obtained during the submaximal and the incremental tests. Rearfoot strikers showed longer contact time ($P < 0.01$) and shorter flight time ($P < 0.01$) compared with midfoot strikers. Nevertheless, there were no differences in step rate and step length between the two groups of runners at any speed.

TABLE 1. Anthropometric characteristics of rearfoot versus midfoot strikers.

	Rearfoot (n = 10)	Midfoot (n = 10)
Mass (kg)	68.1 \pm 4.7	66.1 \pm 5.7
Height (cm)	179.7 \pm 5.8	176.7 \pm 4.0
Body mass index ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	21.1 \pm 1.4	21.1 \pm 1.2
Σ of six skinfolds (mm)	41.1 \pm 6.8	36.7 \pm 5.4
Maximal thigh circumference (cm)	49.9 \pm 2.2	50.5 \pm 3.9
Maximal shank (or calf) circumference (cm)	36.5 \pm 2.1	36.5 \pm 1.4
Minimum ankle circumference (cm)	22.2 \pm 1.2	21.9 \pm 1.3
Total leg length (cm)	90.9 \pm 3.7	89.6 \pm 2.4
Lower leg (shank) length (cm)	44.6 \pm 1.9	44.5 \pm 1.6

Values are presented as mean \pm SD. Σ of six skinfolds, sum of six skinfolds. Skinfold sites were triceps, subscapular, suprailiac, abdominal, front thigh, and medial calf.

TABLE 2. Physiological variables of rearfoot versus midfoot strikers during the incremental and submaximal tests.

	Rearfoot (n = 10)	Midfoot (n = 10)
Incremental test		
$\dot{V}O_{2\text{max}}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	65.8 \pm 4.6	66.7 \pm 3.6
HR_{max} (bpm)	185 \pm 8	185 \pm 8
Treadmill peak speed ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)	20.9 \pm 0.8	21.4 \pm 0.9
RCT— $\dot{V}O_2$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	58.7 \pm 5.1	58.4 \pm 5.9
RCT—speed ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)	17.9 \pm 1.0	17.6 \pm 1.3
VT— $\dot{V}O_2$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	41.2 \pm 4.1	41.2 \pm 3.4
VT—speed ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)	12.5 \pm 1.3	12.2 \pm 1.1
Submaximal test		
$\dot{V}O_2$ —11 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	37.4 \pm 1.6	39.5 \pm 2.5*
RE—11 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$)	204.1 \pm 9.1	215.7 \pm 13.6*
$\dot{V}O_2$ —13 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	43.3 \pm 3.1	47.7 \pm 2.4*
RE—13 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$)	199.8 \pm 14.5	220.4 \pm 11.1*
$\dot{V}O_2$ —15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	51.4 \pm 3.7	54.1 \pm 2.5 ($P = 0.07$)
RE—15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$)	205.5 \pm 14.6	216.3 \pm 10.0 ($P = 0.07$)

Values are presented as mean \pm SD.

*Significant difference ($P < 0.05$) between rearfoot versus midfoot strikers.

$\dot{V}O_{2\text{max}}$, maximal oxygen uptake; HR_{max} , maximal HR; RCT, respiratory compensation threshold; VT, ventilatory threshold; RE, running economy.

Overall, for both groups of runners together, flight time increased ($P < 0.001$) during the incremental test ($n = 20$), and contact time decreased ($P < 0.001$) as running speed increased. Figure 2 shows the effect of running speed on step rate ($P < 0.001$) and step length ($P < 0.001$). Step rate increased at $0.123 \text{ Hz}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$, whereas step length did so at $0.284 \text{ m}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$.

DISCUSSION

The main outcome of the present study was that subelite rearfoot striking, long-distance runners had better running economy at submaximal running speeds (between 57% and 81% of $\dot{V}O_{2\text{max}}$) than midfoot strikers (Table 2). Likewise, rearfoot strikers showed longer contact time ($P < 0.05$) and shorter flight time ($P < 0.05$) at all running speeds (Fig. 1). Both groups of runners presented the same performance level in a half-marathon, which allowed us to separate the effect of the foot strike pattern on running economy and biomechanics. This is the first study that simultaneously compared physiological

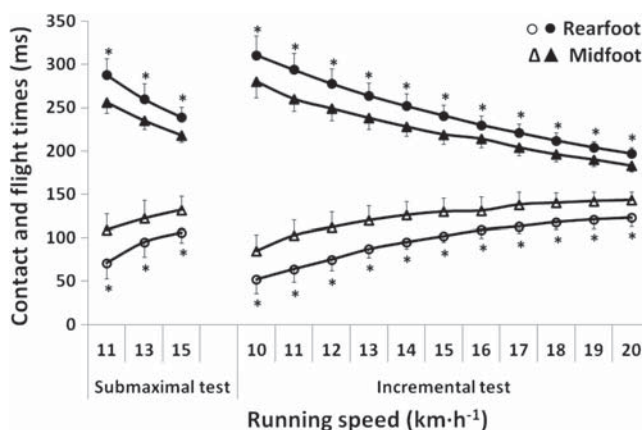


FIGURE 1—Contact (solid markers) and flight times (open markers) during submaximal and incremental tests in rearfoot (circles) and midfoot strikers (triangles). *Significant differences between rearfoot and midfoot strikers ($P < 0.05$).

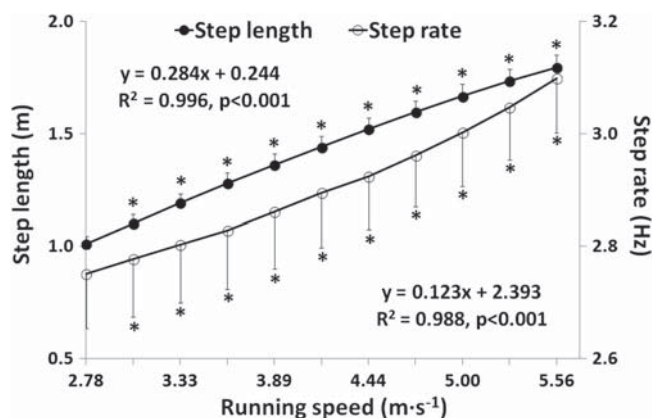


FIGURE 2—Step rate and length as a function of running speed ($n = 20$). *Significant difference with previous speed ($P < 0.05$).

and biomechanical characteristics of high-level runners who naturally used rearfoot versus midfoot strike patterns.

Previous studies observed that in long-distance races, a smaller percentage of the faster runners used a rearfoot strike pattern, suggesting that midfoot strike pattern is associated with a high performance level (16,19). However, another study did not detect this (21). In the present study, the two groups of high-level runners (rearfoot and midfoot strikers) showed no differences in performance, anthropometric (Table 1), or physiological (Table 2) variables other than running economy. In one of the most recent studies on this topic, Kasmer et al. (2013) made a claim for the possible causes of the discrepancy with respect to the results of Larson et al. (2011): different performance level, different sample size, different foot strike classification, and other technological considerations (type of camera, camera location, etc.). The results of the present study supported Larson et al. (2011) and showed no influence of the foot strike pattern on performance or on other associated factors such as physiological variables.

In the present study, rearfoot strikers had lower $\dot{V}O_2$ and better running economy than midfoot strikers at 11 and 13 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Table 2). These results are not in line with previous studies that changed (1,7,25) or maintained (13) the natural foot strike pattern of the runners at similar submaximal running speeds (between 9 and 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). These studies did not observe any difference in running economy between both foot strike patterns, although a recent study showed a tendency of rearfoot pattern to be more economical than forefoot one (13). In the present study, two groups of 10 subelite male runners participated, whereas Gruber et al. (2013) used two groups of gender mixed runners with unknown performance level and unidentified physiological characteristics. Thus, both studies concur that midfoot strikers were not more economical than rearfoot ones, although more scientific evidence is necessary to confirm the better running economy of rearfoot strikers. The observed differences in running economy between rearfoot and midfoot strikers of the present study (5.4%, 9.3%, and 5.0% at 11, 13 and 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, respectively) were comparable with the differences (6%–7%) observed between elite male and female long-distance runners (6) and

between African and Caucasian runners (28). Taking into account the results of the present study (Table 2), rearfoot strikers could run $\sim 1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ faster than midfoot strikers with the same energy expenditure (between 11 and 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Running economy at 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ was not significantly different ($P = 0.07$) between the two groups of runners, possibly because of a higher dispersion of both $\dot{V}O_2$ and running economy values in the rearfoot strikers. In this study, at 13 and 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, both groups of runners obtained between 60% and 90% of their $\dot{V}O_{2\text{max}}$, where running economy was steady.

The advocates of “barefoot running” or “minimalist running” speculate about the possible advantages of midfoot strike patterns on running performance (22,25). Theoretically, this type of foot strike pattern allows a better stretching of the arch of the foot and better elastic energy storage of tendons, ligaments, and muscles of the lower limbs during the first part of ground contact. However, to our knowledge, there is no scientific evidence of this advantage for running economy or even for running performance (25). The aforementioned advantages might only appear at very high running speeds, and not in submaximal running. Recent studies (18) observed that the prevalence of rearfoot and midfoot/forefoot strikers (31% and 69%, respectively) was reversed in middle-distance races (800–1500 m) compared with long-distance races (93%–94% and 6%–7%, respectively) (19,21). Training and competitive running speeds chosen by middle-distance runners (~ 20 –25 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) and long-distance runners (~ 15 –20 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) could justify this inversion of foot strike pattern prevalence. According to the results of this study, midfoot strikers did not show better running economy at submaximal running speeds ($\leq 15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), which are normally chosen by recreational runners.

The foot strike pattern did not influence step rate and step length at the same running speed. However, rearfoot strikers showed longer contact time (between 7% and 13%) and shorter flight time (between 13% and 35%) compared with midfoot strikers (Fig. 1). These contact time differences ($\sim 10\%$) were in line with previous studies when comparing rearfoot versus midfoot strikers (5,13,16,18,24) and could explain the observed differences in running economy (between 5.0% and 9.3%). Roberts et al. (27) found that most (70%–90%) of the metabolic cost in running bipeds was due to the time available to generate force. Therefore, an inverse relationship between the metabolic cost of running and the time the foot applied force to the ground was described (20). The mechanism by which rearfoot strikers needed longer contact time was previously explained (18). These runners contacted the floor with a more extended leg and needed more time to reach the maximum knee flexion during the braking phase (18). On the other hand, in the present study, the midfoot strikers showed longer flight times and possibly a greater oscillation of the center of mass, which has been associated with poor running economy (14). Because this study only analyzed flight time and not the oscillation of the center of mass, future studies should examine this issue. In

addition, because of the observed differences between rearfoot and midfoot strikers in contact and flight times, future studies should take into account runners' foot strike pattern when associating contact time and running economy.

In the present study, taking both groups of runners together ($n = 20$), the decrease of contact time with the increase of running speeds was ~ 10 ms every $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Fig. 1), comparable with the ~ 20 ms every $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ found in a previous study (24). Moreover, the increase of running speed (from 10 to $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) was due more to an increase of step length (from 1.01 to 1.79 m, 77%) than to an increase of step rate (from 2.75 to 3.10 Hz , 13%) (Fig. 2). It was well known that the increase in speed during submaximal efforts (i.e., endurance running) is due to an increase of step length, while during supramaximal efforts (i.e., sprint running), it is due to an increase of step rate (3,17). In this study, the increases found in step length and step rate ($0.123 \text{ Hz}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ and $0.284 \text{ m}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$, respectively) were similar to those shown in previous studies ($0.115 \text{ Hz}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ and $0.299 \text{ m}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$, respectively) with runners of similar anthropometric characteristics (179.3 cm) (4). Qualitatively, they were also similar to the quadratic relationships described in previous studies (17): concave upward between step rate and running speed, and concave downward between step length and running speed.

One of the limitations of this study was that runners' foot strike pattern was determined at $18 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (representative of the runners' pace during the half-marathon), whereas running economy was tested at slower speeds ($11\text{--}15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). We assumed that foot strike pattern did not change during

submaximal speeds, but future studies should verify this. Furthermore, the submaximal test could have been performed at 13, 15, and $17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ instead of 11, 13, and $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Energy expenditure at $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ did not reach the 60% of $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$, whereas it was 78% and 81% of $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$ at $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ for rearfoot and midfoot strikers, respectively. Nevertheless, for some runners, the energy expenditure at $17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ could be higher than 90% of $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$, where running economy should not be assessed because of the contribution of anaerobic metabolism (1).

In conclusion, the results of the present study showed that rearfoot strikers were more economical than midfoot strikers at submaximal running speeds (57%–81% of $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$). Biomechanically, the foot strike pattern did not influence either step rate or step length at the same running speed but affected both contact (longer in rearfoot runners) and flight time (longer in midfoot runners). The observed differences in these biomechanical parameters could explain the differences in running economy.

The authors thank the runners who participated in this study for their collaboration. The study was supported by the University of León and the Spanish Sports Council (CSD) (157/UPB10/12), Spain. They also thank the Basque Government for supporting Ana Ogueta-Alday with a predoctoral grant (2011–2014). The authors have no conflicts of interest to disclose.

The authors, Ana Ogueta-Alday, José Antonio Rodríguez-Marroyo, and Juan García-López, have no conflict of interest.

The results of the present study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

REFERENCES

1. Ardigo LP, LaFortuna C, Minetti AE, Mognoni P, Saibene F. Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiol Scand.* 1995; 155(1):17–22.
2. Belli A, Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995;70(6):510–7.
3. Bramble DM, Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature.* 2004;432(7015):345–52.
4. Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effect. *Med Sci Sports Exerc.* 1989;21(4):467–79.
5. Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.* 1980;13(5):397–406.
6. Chapman RF, Laymon AS, Wilhite DP, McKenzie JM, Tanner DA, Stager JM. Ground contact time as an indicator of metabolic cost in elite distance runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(5): 917–25.
7. Cunningham CB, Schilling N, Anders C, Carrier DR. The influence of foot posture on the cost of transport in humans. *J Exp Biol.* 2010;213(5):790–7.
8. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretzky J, Daoud YA, Lieberman DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(7):1325–34.
9. Davis JA. Anaerobic threshold: a review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc.* 1985;17(1):6–21.
10. Dumke CL, Pfaffenroth CM, McBride JM, McCauley GO. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int J Sports Physiol Perform.* 2010;5(2):249–61.
11. Fletcher JR, Esau SP, Macintosh BR. Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. *J Appl Physiol.* 2009;107(6):1918–22.
12. Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(8):1519–25.
13. Gruber AH, Umberger BR, Braun B, Hamill J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot or forefoot strike patterns. *J Appl Physiol.* 2013;115(2):194–201.
14. Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res.* 2012;26(8):2065–70.
15. Hanson NJ, Berg K, Deka P, Meendering JR, Ryan C. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *Int J Sports Med.* 2011; 32(6):401–6.
16. Hasegawa H, Yamauchi T, Kramer WJ. Foot strike patterns of runners at the 15 km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):888–93.
17. Hay JG. Cycle rate, length, and speed of progression in human locomotion. *J Appl Biomech.* 2002;18(3):257–70.
18. Hayes P, Caplan N. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J Sports Sci.* 2012; 30(12):1275–83.
19. Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform.* 2013;8(3):286–92.

20. Kram R, Taylor CR. Energetics of running: a new perspective. *Nature*. 1990;346(6281):265–7.
21. Larson P, Higgins E, Kaminski J, et al. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci*. 2011;29(15):1665–73.
22. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531–5.
23. Lucia A, Esteve-Lanao J, Oliván J, et al. Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2006;31(5):530–40.
24. Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *J Strength Cond Res*. 2013;27(5):1455–62.
25. Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(7):1335–43.
26. Rixe JA, Gallo RA, Silvis ML. The barefoot debate: can minimalist shoes reduce running-related injuries. *Curr Sports Med Rep*. 2012;11(3):160–5.
27. Roberts TJ, Kram R, Weyand PG, Taylor CR. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *J Exp Biol*. 1998;201(Pt 19):2745–51.
28. Weston AR, Mbambo Z, Myburgh KH. Running economy of African and Caucasian distance runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(6):1130–4.

ANEXO III

Decisive anthropometric, physiological and biomechanical variables of half-marathon performance (under review)

Running head title: Long-distance running performance

Ana Ogueta-Alday, Jose A. Rodríguez-Marroyo, Juan García-López

Department of Physical Education and Sports, Institute of Biomedicine (IBIOMED),
University of León, León, Spain

Corresponding author:

Ana Ogueta-Alday

Department of Physical Education and Sports, University of León, 24071, León (Spain)

Email: aogua@unileon.es

Tel: +34 649 355787

Fax: +34 987 293008

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze the influence of anthropometric, physiological and biomechanical variables on half-marathon performance. Forty-eight male runners participated in this study, and were classified into 4 groups according to their performance level (min): Group 1 (n= 11, < 70 min), Group 2 (n= 13, < 80 min), Group 3 (n= 13, < 90 min), Group 4 (n= 11, < 105 min). They performed an anthropometric assessment, a running economy test and a maximal incremental test. During the running tests, physiological (oxygen consumption, RER and heart rate) and biomechanical variables (spatio-temporal parameters and foot strike pattern) were simultaneously recorded. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and correlations with performance were obtained ($r = 0.34-0.92$) in training-related (experience and km per week), anthropometrics (mass, body mass index and sum of six skinfolds), physiological (VO_{2max} , RCT-respiratory compensation threshold and running economy) and biomechanical variables (foot strike pattern, contact times in the submaximal test, and contact times and step length in the incremental test). Contact time differences could be explained by the runners' different foot strike patterns (midfoot/forefoot vs rearfoot). Half-marathon performance could be predicted (96.2%) from both peak and RCT speeds, together with training experience. In conclusion, apart from training-related, anthropometric and physiological variables, some biomechanical variables (foot strike pattern and step length) have been seen to be sensitive to half-marathon performance.

Key words: long-distance running, body fat, peak running speed, running economy, spatio-temporal parameters

INTRODUCTION

Nowadays, the relationship between physiological variables and running performance is well-known. A high $\text{VO}_{2\text{max}}$, respiratory compensation threshold and a good running economy are highly related with performance in long-distance races (1). The relative relevance of these variables has been discussed (12). While some authors have suggested the respiratory compensation threshold (1,22) as the best predictor of running performance, others have indicated the running economy (27), peak running speed (12) or a combination of some of them (25).

Some anthropometric variables are also important to obtain a good running performance, or because they affect some of the aforementioned physiological variables (8,15,18,29). A low body mass (15,29), body mass index (8,29), body fat (8,18,29) and sum of skinfolds (29) allow a better long-distance running performance. However, the influence of other anthropometric variables is still unknown. For example, some studies have observed a relationship between low stature and performance (18,29) or running economy (25) while others have not (15). The discrepancy is even higher with respect to lower leg (shank) length or arm-leg circumferences (15,16,19,29), where the comparison between athletes of different races (16,19) could have influenced their results.

The possible influence of biomechanical variables on long-distance running performance is quite unclear. Some studies identified the foot strike pattern (midfoot/forefoot *vs* rearfoot) as a key factor, and found a higher number of midfoot/forefoot runners in the first classified runners of a race (9,14), while others did not observe this tendency (17). On the other hand, some studies have associated a lower contact time with better performance (9,22), while others have not (25). These discrepancies could be due to the dependence of contact time on both running speed and runners' foot strike pattern (20,21).

The relationship between running performance and some of the aforementioned variables could have been conditioned by the different ethnicities analyzed (e.g. Caucasian *vs* African runners) or by the indirect relationships between biomechanical variables (e.g. running speed or foot strike pattern with the contact time). Equally, some of these studies were performed in small groups of runners ($n < 15$) (5,25) or in runners with a similar level of performance (5,7,18,19,21,22,27). Therefore, the purpose of this

study was to analyze the influence of anthropometric, physiological and biomechanical variables on the half-marathon performance of a wide range of Caucasian runners. We hypothesized that there would be differences among runners of different level in anthropometric and physiological variables. Biomechanical variables would be relevant to performance (incremental test), but there would not be many differences when running at the same absolute speed (submaximal test).

METHODS

Experimental Approach to the Problem

The main objective of the present study was to investigate the impact of anthropometric, physiological and biomechanical variables on long-distance races performance. To do this, a large number of half-marathon runners (n= 48) with different performance level (from 63 to 101 min) were deeply analyzed. Runners reported to the laboratory on two different days, with an interval of at least one week. On the first day, anthropometric characteristics were recorded and an incremental treadmill test was performed. On the second day, a submaximal test at different running speeds was performed. The running speeds were set to 11, 13 and 15 km·h⁻¹ to assure that lower and higher level runners were between 60-90% of VO_{2max} in one of these speeds, and therefore, to obtain their running economy (12). During both tests, physiological (VO₂, RER and HR) and biomechanical (contact and flight times, step rate and length) variables were simultaneously registered.

Subjects

Forty-eight long-distance male runners participated in the study according to the following inclusion criteria: 1- runners had to be Caucasian, 2- they must have participated in at least one half-marathon during the six-week period prior to the study, 3- their performance level must be better than 105 min, determined by the “chip time” (time from the start to the finish line after 21,097 m). Runners were divided into four groups according to their performance level: Group 1 (n= 11, < 70 min), Group 2 (n= 13, between 70 and < 80 min), Group 3 (n= 13, between 80 and < 90 min) and Group 4 (n= 11, between 90 and < 105 min). Additionally, following the criteria of Hasegawa (9), runners were divided into two groups according to their foot strike pattern: rearfoot or

midfoot/forefoot strikers. Written consent was obtained from the subjects and the study was approved by the University Ethics Committee.

Procedures

All testing sessions were conducted at the same time of day (between 10 a.m. and 1 p.m.) under similar environmental conditions (~ 800 m altitude, 20-25°C, 20-35% relative humidity). During these days, a correct intake of carbohydrate and rehydration was recommended (19). Both running tests were preceded by a standardized warm-up (treadmill running at 10-12 km·h⁻¹ for 10 min followed by 5 min free stretching). All runners wore the same running shoes in every testing session (250-300 gr weight for each shoe) to prevent this variable from affecting running economy (6).

Running tests were performed on a treadmill (HP Cosmos Pulsar, HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Germany) with a 1% slope in an attempt to mimic the effects of air resistance on the metabolic cost of flat outdoor running (19). Two fans were placed around the treadmill (~ 50-100 cm) to cool the subjects during running (one in front and one on the left side) (19). Respiratory gases (Medisoft Ergocard, Medisoft Group, Sorinnes, Belgium) and heart rate (HR) (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finland) were monitored throughout the tests. Running biomechanical parameters (contact and flight times, step rate and length) were recorded with a contact laser platform installed in the treadmill (SportJump System PRO®, DSD Inc., León, Spain) and connected to a specific software (Sport-Bio Running, DSD Inc., León, Spain). This system was previously validated (20). A minimum recording time of 20 s was set at each running speed to obtain at least 32-64 consecutive steps and thus reduce the effect of intra-individual step variability (21). Runners' foot strike pattern was determined using a high-speed video camera (Casio Exilim Pro EX-F1, CASIO Europe GMBH, Norderstedt, Germany) placed on the right side of the treadmill (~ 1 m), perpendicular to the sagittal plane at a height of 40 cm. All runners were analyzed by the same observer, who identified their foot strike pattern at their competitive running speed. This running speed was calculated from the time needed to complete the half-marathon (e.g. 18 km·h⁻¹ for a runner with a performance of 70 min). Due to the low percentage of midfoot and forefoot strikers in long-distance races, the majority of studies classify them in the same category (9,17,21). Therefore, runners were classified as midfoot/forefoot or rearfoot strikers in this study.

Anthropometry. Subject's body mass and height were recorded, together with 6 skinfold measurements (triceps, subscapular, supra-iliac, abdominal, front thigh and medial calf) using standard equipment (HSB-BI, British Indicators LTD, West Sussex, UK). The total leg and lower leg (shank) lengths were also obtained (Harpender anthropometer, CMS instruments, London, UK). Maximal thigh and shank circumferences, as well as minimum ankle circumference, were measured (Holtain LTD; Crymych, UK). All measurements were made by the same researcher following the criteria of previous studies (19).

Incremental test. The test started at $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ and treadmill speed was increased $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ every 1-min until volitional exhaustion. $\text{VO}_{2\text{max}}$ and HR_{max} were recorded as the highest values obtained in the 30 s before exhaustion (21). The ventilatory threshold (VT) and the respiratory compensation threshold (RCT) were identified according to the criteria of Davis (3). Biomechanical parameters were recorded in the last 20 s of each running speed, from $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (i.e., when runners started to have flight time) until peak speed.

Submaximal test. Subjects performed 6-min running at 11, 13 and $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ with a 5-min rest in between. VO_2 and HR were continuously recorded during the test, the average of the last 3-min period of each set being considered as representative data (19). Running economy (RE) was determined as the VO_2 cost at a given running speed, expressed in $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$ and $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-0.75}\cdot\text{km}^{-1}$. The best value between 60-90% of $\text{VO}_{2\text{max}}$ was chosen as running economy representative value (12). In addition, the ratio between the maximum energy available and the expended energy to move the body mass ($\text{VO}_{2\text{max}}\cdot\text{RE}^{-1}$ in $\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$) was also obtained (25). Biomechanical parameters were recorded for a minimum of 20 s during the 5th minute of each set.

Statistical Analyses

The results are expressed as mean \pm SD. The Kolmogorov-Smirnov test was applied to ensure a Gaussian distribution of all results. A one-way ANOVA was used to analyze the differences between the four groups of runners. When a significant F value was found, the Newman-Keuls post hoc analysis was used to establish statistical differences between means. Effect sizes (ES) (Cohen's d) were also calculated (20). The magnitude of the difference was considered to be trivial ($\text{ES} < 0.2$), small ($0.2 \leq \text{ES} < 0.5$), moderate ($0.5 \leq \text{ES} < 0.8$) and large ($\text{ES} \geq 0.8$). Pearson correlation coefficient (r) was used to obtain relationships between variables. Multiple-regression analyses (step

by step) were applied to determine half-marathon prediction equations, from training-related, anthropometric, physiological and biomechanical variables. A general equation was also calculated taking into account the most relevant variables obtained from each of the previous equations. SPSS+ version 17.0 statistical software (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) was used. Values of $p < 0.05$ were considered statistically significant.

RESULTS

Table 1 shows that running experience (ES= 1.62) and weekly training volume (ES= 1.65) had a significant effect ($p < 0.001$) on performance level. Higher level runners showed lower body mass (ES= 0.55, $p < 0.01$), body mass index (ES= 1.42, $p < 0.001$) and sum of skinfolds (ES= 2.08, $p < 0.001$) than lower performers. All these variables were related to running performance ($p < 0.05$).

Table 1. Mean (\pm SD) training-related and anthropometric variables of the different groups of runners. Correlation (r) with running performance (time to complete a half-marathon).

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
Running performance (min)	66.0 \pm 2.3*†#	73.0 \pm 3.4†#	85.2 \pm 2.5#	96.0 \pm 3.2	---
Age (years)	30.0 \pm 6.0	29.3 \pm 6.3	34.4 \pm 6.3	34.5 \pm 9.3	
Running experience (years)	16.5 \pm 5.6*†#	11.0 \pm 3.7†#	4.5 \pm 3.3	3.6 \pm 4.2	-0.75
Training volume (km·week ⁻¹)	118.6 \pm 30.3*†#	85.8 \pm 23.3†#	51.7 \pm 21.3	43.3 \pm 15.4	-0.80
Mass (kg)	66.5 \pm 5.3†#	68.1 \pm 5.0†	73.0 \pm 5.6	73.0 \pm 8.9	0.45
Body height (cm)	176.4 \pm 5.0	179.7 \pm 4.1	177.0 \pm 6.2	173.9 \pm 6.8	
Body mass index (kg·m ⁻²)	21.4 \pm 1.4†#	21.1 \pm 0.9†#	23.3 \pm 1.3	24.1 \pm 2.4	0.64
Σ of 6 skinfolds (mm)	37.4 \pm 9.1†#	40.4 \pm 6.3†#	58.6 \pm 13.8#	70.3 \pm 15.9	0.78
Maximal thigh circumference (cm)	50.6 \pm 4.1	50.3 \pm 1.8	51.7 \pm 2.2	51.6 \pm 3.9	
Maximal shank circumference (cm)	36.5 \pm 1.2	36.6 \pm 1.8	37.2 \pm 1.8	37.0 \pm 2.1	
Minimum ankle circumference (cm)	21.4 \pm 0.9	22.0 \pm 1.2	22.6 \pm 1.1	22.8 \pm 2.0	
Total leg length (cm)	89.3 \pm 3.0	91.5 \pm 3.3	90.2 \pm 5.1	88.9 \pm 4.9	
Lower leg (shank) length (cm)	43.8 \pm 1.4	45.3 \pm 1.6	45.3 \pm 4.3	44.4 \pm 2.4	

Note: Running performance, time (s) to complete a half-marathon. G1, G2, G3, G4, groups of runners of different performance level (< 70 , < 80 , < 90 and ≥ 90 min, respectively). Σ of 6 skinfolds, sum of six skinfolds: triceps, subscapular, supra-iliac, abdominal, front thigh and shank. *, significant differences with Group 2; †, significant differences with Group 3; #, significant differences with Group 4. r, significant correlation ($p < 0.05$).

Table 2 shows a significant effect ($p < 0.001$) of performance level in VO_{2max} expressed as $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ($ES = 1.31$) and $ml \cdot kg^{-0.75} \cdot min^{-1}$ ($ES = 1.24$), peak speed ($ES = 3.27$) and speed in both VT ($ES = 1.80$) and RCT ($ES = 3.16$). Additionally, a significant effect ($p < 0.01$) of performance level in running economy, expressed as $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ ($ES = 1.06$) and $ml \cdot kg^{-0.75} \cdot km^{-1}$ ($ES = 1.12$), was observed, as well as in the $VO_{2max} \cdot RE^{-1}$ coefficient ($ES = 2.07$). The correlations with running performance were higher in those variables with higher differences between groups.

Table 2. Mean (\pm SD) physiological variables of the different groups of runners during the incremental and the submaximal tests. Correlation (r) with running performance (time to complete a half-marathon).

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r	
Incremental Test	VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	69.2 \pm 5.0*†#	64.4 \pm 5.7†#	56.9 \pm 4.5	55.9 \pm 6.2	-0.76
	VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-0.75} \cdot min^{-1}$)	197.4 \pm 13.8*†#	184.9 \pm 14.1†#	166.1 \pm 13.2	163.1 \pm 16.0	-0.67
	HR_{max} (bpm)	186 \pm 6	185 \pm 7	186 \pm 9	186 \pm 11	
	Peak speed ($km \cdot h^{-1}$)	22.1 \pm 0.8*†#	20.6 \pm 1.0†#	18.8 \pm 0.4#	17.4 \pm 0.9	-0.92
	RCT - % VO_{2max}	87.8 \pm 4.8	90.2 \pm 3.7	87.6 \pm 5.0	84.4 \pm 5.3	-0.34
	RCT - speed ($km \cdot h^{-1}$)	18.6 \pm 1.2*†#	17.4 \pm 1.2†#	15.5 \pm 0.8#	13.8 \pm 1.1	-0.92
	VT - % VO_{2max}	58.9 \pm 4.5	61.1 \pm 7.1	59.7 \pm 6.4	62.7 \pm 7.4	
	VT - speed ($km \cdot h^{-1}$)	12.7 \pm 1.2*†#	11.8 \pm 1.3†#	10.2 \pm 0.5	9.8 \pm 1.3	-0.76
Submaximal Test	RE ($ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$)	196.1 \pm 18.8#	205.5 \pm 12.1	205.2 \pm 12.9	219.5 \pm 18.4	0.39
	RE ($ml \cdot kg^{-0.75} \cdot km^{-1}$)	559.7 \pm 55.1#	590.0 \pm 35.6	600.0 \pm 41.8	640.4 \pm 52.8	0.50
	$VO_{2max} \cdot RE^{-1}$ ($m \cdot min^{-1}$)	355.7 \pm 42.6*†#	313.7 \pm 22.7†#	277.3 \pm 17.3	254.8 \pm 17.1	-0.85

Note: G1, G2, G3, G4, groups of runners of different performance level (< 70 , < 80 , < 90 and ≥ 90 min, respectively). VO_{2max} , maximal oxygen uptake; HR_{max} , maximal heart rate; RCT, respiratory compensation threshold; VT, ventilatory threshold; RE, running economy. $VO_{2max} \cdot RE^{-1}$, maximal oxygen uptake divided by running economy. *, significant differences with Group 2; †, significant differences with Group 3; #, significant differences with Group 4. r, significant correlation ($p < 0.05$).

Figure 1 shows that performance level had a moderate effect on foot strike pattern distribution among groups (ES= 0.72, $p<0.01$). The percentage of midfoot/forefoot strikers was higher in Group 1 with respect to Groups 2, 3 and 4 (73, 31, 15 and 9%, respectively).

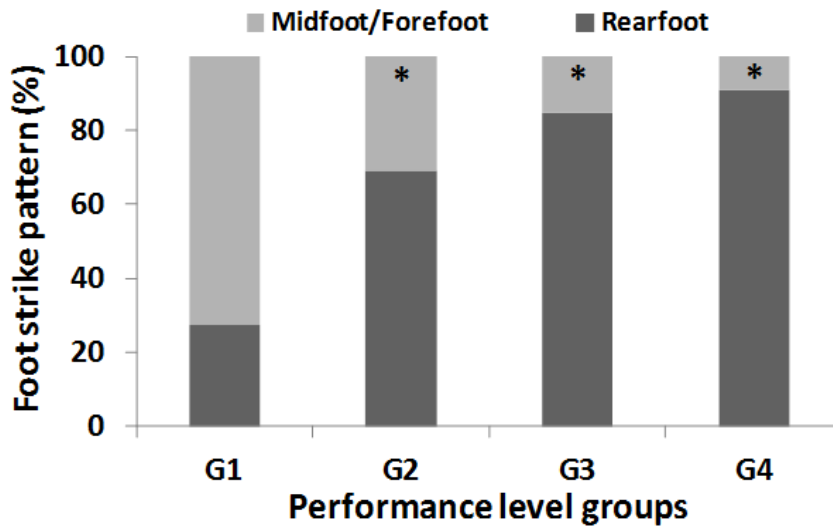


Figure 1. Foot strike pattern distribution (midfoot/forefoot and rearfoot) in each group of runners. G1, G2, G3, G4, groups of runners of different performance level (< 70 , < 80 , < 90 and ≥ 90 min, respectively). *, significant differences with Group 1.

Table 3 shows that, during the incremental test, performance level significantly ($p<0.01$) affected contact time and step length at the peak speed (ES= 1.54 and 1.65, respectively), and at both VT (ES= 1.96 and 2.59, respectively) and RCT (ES= 1.07 and 0.71, respectively). Moreover, two weak correlations were observed between half-marathon performance and step rate in both thresholds ($p<0.05$). These variables were significantly correlated with half-marathon performance ($p<0.001$). During the submaximal test, no significant differences between groups were observed in step rate and step length. Contact time was shorter ($p<0.01$) at 3 running speeds (11, 13 and 15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) in higher level runners (ES= 0.72, 0.74 and 0.88, respectively), and it was correlated with half-marathon performance ($r \geq 0.50$ and $p<0.05$). When the correlations between contact time and running performance were recalculated taking into account runners' foot strike pattern (midfoot/forefoot vs rearfoot), they remained significant in the incremental test ($p<0.05$) but disappeared in the submaximal test.

Table 3. Mean (\pm SD) biomechanical variables of the different groups of runners during the incremental and the submaximal tests. Correlation (r) with running performance (time to complete a half-marathon).

		G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
Minimum contact time (ms)		177 \pm 15*†#	193 \pm 17†#	215 \pm 17	222 \pm 14	0.76
Maximal step rate (Hz)		3.20 \pm 0.08	3.13 \pm 0.11	3.18 \pm 0.14	3.16 \pm 0.27	
Maximal step length (m)		1.86 \pm 0.09†#	1.80 \pm 0.12†#	1.61 \pm 0.13	1.54 \pm 0.16	-0.73
Incremental Test	Contact time (ms)	198 \pm 23*†#	219 \pm 19†#	241 \pm 19#	260 \pm 19	0.82
	RCT Step rate (Hz)	3.03 \pm 0.12	2.96 \pm 0.13	2.98 \pm 0.15	2.88 \pm 0.17	-0.38
	Step length (m)	1.66 \pm 0.09*†#	1.58 \pm 0.11†#	1.42 \pm 0.09#	1.29 \pm 0.10	-0.87
Submaximal Test	Contact time (ms)	246 \pm 22*†#	282 \pm 34†#	304 \pm 21	313 \pm 33	0.66
	VT Step rate (Hz)	2.79 \pm 0.08	2.77 \pm 0.14	2.71 \pm 0.11	2.66 \pm 0.11	-0.43
	Step length (m)	1.22 \pm 0.09*†#	1.13 \pm 0.12†#	1.03 \pm 0.06	1.05 \pm 0.08	-0.62
Submaximal Test	11 km·h ⁻¹ Contact time (ms)	258 \pm 19*†#	279 \pm 19	290 \pm 20	295 \pm 26	0.53
	13 km·h ⁻¹ Contact time (ms)	236 \pm 16*†#	253 \pm 19	264 \pm 16	263 \pm 11	0.51
	15 km·h ⁻¹ Contact time (ms)	219 \pm 16*†#	233 \pm 16	242 \pm 15	242 \pm 11	0.50

Note: G1, G2, G3, G4, groups of runners of different performance level (< 70, < 80, < 90 and \geq 90 min, respectively). RCT, respiratory compensation threshold; VT, ventilatory threshold; *, significant differences with Group 2; †, significant differences with Group 3; #, significant differences with Group 4. r, significant correlation ($p < 0.05$).

The multiple regression analysis determined that half-marathon performance could be predicted by training-related and anthropometric (equation 1), physiological (equation 2) and biomechanical (equation 3) variables at 90.3, 94.9 and 93.7%, respectively. A general equation (equation 4) combining these variables could predict half-marathon performance at 96.2%.

$$(1) \quad \text{Time (min)} = 56.828 - 0.106 \text{ weekly training volume (km)} - 0.464 \text{ training experience (yr)} + 1.194 \text{ body mass index (kg}\cdot\text{m}^{-2}) + 0.162 \text{ sum of 6 skinfolds (mm)}$$

$$(2) \quad \text{Time (min)} = 180.856 - 2.806 \text{ peak speed (km}\cdot\text{h}^{-1}) - 2.774 \text{ RCT speed (km}\cdot\text{h}^{-1})$$

(3) Time (min) = 271.895 – 33.378 RCT step rate (Hz) – 28.377 RCT step length (m) – 29.802 peak step length (m)

(4) Time (min) = 169.538 – 2.505 peak speed (km·h⁻¹) – 2.248 RCT speed (km·h⁻¹) – 0.366 training experience (yr)

DISCUSSION

The main outcome of this study was that there is a relationship between half-marathon performance and some biomechanical variables such as foot strike pattern and step length, in a wide range of runners (n= 48) of different performance level (from 63 to 101 min). Besides, the importance of training-related, anthropometric and physiological variables on this type of races has been confirmed.

The highest number of midfoot/forefoot strikers was observed in the best group of runners (~ 73%) with respect to the other groups (~ 9-31%) (Figure 1). This is in line with the findings of previous studies that compared foot strike patterns between the first and the last classified of a half-marathon and a marathon (9,14). It seems clear that runners with a higher performance level tend to use a midfoot/forefoot strike pattern more. This allows them to have about 10% shorter contact time at the same running speed compared to rearfoot strikers (5,7,9,10,20,21), which is essential to reach high running speeds (> 20 km·h⁻¹) during training and competition (10,21). Tables 2 and 3 showed that running speed in Groups 1 and 2 was higher than 20 km·h⁻¹, and the contact time was lower than 200 ms. The differences with respect to Groups 3 and 4 were higher in contact time (> 10%) than in running speed (< 10%). This confirms the importance of the foot strike pattern in obtaining a short contact time.

The biomechanical differences between groups and the correlations with performance during the incremental test are reasonable (Table 3). All these variables (contact time, step rate and length) are dependent on running speed, and contact time is also dependent on foot strike pattern (20,21). In fact, an increase of 2 km·h⁻¹ in running speed means an increase of ~ 0.284 m in step length, ~ 0.123 Hz in step rate and a decrease of ~ 20 ms in contact time, independently of the foot strike pattern (21). When the running speed was controlled (submaximal test), the differences in step rate and step length disappeared, coinciding with previous findings (20,21). Additionally, when the effect of foot strike pattern was isolated (submaximal test), the correlations between

contact time and running performance also disappeared. Thereby, from our point of view, the association between a shorter contact time and a better performance in long-distance runners is not clear, as some studies that did not monitor foot strike pattern and/or running speed have suggested (9,22). Considering the results of this study, we can confirm that when running at the same absolute speed, taking into account runners' foot strike pattern, there are no differences in contact time, step rate and length among runners of different performance level.

At similar relative intensity (i.e. VT, RCT and peak speed), and therefore at different running speed, step length was very sensitive to performance level (Table 3). It has been observed that these variables determine the increase of speed during human endurance running, more than step rate (2). Between 10 and 20 km·h⁻¹ step length increases ~ 75%, while step rate only does so by ~ 13% (2,21). Thus, a decrease of step length and speed in elderly runners has been observed, which could be due to a loss of strength over the years (23). A strong relationship has also been established between strength training and an improvement in long-distance running performance (26). Nevertheless, to the best of our knowledge, none of these studies analyzed the effect of strength training programs on running spatio-temporal variables, which could be a future aim.

Contrary, step rate was not different between groups of runners at the same absolute speed (submaximal test) or relative intensity (i.e. VT, RCT and peak speed) (Table 3). However, significant correlations with performance were obtained, observing that higher level runners select higher step rates, close to 3 Hz at RCT. It has been demonstrated that this step rate (3 Hz or 180 steps·min⁻¹) is energetically optimal (13) and seems to be in consonance with other human frequencies such as HR and brain cortical activity (24). As previously described (4), it is possible that lower level runners select lower step rates at the same relative intensity. Under these circumstances, low step rates should be avoided in order to avoid the risk of injury (11). In the present study, we did not observe differences between the groups of runners, possibly because they were all highly trained.

A strong relationship was found between performance level and training-related variables such as years of experience and weekly training volume (Table 1). This is in consonance with previous studies that confirmed that excellence in long-distance running is obtained by the combination of a good genetic make-up and the influence of

environmental (sociodemographic) and training-related factors (deliberate practice theory) (28). Higher level runners were slimmer, as their mass, body mass index and sum of 6 skinfolds indicated (Table 1); this is in consonance with previous studies (8,15,29). In contrast, no differences between groups and no correlations with running performance were observed in any linear variables analyzed (body height, leg length and circumferences). This is consistent with studies that did not find influence of body height (8,15), leg length (29) or circumferences (15) on performance level. It could be possible that studies showing differences in these variables (16,19) were performed with runners of different ethnicities (e.g., Caucasian vs African). All the runners of the present study were Caucasian, so the effect of these anthropometric variables on running performance was clearly discriminated.

As expected, VO_{2max} , peak speed, speed in both VT and RCT and running economy were directly related to half-marathon performance (Table 2). These results agree with previous findings (1,12,22,27). The weak relationship between half-marathon performance and running economy ($r \leq 0.50$) is noteworthy, coinciding with the results of other studies, which did not observe any influence of this variable (25). The reasons for this weak correlation could be due to: 1- The fact that running economy is very dependent on training status (1), and the runners of this study were all highly trained; 2- The greater percentage of midfoot/forefoot strikers in higher level runners (Figure 1), when rearfoot strikers are more economical (7,21). It is remarkable that the correlation between performance level and variables indicating speed (peak speed and speed at VT and RCT) was stronger than with variables denoting physiological parameters (e.g. VO_{2max}). This is in line with some previous studies (22). Likewise, the coefficient $VO_{2max} \cdot RE^{-1}$ (25), which is indeed a speed value ($\text{min} \cdot \text{m}^{-1}$), was also intensely correlated with half-marathon performance.

In conclusion, the present study demonstrated the relevance of some biomechanical variables such as foot strike pattern and step length on half-marathon performance. Besides, other training-related (i.e. years of experience and weekly training volume), anthropometric (i.e. body mass, body mass index and sum of 6 skinfolds) and physiological variables (i.e. VO_{2max} , RCT and running economy) were also related to performance. Foot strike pattern is important to reach high running speed during training and competition (above $\sim 20 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$). A rearfoot striker would expend 10% more ground contact time and this could limit both peak step length and peak running

speed. However, when foot strike pattern was controlled (i.e. submaximal running), there were no differences in contact time, step rate and length between runners of different performance level. In the present study, a tendency of higher level runners to select a higher step rate at the same relative intensity was observed. Nevertheless, this could be more related to the risk of injuries than to performance. Future studies should analyze the effects of different training programs on running spatio-temporal variables.

PRACTICAL APPLICATIONS

The analysis of the data allowed us to determine the most relevant variables in order to achieve a better performance in a half-marathon. We obtained some equations, which are an easy tool for coaches and athletes, not only to forecast their half-marathon performance but also to program specific training paces. They only need to register key training-related and anthropometric variables of the runners, and physiological and biomechanical variables during an incremental running test. The combination of some of them could predict running performance between 90-96%. This gives us an idea of the aspects that have to be considered during the training process.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the runners who participated in this study for their collaboration. This study was supported by the Spanish Sports Council (CSD) (157/UPB10/12). We also thank the Basque Government for supporting Ana Ogueta-Alday with a pre-doctoral grant (2011-2014). The authors have no conflicts of interest to disclose, and the mention of the SportJump System Pro in this manuscript does not constitute endorsement by the National Strength and Conditioning Association.

REFERENCES

1. Basset, DR, and Howley, ET. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 32: 70-84, 2000.
2. Bramble, DM, and Lieberman, DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* 432: 345-352, 2004.
3. Davis, JA. Anaerobic threshold: a review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 17: 6-21, 1985.
4. De Ruiter, CJ, Verdijk, PW, Werker, W, Zuidema, MJ, and De Haan, A. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *Eur J Sport Sci* 14: 251-258, 2014.
5. Di Michele, R, and Merni, F. The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J Sci Med Sport* 17: 414-418, 2014.
6. Franz, JR, Wierzbinski, CM, and Kram, R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Med Sci Sports Exerc* 44: 1519-1525, 2012.
7. Gruber, AH, Umberger, BR, Braun, B, and Hamill, J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot or forefoot strike patterns. *J Appl Physiol* 115: 194-201, 2013.
8. Hagan, RD, Upton, SJ, Duncan, JJ, and Gettman, LR. Marathon performance in relation to maximal aerobic power and training indices in female distance runners. *Br J Sports Med* 21: 3-7, 1987.
9. Hasegawa, H, Yamauchi, T, and Kramer, WJ. Foot strike patterns of runners at the 15 km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 21: 888-893, 2007.
10. Hayes, P, and Caplan, N. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J Sports Sci* 30: 1275-1283, 2012.
11. Heiderscheit, BC, Chumanov, ES, Michalski, MP, Wille, CM, and Ryan, MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc* 43: 296-302, 2011.
12. Helgerud, J, Storen, O, and Hoff, J. Are there differences in running economy at different velocities for well-trained distance runners? *Eur J Appl Physiol* 108: 1099-1105, 2010.

13. Hunter, I, and Smith, GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 100: 653-661, 2007.
14. Kasmer, ME, Liu, XC, Roberts, KG, and Valadao, JM. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform* 8: 286-292, 2013.
15. Knechtle, B, Duff, B, Welzel, U, and Kohler, G. Body mass and circumference of upper arm are associated with race performance in ultraendurance runners in a multistage race—the Isarrun 2006. *Res Q Exerc Sport* 80: 262-268, 2009.
16. Larsen, HB, Christensen, DL, Nolan, T, and Sondergaard, H. Body dimensions, exercise capacity and physical activity level of adolescent Nandi boys in western Kenya. *Ann Hum Biol* 31: 159-173, 2004.
17. Larson, P, Higgins, E, Kaminski, J, Decker, T, Preble, J, Lyons, D, McIntyre, K, and Normile, A. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci* 29: 1665-1673, 2011.
18. Loftin, M, Sothorn, M, Koss, C, Tuuri, G, Vanvrancken, C, Kontos, A, and Bonis, M. Energy expenditure and influence of physiologic factors during marathon running. *J Strength Cond Res* 21: 1188-1191, 2007.
19. Lucia, A, Esteve-Lanao, J, Oliván, J, Gómez-Gallego, F, San Juan, A, Santiago, C, Pérez, M, Chamorro-Viña, C, and Foster, C. Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 31: 530-540, 2006.
20. Ogueta-Alday, A, Morante, JC, Rodríguez-Marroyo, JA, and García-López, J. Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *J Strength Cond Res* 27: 1455-1462, 2013.
21. Ogueta-Alday, A, Rodríguez-Marroyo, JA, and García-López, J. Rearfoot Striking Runners Are More Economical than Midfoot Strikers. *Med Sci Sports Exerc* 46: 580-585, 2014.
22. Paavolainen, LM, Nummela, AT, and Rusko, HK. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med Sci Sports Exerc* 31: 124-130, 1999.

23. Piacentini, MF, De Ioannon, G, Comotto, S, Spedicato, A, Vernillo, G, and La Torre, A. Concurrent strength and endurance training effects on running economy in master endurance runners. *J Strength Cond Res* 27: 2295-2303, 2013.
24. Schneider, S, Askew, CD, Abel, T, and Strüder, HK. Exercise, music, and the brain: is there a central pattern generator? *J Sports Sci* 28: 1337-1343, 2010.
25. Storen, O, Helgerud, J, and Hoff, J. Running stride peak forces inversely determines running economy in elite runners. *J Strength Cond Res* 25: 117-123, 2011.
26. Taipale, RS, Mikkola, J, Vesterinen, V, Nummela, A, and Häkkinen, K. Neuromuscular adaptations during combined strength and endurance training in endurance runners: maximal versus explosive strength training or a mix of both. *Eur J Appl Physiol* 113: 325-335, 2013.
27. Tartaruga, MP, Brisswalter, J, Peyré-Tartaruga, LA, Avila, AO, Alberton, CL, Coertjens, M, Cadore, EL, Tiggerman, CL, Silva, EM, and Kruel LF. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Res Q Exerc Sport* 83: 367-375, 2012.
28. Tucker, R, and Collins, M. What makes champions? A review of the relative contribution of genes and training to sporting success. *Br J Sports Med* 46: 555-561, 2012.
29. Zillmann, T, Knechtle, B, Rüst, CA, Knechtle, P, Rosemann, T, and Lepers, R. Comparison of training and anthropometric characteristics between recreational male half-marathoners and marathoners. *Chin J Physiol* 56: 138-146, 2013.

ANEXO IV

Influencia de los parámetros biomecánicos en el rendimiento y la economía de corredores de fondo aficionados

A. OGUETA-ALDAY, J.C. MORANTE, J.A. RODRÍGUEZ-MARROYO, J.G. VILLA, J. GARCÍA-LÓPEZ.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Instituto de Biomedicina.
Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de León.

Resumen

Los objetivos de este estudio son analizar la relación entre las variables biomecánicas, la economía de carrera y el rendimiento en corredores de fondo aficionados. Además, determinar si existe algún cambio en los parámetros biomecánicos coincidente con el umbral anaeróbico ventilatorio. Participaron 10 corredores de fondo aficionados realizando: Antropometría, batería de saltos verticales, prueba de economía de carrera y prueba de consumo máximo de oxígeno. Estas últimas realizadas en tapiz rodante, registrándose parámetros fisiológicos (ventilatorios y frecuencia cardiaca) y biomecánicos (tiempos de contacto y de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada, "duty factor"). Por primera vez, se ha observado una relación entre parámetros biomecánicos espacio-temporales de la carrera (frecuencia y amplitud de zancada), el rendimiento y la economía de carrera. Además, se ha comprobado que la aparición del umbral anaeróbico ventilatorio se encuentra relacionada con cambios en la biomecánica de la carrera (fundamentalmente "duty factor" y amplitud de zancada). Las relaciones encontradas entre las variables antropométricas y de salto, economía de carrera y rendimiento están en consonancia con las mencionadas en estudios previos, así como que la relación entre la economía de carrera y el rendimiento. Futuros trabajos deberían realizarse en corredores de mayor nivel para contrastar estos hallazgos.

Palabras clave: Biomecánica de la carrera, VO_{2max} , economía de carrera, rendimiento.

Abstract

The aim of this study is to analyze the relationship between running biomechanics, running economy and performance in recreational long distance runners. Additionally, determine if there is any change in running biomechanical parameters that coincides with the anaerobic threshold. Ten recreational runners performed an anthropometric evaluation, a battery of vertical jumps, a running economy test and a maximal incremental test. Both running tests were performed in a treadmill, registering simultaneously physiological (ventilation and heart rate) and biomechanical (contact and flight times, stride length and rate, "duty factor") parameters. A relationship between running biomechanics (step length and rate), running economy and performance was obtained. Furthermore, the appearance of the ventilatory anaerobic threshold was related with changes in running biomechanics (mainly with "duty factor" and step length). The relationships between anthropometry and vertical jumps' parameters, running economy and performance still consistent with those identified in previous studies, as well as the relationship between running economy and performance. Future studies should be done with a higher level sample to contrast these findings.

Keywords: Running biomechanics, VO_{2max} , running economy, performance.

Correspondencia:
Ana Ogueta Alday
FCAFD. Universidad de León.
C/ Campus de Vegazana s/n. CP. 24071 - León.
E-mail: aogua@unileon.es
Teléfono: 649.355.787



Accésit
en el XXXIV Congreso de la SIBB
Córdoba, 4-5 noviembre de 2011

Introducción

El rendimiento en las carreras de fondo y medio fondo depende del consumo máximo de oxígeno (VO_{2max}), del umbral anaeróbico ($\%VO_{2max}$) y de la economía de carrera (EC) [3]. La EC es entendida como el gasto energético necesario para correr a una velocidad de carrera determinada [31]. La EC depende, a su vez, de otra serie de factores tales como el entrenamiento [39], la fatiga [16, 18], el ambiente [11], la psicología [6], fisiología [31] y biomecánica [23].

Varios autores han destacado la importancia que puede tener la biomecánica de la carrera en las diferencias encontradas en la EC [23, 46]. Parece clara la influencia de la rigidez/elasticidad de la pierna o “leg stiffness” [2], flexibilidad [27], características antropométricas [41], patrones de pisada [15] y uso del calzado [8] sobre la EC. Se sabe además, que un mayor tiempo de contacto a una velocidad de carrera determinada afecta negativamente a la EC [33, 35]. Sin embargo, todavía se desconoce qué sucede con la frecuencia y amplitud de zancada, que son dos variables biomecánicas básicas de la carrera [23, 41], habiéndose comentado que su comportamiento es individual para cada corredor [26].

De otra parte encontramos el umbral anaeróbico, entendido como la habilidad de mantener un alto porcentaje de consumo máximo de oxígeno ($\%VO_{2max}$) durante un tiempo prolongado, y altamente relacionado con el rendimiento en las carreras de fondo y medio fondo [3]. Se han descrito una serie de métodos invasivos (umbral láctico y de catecolaminas) y no invasivos (intercambio respiratorio, EMG de superficie, saliva, resonancia magnética nuclear y frecuencia cardiaca) para la determinación del umbral anaeróbico [24, 42]. Se conoce que a partir de un determinado nivel de esfuerzo, la frecuencia de zancada se dispara y la amplitud se aplanan [45], por lo que un estudio intentó comprobar si el cambio en el comportamiento de estas variables durante una prueba de esfuerzo máxima y progresiva podría considerarse un método no invasivo de determinación del umbral anaeróbico [42]. Estos autores concluyeron que el comportamiento de estas variables biomecánicas era individual para cada corredor, y que no se relacionaba con los umbrales láctico y de frecuencia cardiaca. Sin embargo, es posible que algunos aspectos metodológicos (precisión de la herramienta utilizada y número de pasos analizados) condicionaran los resultados obtenidos. Recientemente se ha validado un sistema que permite

registrar de manera precisa (1000 Hz) y durante un número de pasos ilimitado los tiempos de contacto y vuelo, así como la frecuencia y amplitud de zancada durante la carrera en tapiz rodante [34].

Los objetivos de este trabajo son: (a) analizar la relación entre las variables biomecánicas, la economía de carrera y el rendimiento en corredores de fondo aficionados; (b) determinar si existe algún cambio en los parámetros biomecánicos de la carrera que coincida con el umbral anaeróbico de esfuerzo durante la realización de un test progresivo.

Materiales y métodos

Sujetos

Participaron 10 corredores de fondo (33.8 ± 6.8 años, 75.5 ± 8.2 kg, 1.78 ± 0.08 m) de nivel aficionado (tiempo medio en media maratón de $1:35:54 \pm 0:09:49$ hh:mm:ss, con un rango entre $1:19:13$ y $1:57:00$ hh:mm:ss). Como criterio de inclusión se acordó que los corredores hubiesen participado en al menos una media maratón en el mes y medio anterior a la realización del estudio, tomando como marca de rendimiento la obtenida en completar dicha prueba (tiempo real de “chip”, desde la salida a la llegada de los 21.097 m). El protocolo para llevar a cabo el estudio fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad de León (España) estando conforme con la declaración de Helsinki para la investigación humana. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito para participar en el estudio, y fueron informados de los objetivos del mismo.

Diseño experimental

Las valoraciones se llevaron a cabo durante los meses de mayo a junio de 2011, en el laboratorio de fisiología de la Universidad de León (800 m de altitud), en condiciones medio ambientales similares ($22-23$ °C, 33-38 % de humedad relativa) y a la misma hora del día para cada uno de los sujetos. Los corredores acudieron dos días diferentes al laboratorio para la realización de las valoraciones. Para ambos días se les pidió que 24h antes no realizaran ejercicio físico extenuante. El primer día se llevó a cabo una valoración antropométrica, una batería de saltos verticales y el protocolo de medición de la EC. El segundo día, una prueba de consumo máximo de oxígeno. En ambos días se realizó un calentamiento estandarizado de 10 minutos de carrera continua a $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ en tapiz rodante, seguido de 5 minutos de estiramientos y movilidad articular. En las pruebas de carrera, la inclinación

del tapiz rodante fue del 1%, para simular así el gasto energético debido a la resistencia del viento [20]. Se colocaron dos ventiladores, uno enfrente y otro en un lateral del tapiz rodante, a ~ 50-100 cm del corredor, con el objetivo de refrigerarlo durante las pruebas [25]. En ambas pruebas de carrera, además, el intercambio de gases fue registrado continuamente con un analizador de gases (Medical Graphics System CPX-Plus, Medical Graphics Corporation, St. Paul, MN, USA) que fue calibrado siguiendo las indicaciones del fabricante. La frecuencia cardiaca fue registrada continuamente, cada 5 s, mediante un pulsómetro (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finland). También se registraron los parámetros espacio-temporales de la carrera (tiempo de contacto, tiempo de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) mediante una plataforma láser (SportJUMP System PRO, DSD Inc., Spain) conectada a un software específico (Sport-Bio-Running®, DSD Inc., Spain). La plataforma se instaló en un tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar; Nussdorf, Germany), y ha sido validada en estudios previos [34]. El tiempo de registro de los parámetros espacio-temporales de la carrera fue el suficiente (entre 20 y 30 s) para registrar al menos 32-64 pasos consecutivos, necesarios para reducir el efecto de la variabilidad intraindividual [5]. A partir de los tiempos de contacto y de vuelo registrados se obtuvo la variable “duty factor”, que es el cociente entre el tiempo de contacto y el tiempo total de zancada [29].

Valoración antropométrica: Se registraron peso y talla, obteniendo a partir de ellos el índice de masa corporal (IMC). Se registraron 6 pliegues cutáneos (tricipital, subescapular, suprailiaco, abdominal, medial del muslo y de la pierna) utilizando un lipómetro Harpenden (John Bull, British Indicators LTD, Inglaterra). También se obtuvieron los perímetros máximos del muslo y de la pierna y mínimo de tobillo con una cinta métrica inextensible Holtain (British Indicators LTD, Inglaterra), de 2 m de longitud y 1 mm de precisión. La altura trocánterea y la longitud de la pierna (desde la cabeza del peroné hasta el suelo) fueron tomadas mediante un antropómetro Holtain (British Indicators LTD, Inglaterra). Todas las medidas antropométricas se realizaron siguiendo las consideraciones del Grupo Español de Cinenantropometría [1, 10], y son similares a las registradas en estudios previos sobre corredores de fondo [25].

Batería de saltos verticales: Para la medición de la fuerza explosiva del tren inferior y del leg stiffness (rigidez muscular de las piernas) se realizaron 3 modalidades de salto. Salto con brazos

libres (ABK), salto con manos en la cintura y contramovimiento (CMJ) y 15 s de saltos repetidos de gemelo (RJ15). Para el registro se utilizó la plataforma láser SportJump System Pro® y el software SportJump-v2.0 [12]. Los sujetos realizaron unos saltos de familiarización antes de comenzar. Los saltos ABK y CMJ fueron ejecutados como se explica en el estudio de Villa y García-López [43]. El RJ15 se realizó con las rodillas lo más estiradas posible, intentando tener el menor tiempo de contacto y la máxima altura posible [14], permitiendo el uso de los brazos para una mejor coordinación y ejecución del movimiento por parte de los participantes. Los saltos ABK y CMJ se realizaron 3 veces, con un descanso mínimo de 30 s entre cada salto, tomando como valor representativo la altura media de los saltos. El RJ15 sólo se realizó una vez, para evitar la influencia de la fatiga, tomando como valor representativo la altura media de todos los saltos y el leg stiffness obtenido a partir de los tiempos de contacto y de vuelo [7].

Prueba de economía de carrera (test estable): La prueba de EC consistió en correr a 11, 13 y 15 km·h⁻¹ durante 6 minutos, con descansos completos de 5 minutos entre cada velocidad. El intercambio de gases fue registrado continuamente, aunque para el análisis de datos (VO₂, RER y FC) solo se tuvieron en cuenta los 3 últimos minutos de cada estadio [25]. Como valor de EC se tomaron dos medidas, el clásico valor de coste energético de la carrera en ml·kg⁻¹·km⁻¹ [25] y el coeficiente recientemente propuesto por Storen et al. [41], que establece una relación o ratio entre la máxima energía disponible y la energía gastada para desplazar la masa corporal (VO_{2max}·EC⁻¹ en min·m⁻¹). Durante esta prueba de economía, en los últimos 30 s de cada estadio de velocidad, se registraron los parámetros espacio-temporales de la carrera, tal y como se ha indicado con anterioridad. Para comparar sujetos de diferente estatura, la amplitud de zancada se normalizó, dividiéndola por la altura trocánterea.

Prueba de consumo máximo de oxígeno (test incremental): El test comenzaba a 6 km·h⁻¹, con un incremento gradual de la velocidad de carrera de 1 km·h⁻¹ cada minuto hasta el agotamiento. El intercambio de gases fue registrado continuamente y fue aceptado como VO_{2max} el valor de VO₂ más alto obtenido durante 30 s del test [38]. El umbral anaeróbico fue determinado combinando los métodos de punto de ruptura del equivalente ventilatorio del CO₂, y presiones end-tidales de CO₂ y VO₂ [38]. Además, en los últimos 20 s de cada velocidad (aproximadamente a partir de

9 km·h⁻¹, cuando empezaba a haber una fase de vuelo en la carrera), se registraron los parámetros espacio-temporales de la carrera. A partir de estos parámetros se determinó un punto de inflexión o “umbral” para la relación entre los principales parámetros espacio-temporales (frecuencia, amplitud, tiempo de contacto y “duty factor”) y la velocidad de carrera. Este umbral fue calculado de manera matemática, manual y mediante la combinación de ambas, tal y como describen estudios previos [13]. El umbral matemático fue determinado atendiendo a la metodología de Tokmakidis y Lèger [42], calculando una función polinómica de segundo grado con los valores de las variables

en cada escalón y la velocidad de desplazamiento, trazando dos rectas tangentes a la función que pasaban por los puntos máximos y mínimos de las variables del test. A su vez, el umbral manual se determinó trazando dos rectas de manera que cada una de ellas pasara por el mayor número de puntos posible. En ambas metodologías, las dos rectas se cortaban en un punto cuya coordenada en ordenadas era la variable analizada en el umbral y la coordenada en abscisas era la velocidad en el umbral [13]. La combinación de ambas metodologías era la media aritmética de la velocidad a la que se obtenía el umbral matemático y manual.

		Media	DS	Min	Max
Valoración antropométrica	IMC	23.9	1.7	21.2	26.2
	Sumatorio de 6 pliegues (mm)	74.4	14.76	45.8	102
	Perímetro pierna (cm)	36.8	2.1	33.0	39.8
	Perímetro muslo (cm)	50.4	2.2	45.2	53.5
Batería Saltos Verticales	CMJ (cm)	35.7	6.2	28.9	46.6
	ABK (cm)	41.0	6.3	33.1	53.5
	RJ15 (cm)	27.1	5.5	21.0	35.0
	RJ15 (kJ·m ⁻¹)	20.0	2.6	15.7	23.9
Prueba de economía de carrera	EC (ml·kg ⁻¹ ·km ⁻¹)	220.8	13.5	200.8	246.3
	VO _{2max} /EC (min·m ⁻¹)	250.6	24.2	192.6	281.8
	Amplitud normalizada – 11 km·h ⁻¹	1.25	0.07	1.09	1.34
	Amplitud normalizada – 13 km·h ⁻¹	1.41	0.07	1.24	1.48
	Amplitud normalizada – 15 km·h ⁻¹	1.55	0.09	1.38	1.68
Prueba de esfuerzo	VO _{2max} (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	55.2	5.1	43.8	65.0
	Velocidad – VO _{2max} (km·h ⁻¹)	16.7	1.4	13.9	18.1
	VO ₂ – VT2 (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	46.0	5.3	38.2	55.1
	FC máxima (ppm)	186	4	178	194
	Velocidad – VT2 (km·h ⁻¹)	13.3	1.3	11.0	14.7
	Frecuencia zancada – VT2 (Hz)	2.76	0.17	2.39	2.96

Nota: IMC= índice de masa corporal; CMJ= countermovement jump; ABK= abalakov jump; RJ15= repeat jump durante 15 s; VO_{2max} = consumo máximo de oxígeno; EC= economía de carrera; VO_{2max}·EC⁻¹= Cociente entre VO_{2max} y EC; VT2 = umbral anaeróbico ventilatorio; VO₂ = consumo de oxígeno; FC= frecuencia cardíaca; Amplitud normalizada= amplitud de zancada relativa a la altura trocánterea.

Tabla 1. Tabla descriptiva de los parámetros obtenidos de los datos y pruebas generales.

Análisis gráfico y estadístico

El registro de los datos y análisis gráfico se realizaron con el software Microsoft Office Excel-2007, mientras que el análisis estadístico se realizó con el programa estadístico-informático SPSS vs 17 (Chicago, Illinois, USA). Los datos se presentan como valores medios y desviaciones estándar de la media (Media \pm DS), valor mínimo y máximo. El test de Pearson fue utilizado para el cálculo de las correlaciones entre variables. Se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA) para medidas repetidas para valorar las diferencias entre los distintos métodos de estimación del umbral anaeróbico, utilizando la prueba post-hoc de Newman-Keuls. Los niveles de significación estadística utilizados fueron * = $p < 0.05$; ** = $p < 0.01$ y *** = $p < 0.001$.

Resultados

La Tabla 1 muestra los valores medios, desviación estándar, mínimos y máximos de las varia-

bles obtenidas en las diferentes pruebas realizadas por los corredores de este estudio.

En la Tabla 2 se presentan las relaciones entre el rendimiento en la media maratón, la EC y las variables fisiológicas y biomecánicas estudiadas. Se observa una relación negativa entre el índice de masa corporal y el porcentaje de grasa corporal con el rendimiento y la EC. El test de saltos repetidos con las piernas estiradas fue el único protocolo de fuerza explosiva que se relacionó tanto con el rendimiento en media maratón como con la EC. La EC, el umbral anaeróbico y el consumo máximo de oxígeno están interrelacionados entre sí, y presentan correlaciones muy significativas con el rendimiento. Una mayor frecuencia de zancada en el umbral anaeróbico se relacionó de forma positiva tanto con el rendimiento como con la EC (Figura 1), y de forma contraria, una mayor amplitud de zancada normalizada se relacionó de forma negativa con el rendimiento (Tabla 2).

Analizando los resultados del test incremental, en términos generales no se encontraron diferen-

	Rendimiento en media maratón (segundos)	Economía de carrera ($VO_{2max} \cdot EC^{-1}$)
IMC ($kg \cdot m^{-2}$)	0.58 ($p=0.08$)	-0.64 *
Sumatorio 6 pliegues (mm)	0.61 ($p=0.06$)	-0.64 *
RJ15 (cm)	-0.79 **	0.67 *
Economía de carrera ($VO_{2max} \cdot EC^{-1}$)	-0.87 ***	-
Amplitud normalizada – 11 $km \cdot h^{-1}$	0.78 **	-
Amplitud normalizada – 13 $km \cdot h^{-1}$	0.85 **	-
Amplitud normalizada – 15 $km \cdot h^{-1}$	0.68 *	-
Frecuencia zancada – VT2 (Hz)	-0.78 **	0.74 *
VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	-0.61 ($p=0.06$)	0.79 **
Velocidad – VO_{2max} ($km \cdot h^{-1}$)	-0.91 ***	0.80** ($p=0,05$)
VO_2 – VT2 ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	-0.57 ($p=0.08$)	0.71 *
Velocidad – VT2 ($km \cdot h^{-1}$)	-0.86 ***	0.82 **

Nota: IMC= índice de masa corporal; RJ15= repeat jump durante 15 s; $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$ = consumo máximo de oxígeno ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) relativo a la EC ($ml \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$); Amplitud normalizada= amplitud de zancada relativa a la altura trocánterea; VT2= umbral anaeróbico ventilatorio; VO_{2max} = consumo máximo de oxígeno; VO_2 = consumo de oxígeno. * = $p < 0.05$; ** = $p < 0.01$; *** = $p < 0.001$.

Tabla 2. Correlaciones y niveles de significación estadística entre el rendimiento en la prueba de media maratón y la economía de carrera, en relación con las variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas del presente estudio.

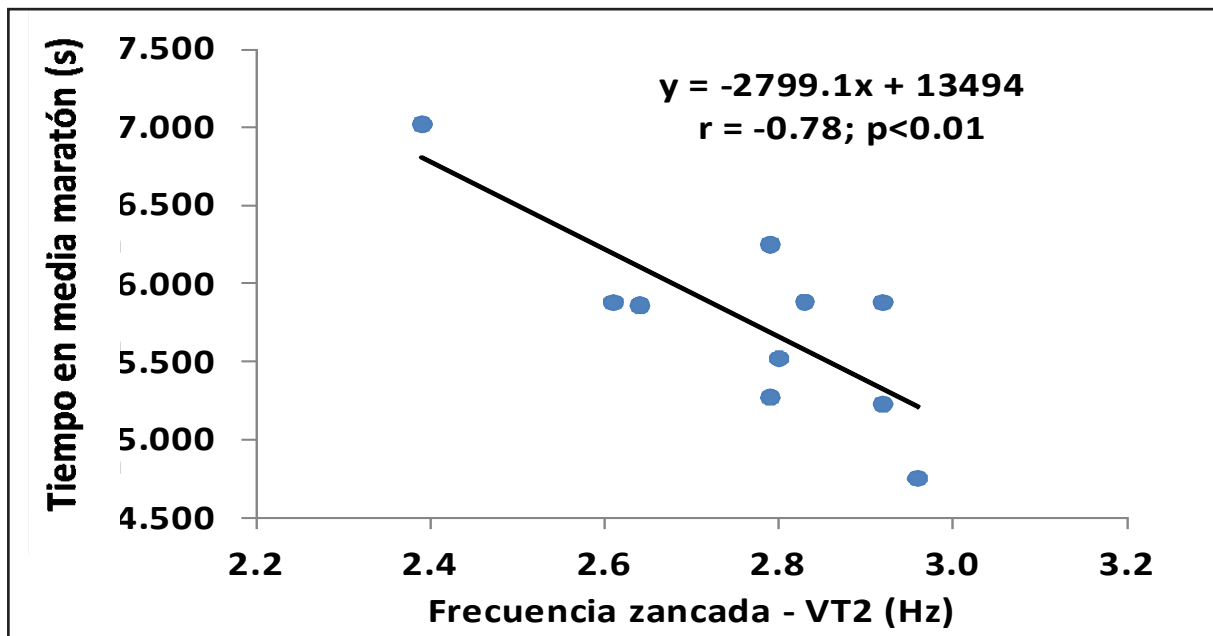


Figura 1. Correlación entre el rendimiento (tiempo en media maratón) y la frecuencia de zancada en el umbral anaeróbico ventilatorio (VT2).

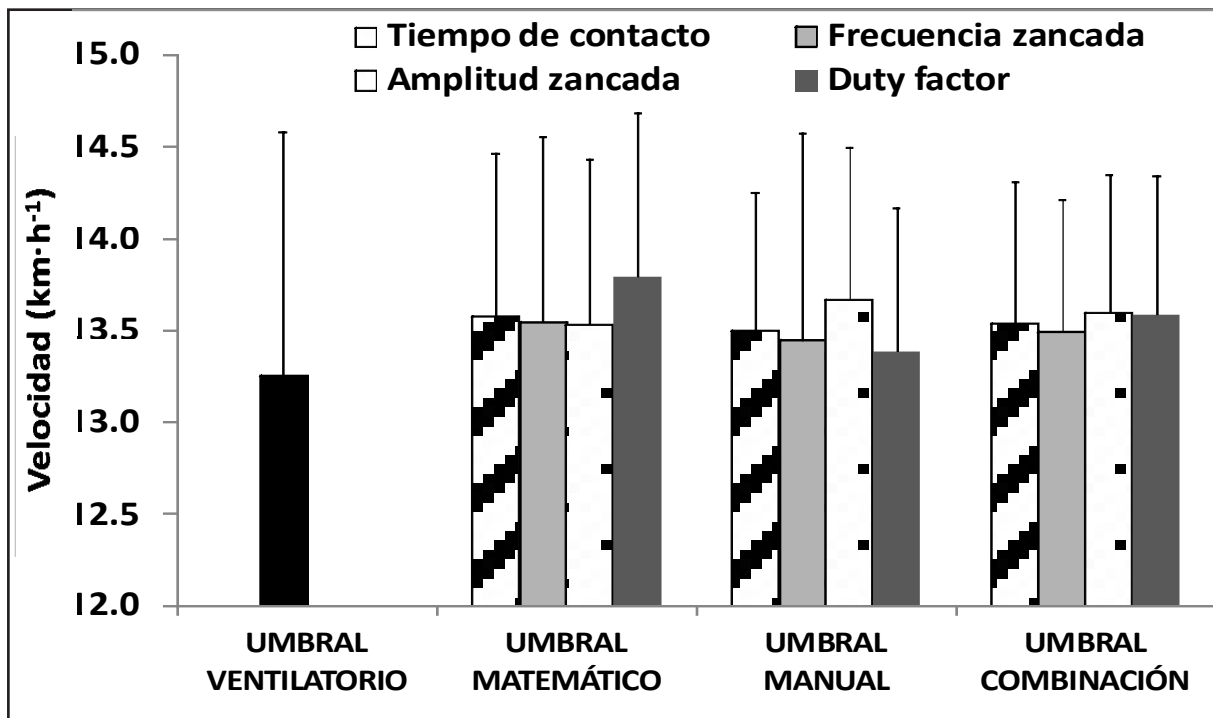


Figura 2. Velocidad a la que se obtuvo el umbral anaeróbico atendiendo a parámetros fisiológicos (umbral ventilatorio) y biomecánicos (tiempo de contacto, frecuencia y amplitud de zancada, “duty factor”), estos últimos obtenidos de manera automática (umbral matemático), manual (umbral manual) y combinación de ambas (umbral combinación).

cias significativas entre el umbral anaeróbico ventilatorio y los umbrales obtenidos a partir de los parámetros biomecánicos (Figura 2).

Las relaciones entre los diferentes métodos (fisiológicos vs biomecánicos) utilizados para determinar el umbral anaeróbico se muestran en la Ta-

bla 3. El umbral de “duty factor” fue el que más se relacionó con el umbral ventilatorio, seguido por el umbral de amplitud, de tiempo de contacto y de frecuencia de zancada. La combinación de las metodologías matemática y manual mostró mayores correlaciones con el umbral ventilatorio que cualquiera de ellas individualmente.

	Tiempo de contacto	Frecuencia de zancada	Amplitud de zancada	Duty factor
Umbral matemático	0.74 *	0.50	0.79 *	0.81 **
Umbral manual	0.66 *	0.50	0.62 *	0.71 *
Umbral combinación	0.75 *	0.75 *	0.82 **	0.84 **

Nota: Nivel de significación de las correlaciones. *= p<0.05; **= p<0.01.

Tabla 3. Relaciones entre el umbral anaeróbico ventilatorio y los umbrales determinados a partir de parámetros biomecánicos (tiempo de contacto, frecuencia y amplitud de zancada, y “duty factor”), de manera matemática (umbral matemático), manual (umbral manual) y combinando ambas metodologías (umbral combinación).

Discusión

Los principales hallazgos del presente estudio han sido: 1- Encontrar relaciones entre los parámetros biomecánicos espacio-temporales básicos de la carrera (frecuencia y amplitud de zancada), la EC y el rendimiento. 2- Comprobar que la aparición del umbral anaeróbico determinado por métodos fisiológicos (umbral ventilatorio) se encuentra relacionada con cambios en la biomecánica de la carrera (fundamentalmente del “duty factor” y la amplitud de zancada).

Nosotros hemos observado que los corredores con mejores marcas en la media maratón y/o mejor EC mostraron una frecuencia de zancada mayor en el umbral anaeróbico (Figura 1). Y de forma contraria, la amplitud de zancada normalizada a cualquier velocidad (11, 13 y 15 km·h⁻¹) se ha relacionado de forma negativa con rendimiento (Tabla 2). Esto discrepa con los resultados obtenidos por algunos de los estudios previos, los cuales no han encontrado relaciones entre ambas variables y la EC [23, 41]. Una posible justificación es que los corredores de nuestro estudio son aficionados, mientras que en los estudios mencionados son atletas bien entrenados de media y larga distancia. Por lo tanto, la relación de los parámetros biomecánicos, la EC y el rendimiento puede depender del nivel de práctica. Lo que se observa claramente al comparar nuestros resultados con los estudios

mencionados es que sus valores de frecuencia de zancada son bastante mayores. Kyrolainen et al. [23] obtuvieron 2.79 Hz a 11.7 km·h⁻¹, más que los 2.76 Hz obtenidos en nuestro estudio a 13.3 km·h⁻¹ (Tabla 1, frecuencia y velocidad en VT2), mientras que Storen et al. [41] obtuvieron 2.97 Hz al 70% del VO_{2max} (15 km·h⁻¹), y nosotros hemos obtenido 2.76 Hz aproximadamente al 80% del VO_{2max} (Tabla 1, 13.3±1.3 de 16.7±1.4 km·h⁻¹). Sin embargo, nuestros resultados estarían en consonancia con los obtenidos por Morgan et al. [32], quienes afirman que los corredores de menor nivel tienden a abusar de amplitud de zancada. No obstante, este trabajo sólo tuvo en cuenta un grupo de corredores aficionados, similar a lo que se ha realizado en el presente estudio, por lo que futuros trabajos deben confirmar experimentalmente si los corredores bien entrenados utilizan mayores frecuencias de zancada que los corredores aficionados.

Es necesario destacar que todos los corredores de nuestro estudio mostraron valores de frecuencia de zancada en el umbral anaeróbico por debajo de los 3 Hz, e incluso alguno de ellos más cerca de 2 Hz que de 3 Hz (Figura 1). Esto sería contrario a las teorías actuales, que explican que los ritmos naturales del cuerpo (actividad cerebral, frecuencia cardíaca...) tienden a trabajar más cerca de una frecuencia de 3 Hz que de 2 Hz [40]. Complementariamente, desde un punto de vista biomecánico, recientes trabajos han demostrado que un aumento

de la frecuencia de zancada del 10% en corredores aficionados (en la presente muestra supondría pasar de 2.76 a 3.04 Hz) reduce significativamente el estrés de las articulaciones de la rodilla y la cadera, con importantes implicaciones para la prevención de lesiones en corredores [17]. A corto plazo, modificaciones del 8-10% en la frecuencia de zancada no alterarían el coste energético [17, 19]. A largo plazo, Morgan et al. [32] demostraron una mejora en la EC en un grupo de corredores aficionados tras un programa de entrenamiento (15 días) basado en reducir la amplitud de zancada (por lo tanto, aumentando la frecuencia de zancada), y en la línea de estos resultados, Quinn et al. [36] también observaron mejoras en la EC tras un programa de entrenamiento de 12 días en mujeres atletas (entrenamiento a una frecuencia de zancada 3 Hz). Sin embargo, no encontramos estudios posteriores al de Morgan et al. [32] que repliquen sus resultados, de la misma forma que el trabajo de Quinn et al. [36] no ha sido publicado de forma extensa (se trata de un abstract). Esto pensamos que pone de manifiesto la dificultad de investigar sobre los efectos de la manipulación de la frecuencia y la amplitud de zancada en la economía y rendimiento de la carrera, por lo cual futuros trabajos deben abordar esta problemática.

Tokmakidis y Léger [42] realizaron el único estudio que ha intentado relacionar la aparición del umbral anaeróbico con cambios en los parámetros biomecánicos de la carrera, no encontran-

do resultados concluyentes. A diferencia de estos autores, nosotros encontramos relaciones significativas entre la aparición del umbral anaeróbico ventilatorio y la aparición de un umbral atendiendo a parámetros espacio-temporales de la carrera (“duty factor”, amplitud de zancada, de tiempo de contacto y frecuencia de zancada). Es posible que esta discrepancia se deba a ciertas limitaciones metodológicas (baja precisión de los instrumentos de medida, escaso número de pasos analizados...) en el estudio de Tokmakidis y Léger [42], que han podido ser solucionadas con el paso del tiempo (presente estudio). Las mencionadas relaciones se han obtenido tanto cuando los umbrales de las variables biomecánicas eran determinados de forma matemática, manual o combinada (Tabla 3), pero ha sido la combinación entre ambas metodologías (matemática y manual) la que mayores correlaciones ha mostrado con el umbral anaeróbico ventilatorio. Esto coincide con estudios previos basados en la determinación del umbral anaeróbico a partir de la frecuencia cardíaca [13], que abogan por la combinación de ambas metodologías para una determinación más precisa de los umbrales.

La posibilidad de medir tiempos de contacto y de vuelo de forma simultánea nos ha permitido analizar el “duty factor”, que de todos los parámetros biomecánicos es el que mayor correlación ha mostrado con el umbral anaeróbico ventilatorio (Tabla 2). El “duty factor” es el cociente entre el tiempo de contacto y el tiempo total de zancada

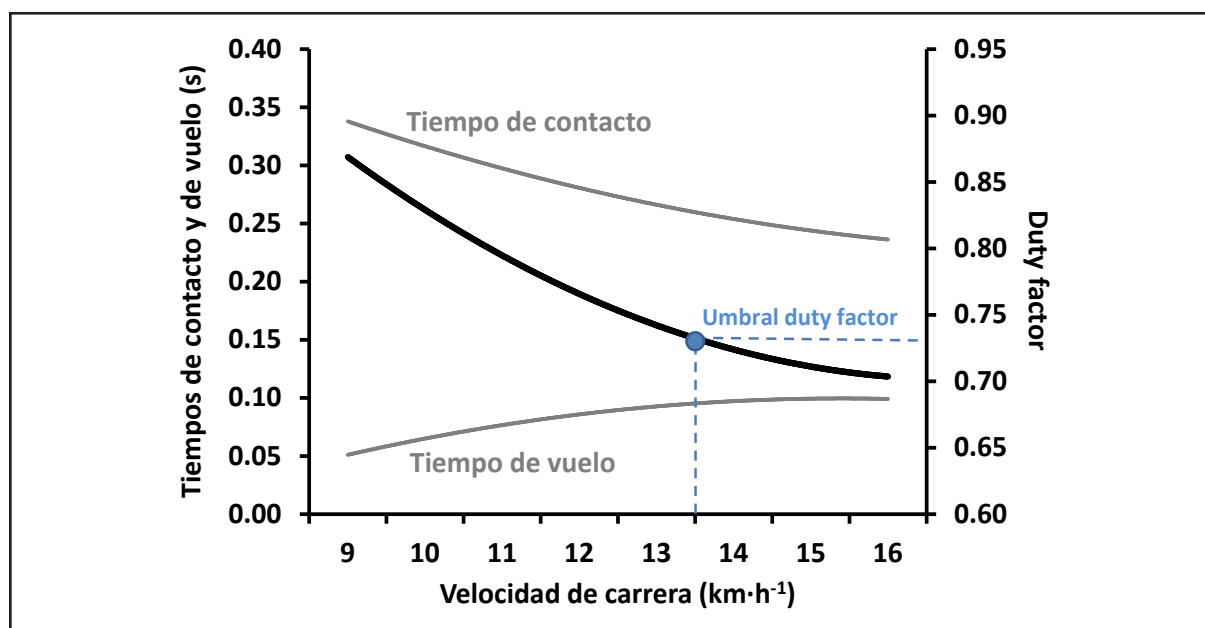


Figura 3. Evolución del tiempo de contacto, tiempo de vuelo y “duty factor” a medida que aumenta la velocidad de carrera en la muestra seleccionada (n= 10 corredores aficionados). Umbral de “duty factor” medio de la muestra seleccionada (13.6±0.8 km·h⁻¹).

[29], y en el presente estudio observamos que va disminuyendo a medida que la velocidad de carrera aumenta, llegando un punto (coincidente con el umbral anaeróbico ventilatorio) en el que esa disminución es mucho menos pronunciada (Figura 3). Esto es producto de un aplanamiento en la disminución del tiempo de contacto y en el aumento del tiempo de vuelo, que ya ha sido descrito por estudios previos que abordaron los límites biológicos de la velocidad de carrera [44]. En la Figura 3 observamos que el comportamiento del “duty factor” (“duty factor” – velocidad) tiene un perfil muy similar al descrito para la fuerza-velocidad durante la contracción muscular, como factor limitante del rendimiento humano durante la carrera [28]. Sin embargo, estos dos trabajos [28, 44] han sido realizados para intentar justificar los límites de la velocidad humana (carrera de velocidad), no centrándose en la carrera de fondo y medio fondo. Además, ninguno de los escasos trabajos que han analizado el “duty factor” [21, 29, 30] describe su evolución a medida que la velocidad de carrera aumenta. Por lo tanto, futuros estudios deben ahondar en los mecanismos que justifican este comportamiento.

Los corredores analizados en este estudio obtuvieron valores más bajos de VO_{2max} (Tabla 1) que los referidos para corredores españoles de mayor nivel [25, 37], quienes presentaron valores entre 71-78 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$. Los menores volúmenes de entrenamiento y dedicación de este grupo de corredores aficionados, hacen que tanto el índice de masa corporal (23.9 ± 1.7 vs 20.5 ± 1.7 $kg \cdot m^{-2}$, respectivamente) como el sumatorio de los mismos 6 pliegues cutáneos (74.4 ± 14.76 vs 33.2 ± 3.7 mm, respectivamente) sean mucho mayores que los referidos por Lucía et al. [25]. A su vez, se han observado diferencias en el perímetro de la pierna (36.8 ± 2.1 vs 33.9 ± 2.0 cm), pero no en el perímetro del muslo, en la línea de los resultados encontrados por este mismo autor. Por su parte, los valores de EC expresados en $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ del presente estudio son tan solo un 4% peores que los de Lucía et al. [25] para corredores españoles de buen nivel (220.8 ± 14.3 vs 213 ± 8.5 $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$, respectivamente). Sin embargo, al expresar la EC como $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$, los valores del presente estudio son un 26% peores que los obtenidos por Storen et al. [41] para atletas de media distancia (250.6 ± 24.2 vs 339.6 ± 35.2 $min \cdot m^{-1}$, respectivamente). Estos resultados están en consonancia con los de Storen et al. [41], que no obtuvieron correlación entre la EC y el tiempo en 3000 m, pero sí cuando se correlacionó con el coeficien-

te $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$, pudiendo explicar así el 86% del rendimiento obtenido en los 3000 m. Esto viene a indicar que expresar la EC como relación entre la máxima energía disponible (VO_{2max}) y la energía gastada (EC) podría ser un coeficiente más sensible y discriminativo del rendimiento que sólo esta última variable, sobre todo cuando los valores de VO_{2max} no son similares. No debemos olvidar que el coeficiente $VO_{2max} \cdot EC^{-1}$ integra dos de los tres factores (VO_{2max} , umbral anaeróbico y economía de carrera) que determinan el rendimiento en las carreras de fondo y medio fondo [3].

En el presente estudio se han observado una serie de relaciones descritas anteriormente por la literatura científica (Tabla 2). Así, encontramos una clara interrelación del rendimiento con la EC, el umbral anaeróbico y el consumo máximo de oxígeno [3, 41, 46], y entre el índice de masa corporal y/o el porcentaje de grasa corporal con el rendimiento y la EC [41]. La altura media de los saltos repetidos de gemelo (RJ15) fue la única variable relacionada tanto con el rendimiento en media maratón como con la EC (Tabla 2). Esto puede ser debido tanto a la gran implicación del tobillo durante la carrera [4, 44] como al papel de esta articulación en el leg stiffness, beneficioso para la EC y el rendimiento [2, 9]. Sin embargo, en el presente estudio no se obtuvieron relaciones entre estas dos variables y el leg stiffness, posiblemente por utilizar la ecuación propuesta por Dalleau et al. [7] sin controlar estrictamente el ritmo de ejecución de los saltos ni fijar los brazos a la cintura, en un intento de que los saltos fueran ejecutados de forma natural por un grupo de deportistas no habituados a saltar verticalmente.

Conclusión

Las principales aportaciones del presente estudio han sido: 1- Encontrar relaciones entre dos parámetros biomecánicos espacio-temporales básicos de la carrera (frecuencia y amplitud de zancada), el rendimiento y la economía de carrera. A partir de estas relaciones y de los últimos hallazgos sobre el papel de la frecuencia de zancada en la biomecánica de la carrera, futuros estudios deberían intentar manipular esta variable, fundamentalmente en corredores con frecuencias de zancada en el umbral anaeróbico lejanas a los 3 Hz. 2-Demostrar que la aparición del umbral anaeróbico determinado por métodos fisiológicos (umbral ventilatorio) se encuentra relacionada con cambios en la biomecánica de la carrera (fundamentalmente el “duty factor” y la amplitud de zan-

cada). Estos cambios parecen ser muy similares a los descritos para la relación fuerza-velocidad durante la contracción muscular, aunque futuros estudios deberían profundizar en los mecanismos que los provocan. 3-Las relaciones encontradas entre las variables VO_{2max} , umbral anaeróbico y economía de carrera, así como de éstas con otras variables antropométricas y de fuerza explosiva de la extremidad inferior están en consonancia con las mencionadas en estudios previos. Futuros trabajos deberían aplicarse en corredores de mayor nivel, con el objetivo de aceptar/rechazar parte de los resultados y conclusiones comentadas.

Agradecimientos

Al Consejo Superior de Deportes (Gobierno de España), por haber financiado el proyecto titulado "Validación y aplicación de una innovación tecnológica para la valoración biomecánica de la carrera en atletas de fondo y medio-fondo" en el marco de las Ayudas a las Universidades Públicas y Privadas y Entidades Públicas, para la realización de proyectos de apoyo científico y tecnológico al deporte (2011). Al Gobierno Vasco por financiar a través de una ayuda del Programa de Formación de Personal Investigador del Departamento de Educación, Universidades e Investigación a Ana Ogueta-Alday (2010-2013). A todos los corredores que voluntariamente se prestaron desinteresadamente a formar parte de este trabajo, y sin los cuales no hubiera podido llevarse a cabo.

Referencias

1. **Alvero JR, Cabañas MD, Herrero De Lucas A, Martínez L, Moreno C, Porta J, Sillero M, Sirvent JE.** Protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo. Documento de consenso del Grupo Español de Cineantropometría de la Federación Española de Medicina del Deporte. Archivos de Medicina del Deporte 2009;26: 166-179.
2. **Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klasping G, Stafilidis S, Brüggemann GP.** Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. J Exp Biol 2006;209: 3345-3357.
3. **Basset DR, Howley ET.** Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. Med Sci Sports Exerc 2000;32:70-84.
4. **Belli A, Kyrolainen H, Komi PV.** Moment and power of lower limb joints in running. Int J Sports Med 2002;23:136-141.
5. **Belli A, Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis**

- C.** Mechanical step variability during treadmill running. Eur J Appl Physiol 1995;70:510-517.
6. **Caird SJ, McKenzie AD, Sleivert GG.** Biofeedback and relaxation techniques improve running economy in sub-elite long distance runners. Med Sci Sports Exerc 1999;31:717-722.
7. **Dalleau G, Belli A, Viale F, Lacour JR, Bourdin M.** A simple method for field measurements of leg-stiffness in hopping. Int J Sports Med 2004;25:170-176.
8. **Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A.** Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? Int J Sports Med 2007;29:512-518.
9. **Dumke CL, Pfaffenroth CM, McBride JM, McCauley GO.** Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. Int J Sports Physiol Perform 2010;5:249-261.
10. **Esparza F.** Manual de cineantropometría. Pamplona: Editorial FEMEDE, 1993.
11. **García-López J.** Manifestación de las fuerzas aerodinámicas en diferentes deportes: ciclismo y atletismo. In Izquierdo M, editor. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2008. p. 415-445.
12. **García-López J, Rodríguez-Marroyo JA, Pernía R, Ávila MC, Villa J.** El tipo de plataforma de contacto influye en el registro de la altura de salto vertical estimada a partir del tiempo de vuelo. Motricidad. European Journal of Human Movement 2008;21:1-15.
13. **García-López J, Villa JG, Rodríguez-Marroyo JA, Morate JC.** Aplicación de un test de esfuerzo interválico (Test de Probst) para valorar la cualidad física aeróbica en futbolistas de la liga española. Apunts: Educación física y deportes 2003;71:80-88.
14. **Girard O, Lattier G, Micallef JP, Millet GP.** Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. Br J Sports Med 2006;40:521-526.
15. **Hasegawa H, Yamauchi T, Kramer WJ.** Foot strike patterns of runners at the 15 km point during an elite-level half marathon. J Strength Cond Res 2007;21:888-893.
16. **Hauswirth C, Bigard AX, Guezennec CY.** Relationship between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and a marathon. Int J Sports Med 1997;18:330-339.
17. **Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB.** Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. Med Sci Sports Exerc 2011;43:296-302.
18. **Hue O, Le Gallais D, Chollet D, Boussana A, Préfaut C.** The influence of prior cycling on biomechanical and cardiorespiratory response profi-

- les during running in triathletes. *Eur J Appl Physiol* 1998;77:98-105.
19. **Hunter I, Smith GA.** Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 2007;100:653-661.
 20. **Jones AM, Doust JH.** A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci* 1996;14:321-327.
 21. **Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggeman GP.** Adaptational phenomena and mechanical responses during running: effect of surface, aging and task experience. *Eur J Appl Physiol* 2006;98:284-298.
 22. **Knapik JJ, Staab JS, Harman EA.** Validity of an anthropometric estimate of thigh muscle cross-sectional area. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28:1523-1530.
 23. **Kyrolainen H, Belli A, Komi PV.** Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:1330-1337.
 24. **López Chicharro J, Fernández Vaquero, A.** *Fisiología del ejercicio.* Madrid: Editorial Médica Panamericana, 1995.
 25. **Lucia A, Esteve-Lanao J, Oliván J, Gómez-Gallego F, San Juan A, Santiago C, Pérez M, Chamorro-Viña C, Foster, C.** Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 2006;31:530-540.
 26. **McCann DJ, Higginson BK.** Training to maximize economy of motion in running gait. *Curr Sports Med Rep* 2008;7:158-162.
 27. **Midgley AW, McNaughton LR, Jones AM.** Training to enhance the physiological determinants of long-distance running performance. *Sports Med* 2007;37:857-880.
 28. **Miller RH, Umberger BR, Caldwell GE.** Limitations to maximum sprinting speed imposed by muscle mechanical properties. *J Biomech* 2011;27:Doi:10.1016/j.jbiomech.2011.04.040.
 29. **Millet GY, Divert C, Banizette M, Morin JB.** Changes in running pattern due to fatigue and cognitive load in orienteering. *J Sports Sci* 2010;28:153-160.
 30. **Millet GY, Morin JB, Degache F, Edouard P, Feasson L, Verney J, Oullion R.** Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur J Appl Physiol* 2009;107:731-738.
 31. **Morgan DW, Craib M.** Physiological aspects of running economy. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:456-461.
 32. **Morgan DW, Martin P, Craib M, Caruso C, Clifton R, Hopewell R.** Effect of step length optimization in the aerobic demand of running. *J Appl Physiol* 1994;77:245-251.
 33. **Nummela A, Keranen T, Mikkelsen LO.** Factors related to top running speed and economy. *Int J Sports Med* 2007;28:655-661.
 34. **Ogueta-Alday A, Morante JC, Lazo R, Rodriguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J.** The validation of a new method that measures contact and flight time during treadmill running. In Cejuela R, Migliorini S, editors. *Proceedings of I World Conference of Science and Triathlon,* Alicante, 2011.
 35. **Paavolainen LM, Nummela AT, Rusko HK.** Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:124-130.
 36. **Quinn TJ, Dempsey SL, Houriham SE, LaRoche DP, Mackenzie AM.** The effect of increasing step frequency on running economy in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43:S73.
 37. **Rabadan M, Díaz V, Calderón FJ, Benito PJ, Peinado AB, Maffuli N.** Physiological determinants of speciality of elite middle- and long-distance runners. *J Sports Sci* 2011;29:975-982.
 38. **Rodríguez-Marroyo JA, López-Saute J, Pernía R, Carballo B, García López J, Foster C, Villa JG.** Physiological work demands of Spanish wildland firefighters during wildfire suppression. *Int Arch Occup Environ Health* 2011;106:87-94.
 39. **Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley, JA.** Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 2004;34:465-485.
 40. **Schneider S, Askew CD, Abel T, Strüder HK.** Exercise, music and the brain: Is there a central pattern generator? *J Sports Sci* 2010;28:1337-1343.
 41. **Støren O, Helgerud J, Hoff J.** Running stride peak forces inversely determines running economy in elite runners. *J Strength Cond Res* 2011;25:117-123.
 42. **Tokmakidis SP, Léger LA.** Noninvasive use of heart rate or stride pattern as compared to the use of blood lactate for the determination of anaerobic threshold. In Tsarouchas L, Terauds J, Gowitzke BA, Holth LE, editors. *Biomechanics in Sports V (Proceedings 5th Int. Symp. Biomech),* Athens, 1997. p. 434-449.
 43. **Villa JG, García-López J.** Tests de salto vertical (I): Aspectos funcionales. *RendimientoDeportivo.com* 2003, 6.
 44. **Weyand PG, Sandell RF, Prime DNL, Bundle MW.** The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *J Appl Physiol* 2010;108:950-961.
 45. **Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi M, Wright S.** Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol* 2000;89:1991-1999.
 46. **Williams KR, Cavanagh PR.** Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1987;63:1236-1245.

ANEXO V

Variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas determinantes del rendimiento en corredores de media maratón

Accésit SIBB 2013

A. OGUETA-ALDAY, J.A. RODRÍGUEZ-MARROYO, J. GARCÍA-LÓPEZ
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Instituto de Biomedicina
Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de León

Resumen

El objetivo es analizar la influencia de los factores antropométricos, fisiológicos y biomecánicos en el rendimiento de carreras de fondo. Participaron 48 corredores clasificados en 4 niveles según rendimiento en media maratón (hh:mm:ss): Grupo 1 (n=11, <1:10:00), Grupo 2 (n=13, <1:20:00), Grupo 3 (n=13, <1:30:00), Grupo 4 (n=11, <1:45:00). Realizaron una valoración antropométrica, prueba submáxima de economía de carrera y prueba máxima de VO₂max. Estas últimas realizadas en tapiz rodante, registrándose parámetros fisiológicos y biomecánicos (análisis espacio-temporal). Se observaron diferencias entre grupos y correlaciones con el rendimiento en ciertas variables ligadas al entrenamiento (años de experiencia y kilómetros semanales), antropométricas (masa, IMC y sumatorio de pliegues), fisiológicas (VO₂max, umbral anaeróbico y economía de carrera) y biomecánicas (tiempos de contacto en prueba submáxima; tiempos de contacto y amplitudes de zancada en prueba máxima). Las diferencias en los tiempos de contacto podrían explicarse por los distintos patrones de pisada de los corredores (talonadores vs planta entera/antepié), velocidad a la que se obtuvieron las variables fisiológicas (umbrales y VO₂max) y, en menor medida, por el nivel de rendimiento. Así, a excepción de la amplitud de zancada, el resto de variables biomecánicas han mostrado ser poco sensibles al rendimiento obtenido en esta disciplina.

Palabras clave: Carreras de larga distancia, IMC, economía de carrera, análisis espacio-temporal.

Abstract

The aim of the study was to analyze the influence of anthropometric, physiological and biomechanical factors on long-distance running performance. Forty-eight runners participated in the study and were classified into 4 groups according to their performance level in half-marathon (hh:mm:ss): Group 1 (n=11, <1:10:00), Group 2 (n=13, <1:20:00), Group 3 (n=13, <1:30:00), Group 4 (n=11, <1:45:00). They performed an anthropometric evaluation, a submaximal running economy test and a maximal incremental test. Both running test were performed on a treadmill, registering simultaneously physiological and biomechanical (spatio-temporal) parameters. Significant differences between groups and correlations with performance were obtained with training-related variables (experience and km/week), anthropometrics (mass, BMI and sum of skinfolds), physiological (VO₂max, anaerobic threshold and running economy) and biomechanical (contact times in submaximal test; contact times and step length in incremental test). Differences in contact times could be explained by the different runners' foot strike patterns (rearfoot vs midfoot/forefoot), speed where physiological variables were obtained (thresholds and VO₂max), and to a less extend, to performance level. Thus, except from step length, the rest of biomechanical variables have shown to be not very sensitive to long-distance running performance.

Keywords: Long-distance running, body fat, running economy, spatio-temporal parameters.

Correspondencia:

Ana Ogueta Alday

FCAFD. Universidad de León. C/ Campus de Vegazana S/N. 24071 - León

E-mail: aogua@unileon.es. Teléfono: 649355787

Introducción

Las carreras de larga distancia en asfalto (running) han aumentado su popularidad desde hace pocos años atrás. Por ejemplo, en Estados Unidos la participación en este tipo de eventos se ha incrementado en, al menos, un 10% en los últimos dos años [37]. Podemos encontrar una amplia variedad de participantes en estas carreras, que va desde los mejores atletas del país hasta corredores de nivel más popular, siendo el abanico de rendimiento muy variado. Esto ha propiciado un marcado interés dentro de la comunidad científica, que se ha interesado por estudiar el rendimiento en este tipo de pruebas desde diferentes puntos de vista.

La relación entre las variables fisiológicas y el rendimiento en carreras de larga distancia es a día de hoy bastante conocida. Un elevado VO_{2max} , un alto umbral anaeróbico y una buena economía de carrera están directamente relacionados con el rendimiento en este tipo de pruebas [3]. Algunos autores han discutido que algunas de estas variables tienen más influencia en el rendimiento que otras [19]; y mientras unos se decantan por el umbral anaeróbico [3, 35], otros lo hacen por la economía de carrera [40] o por la velocidad aeróbica máxima [19]. No obstante, también se propone la combinación de alguna de estas variables fisiológicas a la hora de predecir el rendimiento [38].

Algunas variables antropométricas también juegan un papel fundamental a la hora de describir un buen rendimiento, o al afectar a las variables fisiológicas previamente mencionadas [2, 13, 21, 24, 28, 30, 43]. Un bajo peso [24, 43], índice de masa corporal [13, 21, 43], porcentaje de grasa [13, 30, 43] y sumatorio de pliegues del tren inferior [2, 28, 43] optimizan el rendimiento en carreras de larga distancia. Sin embargo, existen otras variables antropométricas cuya influencia en el rendimiento es todavía desconocida o confusa. Por ejemplo, mientras unos estudios observan relaciones entre una baja estatura y el rendimiento [30, 43] o la economía de carrera [38], otros no las han observado [24, 25]. La discrepancia es todavía mayor en variables antropométricas como la longitud de las extremidades inferiores o los perímetros de los brazos y piernas [26, 24, 25, 31, 43]. Es posible que la comparación de atletas de diferentes razas [26, 31] haya condicionado, en parte, la interpretación de los resultados.

La posible influencia de las variables biomecánicas en el rendimiento en carreras de larga distancia es muy confusa. El patrón de pisada (talonador

vs planta entera/antepié) ha sido identificado clave por algunos autores que observan una mayor distribución de corredores de planta entera/antepié en los primeros puestos de las clasificaciones [16, 23]. Sin embargo, otros estudios no han observado esta tendencia [27]. El único estudio que ha analizado conjuntamente los parámetros espacio-temporales de la carrera (frecuencia y amplitud de zancada, tiempo de contacto) en el rendimiento no ha obtenido ninguna relación [38]. Por el contrario, otros han afirmado que un menor tiempo de apoyo se asocia con un mejor rendimiento [16, 35] sin considerar que el tiempo de apoyo es una variable dependiente de la velocidad [32, 34]. Además, la mayoría de los estudios mencionados no tienen en cuenta el patrón de pisada de los corredores, que condiciona aproximadamente un 10% el tiempo de apoyo [32, 34].

Según se ha comentado, la relación de algunas de las variables mencionadas con el rendimiento en carreras de larga distancia podría estar condicionada por la diferente raza de los sujetos analizados y su influencia en las variables antropométricas (i.e. altura y perímetro de la pierna), o por una relación indirecta entre la velocidad de carrera o el patrón de pisada y algunas variables biomecánicas (i.e. tiempo de apoyo). Igualmente, algunos estudios que han querido relacionar estas variables con el rendimiento lo han hecho con un escaso número ($n < 15$) de corredores [8, 38] o en sujetos de un único nivel de rendimiento [2, 8, 12, 30, 31, 34, 35, 40]. Teniendo en cuenta todos estos factores, el objetivo de este estudio es analizar la influencia de las variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas en el rendimiento en media maratón de un amplio grupo de corredores caucásicos de diferente nivel.

Materiales y métodos

Sujetos

Participaron 48 corredores de fondo después de acordarse los siguientes criterios de inclusión: 1) que fueran de origen caucásico, 2) que hubiesen participado en al menos una media maratón en las 6 semanas anteriores a la realización de las pruebas, y 3) que su rendimiento en dicha prueba fuese inferior a 1:45:00 hh:mm:ss, determinado por el tiempo del “chip” (tiempo desde la salida a la línea de meta después de los 21.097 m). Los corredores fueron divididos en 4 grupos en función de su nivel de rendimiento: Grupo 1 ($n=11$, $< 1:10:00$ hh:mm:ss), Grupo 2 ($n=13$, entre 1:10:00 y 1:20:00 hh:mm:ss), Grupo 3 ($n=13$,

entre 1:20:00 y 1:30:00 hh:mm:ss) y Grupo 4 (n=11, entre 1:30:00 y 1:45:00 hh:mm:ss). Además, siguiendo los criterios de Hasegawa et al [16], los corredores fueron clasificados en función de su patrón de pisada como talonadores o planta entera/antepié. El protocolo para llevar a cabo el estudio fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad de León (España) estando conforme con la declaración de Helsinki para la investigación humana. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito para participar en el estudio, y fueron informados de los objetivos del mismo.

Diseño experimental

Para la realización de las pruebas los corredores acudieron al laboratorio 2 días diferentes, separados por al menos una semana. El primer día se llevó a cabo una valoración antropométrica y un test incremental de consumo máximo de oxígeno. El segundo día, un test submáximo de economía de carrera a diferentes velocidades. Las valoraciones se llevaron a cabo a la misma hora del día (entre las 10 y 13 h), bajo las mismas condiciones medioambientales (~800 m de altitud, 20-25 °C, 20-35% de humedad relativa). Durante estos días se les recomendó una correcta ingesta de carbohidratos e hidratación [31]. En ambos días se realizó un calentamiento estandarizado de 10 min de carrera continua a 10-12 km•h⁻¹ en tapiz rodante, seguido de 5 min de estiramientos y movilidad articular. Los corredores utilizaron el mismo tipo de zapatillas durante todas las pruebas (250-300 g de peso en cada pie) para evitar la influencia de esta variable en la economía de carrera [11].

Las pruebas de carrera se realizaron en tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar, HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Alemania) con un 1% de inclinación para simular el gasto energético debido a la resistencia del viento [22]. Se colocaron dos ventiladores, uno enfrente y otro en un lateral del tapiz rodante, a ~50-100 cm del corredor, con el objetivo de refrigerarlo durante las pruebas [31]. En ambas pruebas de carrera, el intercambio de gases (Medical Graphics System CPX-Plus, Medical Graphics Corporation, St. Paul, MN, EEUU) y la frecuencia cardiaca (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) fueron registrados continuamente. Los parámetros espacio-temporales de la carrera (tiempo de contacto, tiempo de vuelo, frecuencia y amplitud de zancada) también fueron registrados mediante una plataforma láser (SportJUMP System PRO, DSD Inc., España) instalada en un tapiz rodante,

conectada a un software específico (Sport-Bio-Running®, DSD Inc., España) y validada anteriormente por estudios previos [32]. El tiempo de registro de los parámetros espacio-temporales de la carrera fue de 20 s para registrar al menos 32-64 pasos consecutivos, necesarios para reducir el efecto de la variabilidad intraindividual de zancada [4]. El patrón de pisada de los corredores se determinó utilizando una cámara de vídeo de alta velocidad (Casio Exilim Pro EX-F1, CASIO Europe GMBH, Norderstedt, Alemania) colocada en el lateral derecho del tapiz rodante (~1 m), perpendicular al plano sagital a una altura de 0,4 m. Todos los corredores fueron analizados por el mismo observador, quien identificó el patrón de pisada de cada corredor a su velocidad específica de carrera. Esta velocidad fue calculada teniendo en cuenta el tiempo requerido para completar la media maratón (e.g. 18 km•h⁻¹ para un corredor con un tiempo de 1:10:00 hh:mm:ss en media maratón). Debido al bajo porcentaje de corredores de planta entera y antepié en las carreras de larga distancia, la mayoría de los estudios los clasifican dentro de la misma categoría [16, 27, 34]. Así, en este estudio los corredores fueron clasificados en 2 grupos: talonadores vs planta entera/antepié.

Valoración antropométrica

Se registraron peso y talla, obteniendo a partir de ellos el índice de masa corporal (IMC). Se registraron 6 pliegues cutáneos (tricipital, subescapular, suprailiaco, abdominal, medial del muslo y de la pierna) utilizando el material convencional (HSB-BI, British Indicators LTD, West Sussex, Reino Unido). También se obtuvieron los perímetros máximos del muslo y de la pierna y mínimo de tobillo (Holtain LTD; Crymych, Reino Unido), así como la altura trocantérea y la longitud de la pierna (desde la cabeza del peroné hasta el suelo) (Harpender anthropometer, CMS instruments, London, Reino Unido). Todas las medidas antropométricas se realizaron por el mismo investigador, siguiendo las consideraciones del Grupo Español de Cinenantropometría [1, 9], y son similares a las registradas en estudios previos sobre corredores de fondo [31].

Test incremental de consumo máximo de oxígeno

El test comenzaba a 6 km•h⁻¹, con un incremento gradual de la velocidad de carrera de 1 km•h⁻¹ cada minuto hasta el agotamiento. Fueron aceptados como VO₂max y frecuencia cardiaca máxima los valores más altos obtenidos durante 30 s antes de la extenuación [2009]. Los umbra-

les aeróbico y anaeróbico fueron determinados de acuerdo al criterio de Davis [6]. Los parámetros biomecánicos fueron registrados en los últimos 20 s de cada estadio de velocidad, a partir de los 10 km•h⁻¹ (cuando empezaba a haber fase de vuelo en la carrera) y hasta la máxima velocidad alcanzada.

Prueba submáxima de economía de carrera

Los sujetos corrieron a 11, 13 y 15 km•h⁻¹ durante 6 minutos, con descansos completos de 5 minutos entre cada velocidad. El intercambio de gases fue registrado continuamente, aunque para el análisis de datos (VO₂, RER y FC) solo se tuvieron en cuenta los 3 últimos minutos de cada estadio [31]. La economía de carrera (coste energético de la carrera) se expresó en ml•kg⁻¹•km⁻¹ y ml•kg⁻¹•0.75•km⁻¹. También se obtuvo el coeficiente propuesto por Storen et al [38], que establece una relación o ratio entre la máxima energía disponible y la energía gastada para desplazar la masa corporal (VO₂max•EC-1 en min•m⁻¹). Durante esta prueba de economía, en los últimos 30

s de cada estadio de velocidad, se registraron los parámetros espacio-temporales de la carrera tal y como se ha descrito anteriormente.

Análisis gráfico y estadístico

Los datos se presentan como valores medios y desviaciones estándar de la media (media±DS). Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para confirmar una distribución normal de los resultados y se utilizó un análisis de la varianza de una vía (ANOVA) para analizar las diferencias entre los 4 grupos de nivel. Cuando se encontraba una F significativa, se aplicó el análisis post hoc de Newman-Keuls para analizar las diferencias entre grupos. El test de Pearson fue utilizado para el cálculo de las correlaciones entre variables. El registro de los datos y análisis gráfico se realizaron con el software Microsoft Office Excel-2007, mientras que el análisis estadístico se realizó con el programa estadístico-informático SPSS ver.17 (SPSS, Inc., Chicago, IL, EEUU). Valores de p < 0.05 fueron considerados estadísticamente significativos.

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n=11)	r
Rendimiento (s)	4017±137*†#	4378±203†#	5109±152#	5758±194	---
Edad (años)	30.0±6.0	29.3±6.3	34.4±6.3	34.5±9.3	
Experiencia entrenamiento (años)	16.5±5.6*†#	11.0±3.7†#	4.5±3.3	3.6±4.2	-0.75
Volumen entrenamiento (km/sem)	118.6±30.3*†#	85.8±23.3†#	51.7±21.3	43.3±15.4	-0.80
Masa (kg)	66.5±5.3†#	68.1±5.0†	73.0±5.6	73.0±8.9	0.45
Talla (cm)	176.4±5.0	179.7±4.1	177.0±6.2	173.9±6.8	
Índice de masa corporal (km•m⁻²)	21.4±1.4†#	21.1±0.9†#	23.3±1.3	24.1±2.4	0.64
∑ de 6 pliegues (mm)	37.4±9.1†#	40.4±6.3†#	58.6±13.8#	70.3±15.9	0.78
Perímetro máximo de muslo (cm)	50.6±4.1	50.3±1.8	51.7±2.2	51.6±3.9	
Perímetro máximo de pierna (cm)	36.5±1.2	36.6±1.8	37.2±1.8	37.0±2.1	
Perímetro mínimo de tobillo (cm)	21.4±0.9	22.0±1.2	22.6±1.1	22.8±2.0	
Altura trocánterea (cm)	89.3±3.0	91.5±3.3	90.2±5.1	88.9±4.9	
Longitud de la pierna (cm)	43.8±1.4	45.3±1.6	45.3±4.3	44.4±2.4	

Nota: Rendimiento, tiempo (s) en completar la media maratón. G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en media maratón (< 1:10:00, < 1:20:00, < 1:30:00 y ≥ 1:30:00 hh:mm:ss, respectivamente). ∑ de 6 pliegues, sumatorio de 6 pliegues. Los pliegues fueron tríceps, subscapular, supra-iliaco, abdominal, muslo y pierna. *: Diferencias significativas con el Grupo 2; †: Diferencias significativas con el Grupo 3; #: Diferencias significativas con el Grupo 4. r: correlación significativa (p<0.05).

Tabla 1. Características y variables antropométricas (media ± DS) de los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).

Resultados

En la Tabla 1 se muestran las características y variables antropométricas de los corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón. Se observó un efecto significativo del grupo en los años de experiencia en el entrenamiento ($F = 23.5$ y $p < 0.001$) y volumen de entrenamiento semanal ($F = 23.3$ y $p < 0.001$). A su vez, los corredores de mayor nivel presentaron menor masa ($F = 3.3$ y $p < 0.01$), índice de masa corporal ($F = 10.6$ y $p < 0.001$) y sumatorio de pliegues ($F = 20.0$ y $p < 0.001$) que los corredores de menor nivel, sin diferencias en el resto de variables antropométricas. Todas las variables en las que se encontraron diferencias significativas se correlacionaron con el rendimiento.

La Tabla 2 muestra las variables fisiológicas obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Se observó un efecto significativo del nivel en el VO_{2max} expresado en $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ($F = 15.9$ y $p < 0.001$) y

$ml \cdot kg^{-0.75} \cdot min^{-1}$ ($F = 13.5$ y $p < 0.001$), velocidad pico ($F = 71.1$ y $p < 0.001$) y velocidad en los umbrales aeróbico ($F = 16.2$ y $p < 0.001$) y anaeróbico ($F = 43.2$ y $p < 0.001$). No se observaron diferencias en la frecuencia cardiaca máxima y porcentajes de VO_{2max} en los umbrales aeróbico y anaeróbico. Además, se observó un efecto significativo del nivel en la economía de carrera expresada en $ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ ($F = 3.5$ y $p < 0.01$) y $ml \cdot kg^{-0.75} \cdot km^{-1}$ ($F = 5.0$ y $p < 0.01$), así como en el cociente VO_{2max} / EC ($F = 27.5$ y $p < 0.001$). Las variables que más se correlacionaron con el rendimiento fueron aquellas donde más diferencias entre grupos se observaron; es decir, las velocidades pico y en el umbral anaeróbico, seguidas del cociente VO_{2max} / EC , el VO_{2max} y la velocidad en el umbral aeróbico, y por último, con la economía de carrera.

La Figura 1 muestra la distribución de los corredores según el tipo de apoyo en cada grupo de nivel. El nivel influyó en el porcentaje de corredores de planta entera/antepié ($F = 5.2$ y $p < 0.01$), que fue mayor en el Grupo 1 respecto al resto de grupos.

	G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	69.2±5.0*†#	64.4±5.7†#	56.9±4.5	55.9±6.2	-0.76
VO_{2max} ($ml \cdot kg^{-0.75} \cdot min^{-1}$)	197.4±13.8*†#	184.9±14.1†#	166.1±13.2	163.1±16.0	-0.67
FC_{max} (ppm)	186±6	185±7	186±9	186±11	
Velocidad pico ($km \cdot h^{-1}$)	22.1±0.8*†#	20.6±1.0†#	18.8±0.4#	17.4±0.9	-0.92
VT2 - % VO_{2max}	87.8±4.8	90.2±3.7	87.6±5.0	84.4±5.3	-0.34
VT2 - velocidad ($km \cdot h^{-1}$)	18.6±1.2*†#	17.4±1.2†#	15.5±0.8#	13.8±1.1	-0.92
VT1 - % VO_{2max}	58.9±4.5	61.1±7.1	59.7±6.4	62.7±7.4	
VT1 - velocidad ($km \cdot h^{-1}$)	12.7±1.2*†#	11.8±1.3†#	10.2±0.5	9.8±1.3	-0.76
EC ($ml \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$)	198.5±18.3#	211.3±13.0	208.4±11.0	219.8±18.7	0.35
EC ($ml \cdot kg^{-0.75} \cdot km^{-1}$)	566.5±54.0*†#	606.6±38.3	609.0±36.9#	641.5±53.0	0.45
VO_{2max} / EC ($m \cdot min^{-1}$)	351.6±45.0*†#	305.3±24.0†#	272.8±14.8	254.4±17.0	-0.82

Nota: G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón (< 1:10:00, < 1:20:00, < 1:30:00 y ≥ 1:30:00 hh:mm:ss, respectivamente). VO_{2max} , consumo máximo de oxígeno. FC_{max} , frecuencia cardiaca máxima. VT2, umbral anaeróbico ventilatorio. VT1, umbral aeróbico ventilatorio. EC, economía de carrera. VO_{2max} / EC , consumo máximo de oxígeno entre economía de carrera. *: Diferencias significativas con el Grupo 2; †: Diferencias significativas con el Grupo 3; #: Diferencias significativas con el Grupo 4. r: correlación significativa ($p < 0.05$).

Tabla 2. Variables fisiológicas (media ± DS) obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).

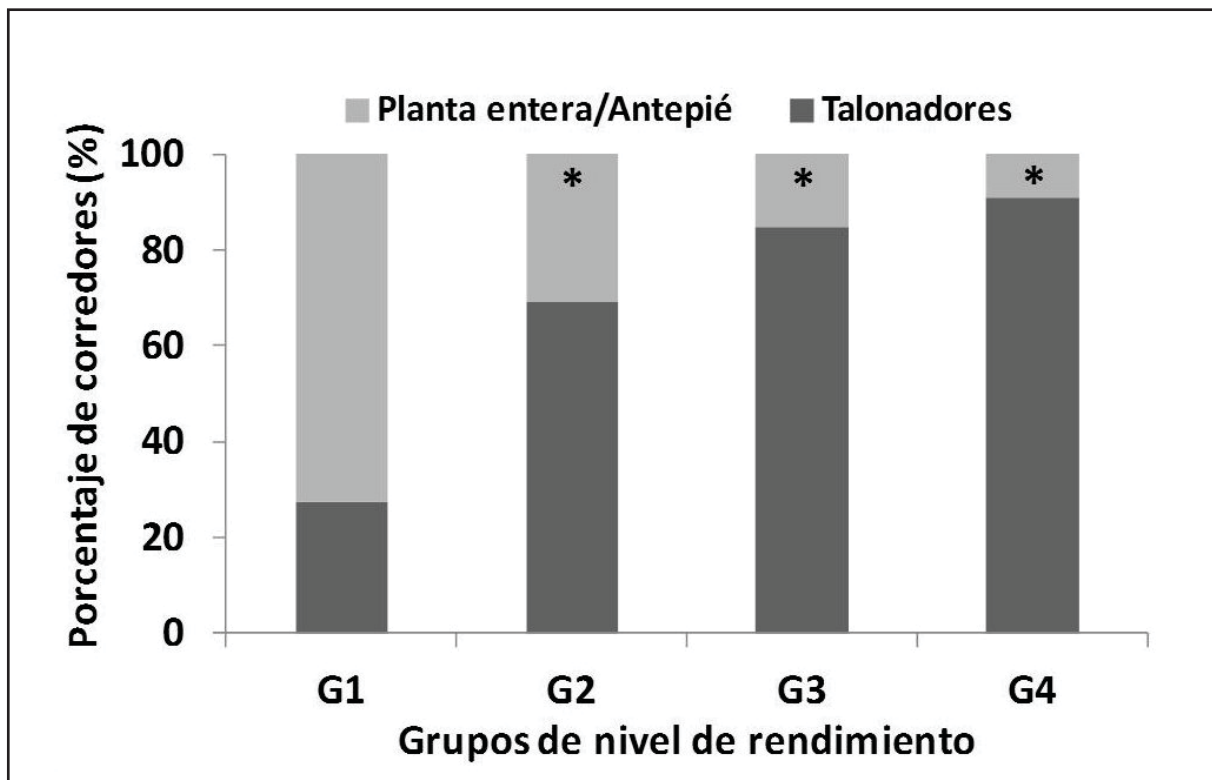


Figura 1. Porcentaje de corredores talonadores y planta entera/antepié en cada grupo de corredores. G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón (< 1:10:00, < 1:20:00, < 1:30:00 y \geq 1:30:00 hh:mm:ss, respectivamente). *: Diferencias significativas con el Grupo 1.

		G1 (n= 11)	G2 (n= 13)	G3 (n= 13)	G4 (n= 11)	r
	Mínimo tiempo contacto (ms)	177 \pm 15*†#	193 \pm 17†#	215 \pm 17	222 \pm 14	0.76
	Máxima frecuencia zancada (Hz)	3.20 \pm 0.08	3.13 \pm 0.11	3.18 \pm 0.14	3.16 \pm 0.27	
	Máxima amplitud zancada (m)	1.86 \pm 0.09†#	1.80 \pm 0.12†#	1.61 \pm 0.13	1.54 \pm 0.16	-0.73
VT2	Tiempo contacto (ms)	198 \pm 23*†#	219 \pm 19†#	241 \pm 19#	260 \pm 19	0.82
	Frecuencia zancada (Hz)	3.03 \pm 0.12	2.96 \pm 0.13	2.98 \pm 0.15	2.88 \pm 0.17	-0.38
	Amplitud zancada (m)	1.66 \pm 0.09*†#	1.58 \pm 0.11†#	1.42 \pm 0.09#	1.29 \pm 0.10	-0.87
VT1	Tiempo contacto (ms)	246 \pm 22*†#	282 \pm 34†#	304 \pm 21	313 \pm 33	0.66
	Frecuencia zancada (Hz)	2.79 \pm 0.08	2.77 \pm 0.14	2.71 \pm 0.11	2.66 \pm 0.11	-0.43
	Amplitud zancada (m)	1.22 \pm 0.09*†#	1.13 \pm 0.12†#	1.03 \pm 0.06	1.05 \pm 0.08	-0.62
11 km·h ⁻¹	Tiempo contacto (ms)	258 \pm 19*†#	279 \pm 19	290 \pm 20	295 \pm 26	0.53
13 km·h ⁻¹	Tiempo contacto (ms)	236 \pm 16*†#	253 \pm 19	264 \pm 16	263 \pm 11	0.51
15 km·h ⁻¹	Tiempo contacto (ms)	219 \pm 16*†#	233 \pm 16	242 \pm 15	242 \pm 11	0.50

Nota: G1, G2, G3, G4, grupos de corredores en función de su nivel de rendimiento en la media maratón (< 1:10:00, < 1:20:00, < 1:30:00 y \geq 1:30:00 hh:mm:ss, respectivamente). *: Diferencias significativas con el Grupo 2; †: Diferencias significativas con el Grupo 3; #: Diferencias significativas con el Grupo 4. r: correlación significativa (p<0.05).

Tabla 3. Variables biomecánicas (media \pm DS) obtenidas en los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. Correlaciones (r) con el rendimiento (tiempo en completar la media maratón).

La Tabla 3 muestra las principales variables biomecánicas de los tests incremental y submáximo en los diferentes grupos de corredores. El nivel afectó significativamente al tiempo de contacto y a la amplitud de zancada obtenidos en el umbral aeróbico ($F = 10.6$ y $p < 0.001$; y $F = 8.4$ y $p < 0.01$, respectivamente), anaeróbico ($F = 20.2$ y $p < 0.001$; $F = 31.2$ y $p < 0.001$, respectivamente) y en la velocidad pico ($F = 17.7$ y $p < 0.001$; $F = 16.2$ y $p < 0.001$, respectivamente), sin diferencias significativas en la frecuencia de zancada. Además, el tiempo de contacto y la amplitud de zancada se relacionaron con el rendimiento en el test incremental ($r > 0.62$ y $p < 0.001$). En el test submáximo no se encontraron diferencias significativas en la frecuencia y amplitud de zancada a las 3 velocidades de carrera analizadas (11, 13 y 15 km·h⁻¹). Sin embargo, el tiempo de contacto fue menor ($F > 6.3$ y $p < 0.01$) en los corredores de mayor nivel en todas las velocidades. El tiempo de contacto se relacionó con el rendimiento en media maratón ($r > 0.50$ y $p < 0.05$).

Discusión

Los principales hallazgos del presente estudio han sido: 1) Confirmar la relación entre el rendimiento en carreras de larga distancia y las variables ligadas al entrenamiento, al sobrepeso o a la fisiología; 2) Observar una mayor distribución de corredores de planta entera/antepié en los sujetos de mayor nivel; 3) No encontrar diferencias significativas a la misma velocidad de carrera entre los grupos de nivel en las variables biomecánicas analizadas (frecuencia y amplitud de zancada, tiempo de contacto); 4) Identificar el patrón de pisada y la amplitud de zancada como las variables biomecánicas más relacionadas con el rendimiento.

En el presente trabajo se ha observado una alta relación entre el rendimiento y factores asociados al entrenamiento como los años de práctica y el volumen de entrenamiento semanal (Tabla 1). Estos resultados estarían en consonancia con recientes hallazgos que corroboran la influencia de los factores ambientales (sociodemográficos) y ligados a la práctica (teoría de la práctica deliberada) en el rendimiento de las carreras de larga distancia, sobre una buena base genética [41]. También se ha observado que los corredores de mayor nivel presentaron menores valores de las variables ligadas al sobrepeso (masa, índice de masa corporal y sumatorio de pliegues cutáneos). Esto coincide con lo descrito en estudios anteriores, que han relacionado estas mismas variables con el rendimiento en

carreras de larga distancia [2, 13, 21, 24, 28, 43]. No obstante, en el presente estudio no se han encontrado diferencias entre grupos ni correlaciones con el rendimiento en ninguna de las variables lineales analizadas (talla, longitud de extremidades inferiores, perímetros de piernas, etc.). Esto coincide con los estudios que no han visto influencia de la talla [13, 24, 25], longitud de las extremidades inferiores [43] o perímetros [24, 25] en el rendimiento. Es posible que en los estudios que han obtenido diferencias [26, 31], se deban más al efecto de la comparación de diferentes razas (caucasianos vs eritreos/keniatas) que al efecto del rendimiento. Los corredores del presente estudio fueron todos de origen caucásico, por lo que se ha podido discriminar el efecto de la variable rendimiento.

Las variables fisiológicas como el VO_{2max} , velocidad pico, velocidad en los umbrales aeróbico y anaeróbico y la economía de carrera se han relacionado con el rendimiento obtenido en media maratón (Tabla 2). Estos resultados están en consonancia con los descritos previamente en la literatura científica [3, 19, 35, 40]. Es de destacar la escasa correlación encontrada entre el rendimiento y la economía de carrera ($r < 0.50$), que coincide con la opinión de otros trabajos, que incluso han llegado a no observar influencia de esta variable [38]. Las posibles causas de estas discrepancias y de la débil correlación encontrada son dos: 1) El hecho de que la economía de carrera depende mucho del nivel de entrenamiento [3], mostrando en el presente estudio que todos los corredores estaban altamente entrenados, con similares valores de % VO_{2max} en los umbrales aeróbico y anaeróbico; 2) El diferente patrón de pisada de los corredores que componen los distintos grupos de nivel (Figura 1). Recientes estudios han mostrado una mayor economía de carrera en los corredores talonadores frente a los de planta entera/antepié [12, 34]. Para solventar este problema sobre la economía de carrera, estudios anteriores propusieron un coeficiente entre las variables VO_{2max} y economía de carrera [38], que en el presente trabajo se ha relacionado de forma muy intensa con el rendimiento. Paradójicamente este coeficiente, que en sí es un valor de velocidad (m·min⁻¹), se relaciona con el rendimiento con la misma intensidad que las velocidades en los umbrales aeróbico y anaeróbico, así como con la velocidad aeróbica máxima (Tabla 2). La relación de estas variables es mucho más intensa que su valor expresado en parámetros fisiológicos (ej. ml·kg⁻¹·min⁻¹).

En el presente estudio (Figura 1) se ha observado una mayor concentración de corredores de

planta entera/antepié en el grupo de mayor nivel (~73%) respecto al resto de grupos (~9-31%). Estos resultados estarían en consonancia con estudios previos que compararon la distribución de corredores de planta entera/antepié entre los primeros y los últimos clasificados en media maratón y maratón [16, 23]. También hay un estudio que no ha observado esta tendencia [27], lo que podría deberse a que el grupo de corredores analizado realmente no fue de alto nivel [23]. Por lo tanto, parece claro que los corredores de mayor nivel tienden a utilizar un patrón de pisada más adelantado, que les permite tener en torno a un 10% menos de tiempo de apoyo a la misma velocidad que los corredores talonadores [8, 12, 16, 17, 32, 34]. El tiempo de apoyo es importante para conseguir altas velocidades de carrera ($> 20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) en entrenamiento y competición [17, 34], siendo éste el factor limitante de la máxima velocidad que se puede conseguir en la carrera [42].

Debemos ser cautos a la hora de analizar el comportamiento de las variables frecuencia y amplitud de zancada, así como del tiempo de apoyo durante el test incremental (Tabla 3). Estas variables dependen en gran medida de la velocidad [5, 32, 34], y en el presente estudio se han obtenido diferencias significativas en la misma entre los grupos de nivel. Teniendo en cuenta que las variables biomecánicas no deberían ser comparadas si se obtienen a diferente velocidad, del test incremental podemos extraer las siguientes lecturas:

1) La frecuencia de zancada se ha mostrado poco sensible al nivel de rendimiento, aunque tendiendo a ser mayor en los corredores de más nivel para la misma intensidad de carrera relativa (fisiológica). Esto coincide con hallazgos previos que relacionaron una mayor frecuencia de zancada en el umbral anaeróbico con un mejor rendimiento [33]. También coincide con una línea de trabajo actual en biomecánica, que establece una asociación entre la baja frecuencia de zancada y un mayor índice lesional [15, 18, 20, 29], así como con una peor economía de carrera [7, 14].

2) La amplitud de zancada se ha mostrado muy sensible al nivel de rendimiento, pudiendo ser el principal factor responsable del aumento de la velocidad [5]. Esto sería coincidente con recientes estudios que han observado una pérdida de amplitud de zancada y velocidad en atletas de mayor edad, lo que podría deberse a un deterioro en la fuerza [36]. De esta forma, la mayoría de los estudios han establecido una clara relación entre el entrenamiento de la fuerza y la mejora en el rendimiento en carreras de larga distancia [39]. Sin

embargo, hasta donde conocemos, ninguno de ellos ha analizado los efectos del entrenamiento de fuerza en las variables biomecánicas, lo cual podría constituir un objetivo de futuro.

3) El tiempo de contacto también se ha mostrado muy sensible al nivel de rendimiento, pero hay que tener precaución, porque depende del patrón de pisada y de la velocidad de carrera. Tal y como se ha mencionado anteriormente, los corredores de mayor nivel tienen un patrón de pisada más adelantado (~10% menos de tiempo de apoyo), y el efecto de la velocidad se ha establecido en ~20 ms por cada aumento de velocidad de $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, en corredores de similar patrón de pisada [32]. Por lo tanto, teniendo en cuenta estos factores, las diferencias entre grupos encontradas en este estudio desaparecerían.

Al comparar los valores durante la carrera submáxima, sólo observamos diferencias en el tiempo de contacto (en torno al 10% entre el mejor y el peor grupo), y no en frecuencia y amplitud de zancada. Estas diferencias en el tiempo de contacto podrían ser debidas más al patrón de pisada que al nivel de rendimiento. Por lo tanto, a tenor de estos resultados, no está clara la asociación entre el tiempo de apoyo y el rendimiento en carreras de larga distancia como han sugerido algunos estudios que no controlaron la velocidad de carrera y/o el patrón de pisada de los corredores [16, 35]. Igualmente, sí que se observa un papel determinante de la amplitud de zancada en el rendimiento y/o velocidad que se puede alcanzar, pero ésta es la misma cuando se fija la misma velocidad de carrera para todos. Lo mismo ocurre con la frecuencia de zancada, aunque tiende a ser mayor en atletas de más nivel para similar intensidad relativa de esfuerzo. En conclusión, a la misma velocidad, y si se tiene en cuenta el patrón de pisada, no existen diferencias en el tiempo de apoyo, frecuencia y amplitud de zancada de corredores de larga distancia de diferente nivel.

Conclusión

Las principales aportaciones del presente estudio han sido:

1) Confirmar la relación entre el rendimiento en media maratón y las variables ligadas al entrenamiento, al sobrepeso o a la fisiología. Destacar que la velocidad a la que se consiguieron estas variables fisiológicas fue más importante que su valor (por ejemplo, $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)

2) Encontrar una mayor distribución de corredores de planta entera/antepié en los sujetos de

mayor nivel. Futuros estudios deberían abordar los factores que causan el empleo de un patrón de pisada u otro, pudiendo ser la velocidad elevada utilizada en entrenamientos y competición una posible explicación.

3) No encontrar diferencias significativas a la misma velocidad de carrera entre los grupos de nivel en las variables biomecánicas analizadas (frecuencia y amplitud de zancada, tiempo de contacto). Sin embargo, la amplitud de zancada parece ser determinante del rendimiento, de ahí la importancia del trabajo de la fuerza y el bajo peso de los corredores en este tipo de pruebas.

Futuros estudios deberían analizar los efectos del entrenamiento de fuerza en las variables biomecánicas de la carrera.

Agradecimientos

Al Consejo Superior de Deportes (Gobierno de España), por haber financiado el proyecto titulado “Validación y aplicación de una innovación tecnológica para la valoración biomecánica de la carrera en atletas de fondo y medio-fondo” en el marco de las Ayudas a las Universidades Públicas y Privadas y Entidades Públicas, para la realización de proyectos de apoyo científico y tecnológico al deporte (157/UPB10/12). Al Gobierno Vasco por financiar a través de una ayuda del Programa de Formación de Personal Investigador del Departamento de Educación, Universidades e Investigación a Ana Ogueta-Alday (2011-2014). A todos los corredores que voluntariamente se prestaron desinteresadamente a formar parte de este trabajo, y sin los cuales no hubiera podido llevarse a cabo.

Referencias

1. **Alvero JR, Cabañas MD, Herrero De Lucas A, Martínez L, Moreno C, Porta J, Sillero M, Sirvent JE.** Protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo. Documento de consenso del Grupo Español de Cineantropometría de la Federación Española de Medicina del Deporte. *Archivos de Medicina del Deporte* 2009;26:166-179.
2. **Arrese AL, Ostariz ES.** Skinfold thicknesses associated with distance running performance in highly trained runners. *J Sports Sci* 2006;24:69-76.
3. **Basset DR, Howley ET.** Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:70-84.
4. **Belli A, Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis C.** Mechanical step variability during treadmill

- running. *Eur J Appl Physiol* 1995;70:510-517.
5. **Bramble DM, Lieberman DE.** Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* 2004;432:345-352.
6. **Davis JA.** Anaerobic threshold: a review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17:6-21.
7. **De Ruiter CJ, Verdijk PW, Werker W, Zuidema MJ, De Haan A.** Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *Eur J Sports Sci* 2013 (in press). DOI :10.1080/17461391.2013.783627.
8. **Di Michele R, Merni F.** The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J Sci Med Sport* 2013 (in press). DOI: 10.1016/j.jsams.2013.05.012.
9. **Esparza F.** Manual de cineantropometría. Pamplona: Editorial FEMEDE, 1993.
10. **Fletcher JR, Esau SP, Macintosh BR.** Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. *J Appl Physiol* 2009;107:1918-1922.
11. **Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R.** Metabolic Cost of Running Barefoot versus Shod: Is Lighter Better? *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:1519-1525.
12. **Gruber AH, Umberger BR, Braun B, Hamill J.** Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot or forefoot strike patterns. *J Appl Physiol* 2013;115:194-201.
13. **Hagan RD, Upton SJ, Duncan JJ, Gettman LR.** Marathon performance in relation to maximal aerobic power and training indices in female distance runners. *Br J Sports Med* 1987;21:3-7.
14. **Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L.** Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res* 2012;26:2065-2070.
15. **Hamill J, Derrick TR, Holt KG.** Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science* 1995;14:45-60.
16. **Hasegawa H, Yamauchi T, Kramer WJ.** Foot strike patterns of runners at the 15 km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 2007;21:888-893.
17. **Hayes P, Caplan N.** Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J Sports Sci* 2012;30:1275-1283.
18. **Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB.** Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43:296-302.
19. **Helgerud J, Storen O, Hoff J.** Are there differences in running economy at different velocities for well-trained distance runners? *Eur J Appl Physiol* 2010;108:1099-1105.
20. **Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Sato T, Nakazawa K.** Step frequency and lower extremity loading during running. *Int J Sports Med* 2012;33:310-313.

21. **Hoffman MD.** Anthropometric characteristics of ultramarathoners. *Int J Sports Med* 2008;29:808-811.
22. **Jones AM, Doust JH.** A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci* 1996;14:321-327.
23. **Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM.** Foot-strike Pattern and Performance in a Marathon. *Int J Sports Physiol Perform* 2013;8:286-292.
24. **Knechtle B, Duff B, Welzel U, Kohler G.** Body mass and circumference of upper arm are associated with race performance in ultraendurance runners in a multistage race—the Isarrun 2006. *Res Q Exerc Sport* 2009;80:262-268.
25. **Knechtle B, Knechtle P, Rosemann T.** Race performance in male mountain ultra-marathoners: anthropometry or training? *Percept Mot Skilss* 2010;110:721-735.
26. **Larsen HB, Christensen DL, Nolan T, Sondergaard H.** Body dimensions, exercise capacity and physical activity level of adolescent Nandi boys in western Kenya. *Ann Hum Biol* 2004;31:159-173.
27. **Larson P, Higgins E, Kaminski J, Decker T, Preble J, Lyons D, McIntyre K, Normile A.** Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci* 2011;29:1665-1673.
28. **Legaz A, Eston R.** Changes in performance, skinfold thicknesses, and fat patterning after three years of intense athletic conditioning in high level runners. *Br J Sports Med* 2005;39:851-856.
29. **Lenhart RL, Thelen DG, Wille CM, Chumanov ES, Heiderscheid BC.** Increasing Running Step Rate Reduces Patellofemoral Joint Forces. *Med Sci Sports Exerc* 2013 (in press). DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a.
30. **Loftin M, Sothorn M, Koss C, Tuuri G, Vanvrancken C, Kontos A, Bonis M.** Energy expenditure and influence of physiologic factors during marathon running. *J Strength Cond Res* 2007;21:1188-1191.
31. **Lucía A, Esteve-Lanao J, Oliván J, Gómez-Gallego F, San Juan A, Santiago C, Pérez M, Chamorro-Viña C, Foster, C.** Physiological characteristics of the best Eritrean runners—exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 2006;31:530-540.
32. **Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J.** Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *J Strength Cond Res* 2013a;27:1455-1462.
33. **Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, Villa JG, García-López J.** Influencia de los parámetros biomecánicos en el rendimiento y la economía de corredores de fondo aficionados. *Biomecánica* 2011;19:17-27.
34. **Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J.** Rearfoot Striking Runners Are More Economical than Midfoot Strikers. *Med Sci Sports Exerc* 2013b (in press). DOI: 10.1249/MSS.0000000000000139.
35. **Paavolainen LM, Nummela AT, Rusko HK.** Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:124-130.
36. **Piacentini MF, De Loannon G, Comotto S, Spedicato A, Vernillo G, La Torre A.** Concurrent strength and endurance training effects on running economy in master endurance runners. *J Strength Cond Res* 2013;27:2295-2303.
37. **Rothschild, C.** Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Strength & Conditioning Journal* 2012;34:8-17.
38. **Storen O, Helgerud J, Hoff J.** Running stride peak forces inversely determines running economy in elite runners. *J Strength Cond Res* 2011;25:117-123.
39. **Taipale RS, Mikkola J, Vesterinen V, Nummela A, Häkkinen K.** Neuromuscular adaptations during combined strength and endurance training in endurance runners: maximal versus explosive strength training or a mix of both. *Eur J Appl Physiol* 2013;113:325-335.
40. **Tartaruga MP, Brisswalter J, Peyré-Tartaruga LA, Avila AO, Alberton CL, Coertjens M, Cadore EL, Tiggerman CL, Silva, EM, Kruel LF.** The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Res Q Exerc Sport* 2012;83:367-375.
41. **Tucker R, Collins M.** What makes champions? A review of the relative contribution of genes and training to sporting success. *Br J Sports Med* 2012;46:555-561.
42. **Weyand PG, Sandell RF, Prime DNL, Bundle MW.** The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *J Appl Physiol* 2010;108:950-961.
43. **Zillmann T, Knechtle B, Rüst CA, Knechtle P, Rosemann T, Lepers R.** Comparison of Training and Anthropometric Characteristics between Recreational Male Half-Marathoners and Marathoners. *Chin J Physiol* 2013;56:138-146.