

Luis Enrique Roche Seruendo

Análisis de las variables influyentes en el modelo masa-muelle aplicado a la carrera de larga distancia



Tesis Doctoral
Granada, 2018

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Luis Enrique Roche Seruendo
ISBN: 978-84-9163-844-5
URI: <http://hdl.handle.net/10481/51121>



UNIVERSIDAD DE GRANADA

Facultad de Ciencias del Deporte

Departamento de Educación Física y
Deportiva

Instituto Mixto Universitario Deporte y
Salud (iMUDS)

Programa de doctorado en biomedicina
(B11.56.1)

TESIS DOCTORAL

Análisis de las variables influyentes en el modelo masa- muelle aplicado a la carrera de larga distancia

Presentada por

LUIS ENRIQUE ROCHE SERUENDO

Dirigida por:

VÍCTOR MANUEL SOTO HERMOSO

PEDRO ÁNGEL LATORRE ROMÁN

GRANADA, 12 de MARZO de 2018

A mi familia,

“Queda prohibido llorar sin aprender,
levantarte un día sin saber qué hacer,
tener miedo a tus recuerdos...

Queda prohibido no sonreír a los problemas,
no luchar por lo que quieres,
abandonarlo todo por miedo,
no convertir en realidad tus sueños,

Queda prohibido no intentar comprender a las personas,
pensar que sus vidas valen menos que la tuya,
no saber que cada uno tiene su camino y su dicha...

Queda prohibido no crear tu historia,
no tener un momento para la gente que te necesita,
no comprender que lo que la vida te da también te lo quita...

Queda prohibido no buscar la felicidad,
no vivir tu vida con una actitud positiva,
no pensar en que podemos ser mejores,
no sentir que, sin ti, este mundo no sería igual...”

Pablo Neruda

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad San Jorge por confiar en mí hace tantos años y brindarme un entorno de crecimiento personal y profesional. A la Universidad de Granada y especialmente al iMUDS por acogerme y brindarme camino.

A mis directores, Víctor Soto y a Pedro Latorre. Gracias por vuestra diligencia enseñándome, ayudándome, corrigiéndome. Gracias por prestarme vuestra ayuda incondicional en cualquier momento. Es un placer haberos conocido, investigado y desarrollado todo esto juntos. Gracias por la minuciosidad con la que habéis dirigido y orientado todo mi trabajo. Gracias también por vuestros valores. Solo así se puede mejorar. Estoy seguro que la vida nos traerá muchas cosas juntos y seguiremos creciendo.

A Felipe García-Pinillos, sin ti y tu infatigable “látigo” hubiera encontrado excusas durante años para no acabar la tesis. Gracias por enseñarme el camino de la investigación, gracias por todas tus inestimables ayudas. Ahora puedo decir que he encontrado a un friki de más nivel que yo y encima es mi amigo. Gracias a Alejandro Molina, un gran amigo y biomecánico con el que he tenido el gusto de cruzarme y aprender de él. mi. Espero que la vida nos depare muchos proyectos juntos y muchas cervezas a todos juntos.

A mi madre, a quien no recuerdo verla caminando, ni tan siquiera hablando y sin embargo me enseñó prácticamente todo en la vida. Me enseñó que la vida se lucha, que pase lo que pase se puede ir hacia delante, que lo físico es prescindible, que lo importante es ser buena persona y ayudar a los demás. No recuerdo verle caminar y me dedico a estudiar como camina y corre la gente. No recuerdo oírle hablar y me dedico a hablar durante horas para enseñar a la gente. Ella me inculcó gran parte de mis valores y gracias a ella, en gran medida, soy quien soy y como soy.

A mi padre, quien me enseña que todos los días amanece, que siempre hay cosas que hacer, que cuando alguien te necesita hay que estar (no importa dónde, cuándo, ni cómo; simplemente, hay que estar). Él me hace ver que da igual lo que sepas, los años o la experiencia que tengas, siempre hay más. Su energía es imparable. De ti, papá, sin duda he heredado la fuerza para seguir adelante y la capacidad que tienes para darle la vuelta a cualquier situación y salir airoso. Si no sabes algo, nunca sé cómo te las ingenias, pero encuentras la solución. Siempre hay soluciones a los problemas, da igual que sean de huerto, de bricolaje o de la vida.

A mis abuelos, Provi y Gaudioso. Os echamos mucho de menos; vuestras historias, vuestra manera de ver la vida. Humildad, trabajo, constancia, superación. Me enseñaron que el dinero se lucha, se gana y se gasta, pero no se malgasta. Lo primero es ser buena persona y culto; el resto vendrá. No tuvieron la suerte de poder estudiar, ni tuvieron acceso a la cultura como tenemos ahora, pero todos los días leían, se informaban e intentaban saber más de la vida. Vuestras historietas siguen tapizando hoy mis clases con ejemplos de la vida diaria, con anécdotas y con valores.

A mi abuela, Flora. Luchadora incansable, fuerte, tenaz y humilde. Sé que siempre estás. Aunque rehúyes abrazos y besos, en el fondo estás deseando que vayamos a darte unos besos y hacerte rabiar. Eres un ejemplo de entereza, de lucha y de perseverancia. Aún hoy en día no puedes estarte quieta. Creo que es bastante común en tu descendencia.

A mi hermana; aunque no me creas, eres el ejemplo y mi camino a seguir. Probablemente te lo digo menos veces de las que te mereces, pero TE QUIERO. Tú has sido una madre para mí, me has acompañado a todos los sitios, en todos los momentos, te he contado lo mejor y lo peor y siempre me has cuidado y te has preocupado de que estuviera bien. Me has dado clase (con bastante éxito a juzgar por la situación), me has echado la bronca, me has echado a dormir (en las buenas y en las malas) y me has despertado (por las buenas y por las malas). Hemos pasado muchas cosas juntos y quiero que sepas que estoy aquí para todo lo que ha venido, viene y vendrá, hasta el último de los días. Tu familia es maravillosa. Tu marido (sujeto de estudio y “runner”) y tus hijos (menudos sujetos de estudio) son increíbles y me gusta disfrutar de ellos. A partir de ahora prometo ejercer más de tío y de hermano.

A mis tíos y primos. Siempre me habéis acogido en vuestras familias como a un hijo y hermano más. Nunca me han faltado madres, padres ni hermanos. Siempre ahí para ayudarme, darme de comer, llevarme de vacaciones, escuchar mis historietas y para orientarme en la vida como si de vuestro hijo se tratara. Paco (Fran) y Julián, cuántas historietas hemos pasado y pasaremos juntos. Cuántas veces nos hemos contado nuestras paranoias personales y laborales. Me alegra teneros cerca y que cuando descolgáis el teléfono parece que no haya pasado ni un día.

A mis amigos del barrio, Guillermo, Juanjo, Román, Pana, Jano, Goyo, Carmona, Raquel y Pilar. Se suele decir que la familia te toca y a los amigos los eliges. No sé muy bien que hice y en qué momento me crucé con vosotros, pero me alegro de que hayáis

elegido para formar parte de vuestra familia. Cuando me voy fuera de casa y desaparezco meses, sé que cuando baje al bar a tomar un café estaréis siempre allí, dispuestos a hablar como si el tiempo no pasara. Hemos pasado muchos momentos difíciles pese a ser jóvenes, pero con vosotros las cosas duelen menos. Me hace feliz ver a la familia crecer y veros rebosantes de felicidad. Gracias por escucharme hasta que os “sangro las orejas”.

A mis compañeros de trabajo, los de la “uni” que aguantan al friki que llevo en mi interior (y parte de mi exterior). Cuando cruzo dos palabras con vosotros mi mundo crece, nacen nuevas ideas, nuevos planteamientos, nuevas dudas. Sin embargo, os encanta parrillar y cervecar como a nadie; y eso se agradece. Agradecer en especial a Pablo por la confianza que siempre ha tenido en mí. Espero seguir a tu lado muchos años y sigamos haciendo de las nuestras. Es un orgullo compartir parte de mi carrera profesional contigo.

A Alberto Rey, compañero de batallas en la universidad como estudiantes y luego como profesores; gracias por confiar en mí y hacer de la biomecánica parte de tu vida. Sin duda estoy orgulloso de tener un amigo e inquilino como tú.

A mis compis de Fisio Zaragoza, en especial a Alex. Gracias por dejarme emprender un proyecto personal dentro de tu proyecto. Gracias por no poner ninguna cortapisa a todo lo que he necesitado tanto material como intelectualmente. Sobre todo, gracias por tus consejos, tu orientación, por ser un líder (aunque siempre te llame jefe) y por dejarme crecer a tu lado. He aprendido y sigo aprendiendo mucho de ti.

Por último, a Olga. Gracias, al amor de mi vida, a mi compañera de viaje, a mi complemento, a mi pareja. Tu paciencia a mi lado es infinita, tus abrazos, tus besos, tus consejos, las largas charradas sobre nuestra vida, nuestros planes, nuestros deseos, nuestros viajes, nuestras experiencias. Gracias por ser ese contrapunto a alguna de mis locuras que hace que no me tire a diario a aguas revueltas. Gracias por la ayuda diaria que me prestas, por dedicarme, aunque sea un segundo de tu vida, por hacer que despertarse sea un placer sabiendo que sigue habiendo un hogar al que llegar después de un día duro. Sin ti, sin tu paciencia, tu insistencia y tus ánimos para seguir adelante con toda mi vida no sería igual. Gracias por hacer que tu familia sea mi familia (algunos de ellos enganchados al atletismo). Compartir la vida contigo merece la pena. Deseo que la vida nos traiga muchas buenas noticias y nos dé la oportunidad de seguir creciendo personalmente, profesionalmente y como familia. TE QUIERO.

El doctorando / The *doctoral candidate* **Luis Enrique Roche Seruendo** y los directores de la tesis / and the thesis supervisor/s: **Victor Manuel Soto Hermoso y Pedro Ángel Latorre Román**

Garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

/

Guarantee, by signing this doctoral thesis, that the work has been done by the doctoral candidate under the direction of the thesis supervisor/s and, as far as our knowledge reaches, in the performance of the work, the rights of other authors to be cited (when their results or publications have been used) have been respected.

Lugar y fecha / Place and date:

Granada, 09 de Marzo de 2018

Director/es de la Tesis / *Thesis supervisor/s*; Doctorando / *Doctoral candidate*:
Victor Manuel Soto Hermoso Pedro Ángel Latorre Román Luis Enrique Roche Seruendo

Firma / Signed

Firma / Signed

INDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS.....	4
INDICE GENERAL.....	8
INDICE DE FIGURAS	11
INDICE DE TABLAS.....	14
ABREVIATURAS	15
PREÁMBULO	17
RESUMEN	19
LISTA DE PUBLICACIONES	22
1. INTRODUCCIÓN.....	23
1.1. Aspectos generales	23
1.1.1. Locomoción y carrera	23
1.1.2. Las fases de la carrera	26
1.1.3. El número de Froude.....	28
1.1.4. El gran auge de la carrera de resistencia en la actualidad	28
1.1.5. La epidemia de lesiones relacionadas con la carrera	30
1.1.6. Biomecánica y lesiones	31
1.2. Modelo masa-muelle	33
1.2.1. ¿Qué es el modelo masa muelle?.....	33
1.2.2. Almacenamiento y liberación de energía	36
1.2.3. Variables del modelo masa muelle	38
1.3. Trabajo	75
1.3.1. Definición de trabajo	75
1.3.2. Trabajo interno	76
1.4. Simetría y Variabilidad.....	77
1.4.1. Simetría	77
1.4.2. Variabilidad.....	78

1.5. Fiabilidad e implementación de los modelos	79
1.5.1. ¿Qué capacidad tiene el modelo masa-muelle para predecir los parámetros mecánicos en carrera?	79
1.5.2. ¿Qué variabilidad tienen los parámetros que determinan la rigidez de la pierna utilizando el modelo sinusoidal propuesto por Morin (248) ?	82
1.5.3. ¿Podemos implementar de manera sencilla todos estos parámetros fuera del laboratorio?	82
1.6. ¿Qué otras variables influyen en el modelo masa muelle?	84
1.6.1. Fatiga.....	84
1.6.2. Terreno	88
1.6.3. Calzado.....	91
1.6.4. Tipo de contacto inicial.....	92
1.6.5 Morfología y función del pie.....	92
1.6.6. Sexo y Edad.....	94
1.6.7. Capacidad de salto	95
1.6.8. Nivel atlético	96
2. OBJETIVOS	98
OBJETIVOS GENERALES.....	98
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	98
3. MATERIAL Y MÉTODOS	99
4. RESULTADOS.....	104
Artículo I.....	109
Artículo II	129
Artículo III.....	145
Artículo IV	165
Artículo V	185
Artículo VI.....	207

5. CONCLUSIONES GENERALES	227
CONCLUSIONES ESPECÍFICAS.....	229
6. LIMITACIONES GENERALES	233
7. PERSPECTIVAS FUTURAS DE ESTUDIO.....	235
8. BIBLIOGRAFÍA.....	239
9. ANEXOS.....	261

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Paradigmas mecánicos para las tres marchas humanas (marcha, carrera y trote). (Saibene,2003) adapted from (Minetti, 1998).....	24
Figura 2. Coste de transporte en función de la velocidad para diferentes tipos de locomoción humana. w marcha, r carrera, ccs esquí nórdico, ss patinaje sobre hielo, sk, salto. Las líneas curvas de puntos representan el limite de la potencia iso-metabólica para un sujeto sano normal ($14 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, curva inferior) y un atleta ($28 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, curva superior) (Saibene,2003).....	25
Figura 3. Fase de contacto y fase de vuelo con sus eventos críticos. De izquierda a derecha: A contacto inicial, B apoyo medio, C despegue, D instante durante el vuelo, E contacto inicial del otro pie.	27
Figura 4. Diagramas esquemáticos del modelo McMahon/Cheng (a) saltando y (b) corriendo. (Walker,2001).....	33
Figura 5. Protocolo de carga y descarga con sistemas de soporte coporal propuesto por Sainton, 2015. (Sainton, 2015).....	41
Figura 6. Longitud de paso (SL) y frecuencia de paso (SF) a diferentes velocidades (3.89, 4.17, 4.44, 4.71 y 5 m·s ⁻¹) e inclinación 0%. Adaptada de (Padulo, 2012).....	49
Figura 7. Determinación del coste de carrera a frecuencia de zancada auto-seleccionada y frecuencia de zancada óptima obtenida de la curva polinómica. (De Ruitter, 2014).....	51
Figura 8. Restricción anatómica que limita el rango de los movimientos de oscilación anterior y posterior de las piernas oscilantes. Adaptado de (Yanai, 2004).....	56
Figura 9. Variaciones cinemáticas en la posición de aterrizaje del pie en el contacto inicial. (Lieberman, 2015).....	58
Figura 10. Ángulo de zancada	64
Figura 11. Representación esquemática de curva de las fuerzas de reacción del suelo respect al desplazamiento del centro de masas (Brughelli, 2008).....	66
Figura 12. Método para determinar la frecuencia de zancada óptica (OSF). (Hunter, 2007).....	86
Figura 13 Sistema Optogait montado sobre tapiz rodante	99
Figura 14. An illustrated example: Anti-gravity treadmill with the OptoGait system placed on the side edges at the same level as the contact surface	115

Figura 15. Effects of different intensities of BWS (0–50%) on FT and CT (a), and percentages of each variable – CT and FT – during step cycle (b). BWS: body weight support; FT: flight time; CT: contact time; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition. 117

Figura 16. The effect of BWS (0–50%) on percentages of different sub-phases during the stance time. BWS: body weight support; Phase1: initial contact; Phase2: midstance; Phase3: propulsion. 118

Figura 17. The effect of BWS (0–50%) on SL. BWS: body weight support; SL: step length; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition 119

Figura 18. The effect of BWS (0–50%) on SF. BWS: body weight support; SF: step frequency; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition 119

Figura 19. The effect of BWS (0–50%) on step angle. BWS: body weight support; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition..... 120

Figura 20. Variability of sub-phases of the stance phase (s) in height groups relative to running speed. (A) phase 1 or initial contact; (B) phase 2 or midstance; (C) phase 3 or propulsive phase. 139

Figura 21. Variability in spatiotemporal parameters in height groups relative to running speed. (D) stride angle ($^{\circ}$); (E) cadence or stride frequency (steps/min); (F) step length (cm)..... 140

Figura 22. Temporal parameters (CT and FT) with increased running velocity for the whole group and groups created according to jumping ability..... 175

Figura 23. Spatio-temporal parameters with increased running velocity for the whole group and groups created according to jumping ability..... 176

Figura 24. Dynamics of spatiotemporal variables (contact time, flight time, step frequency, step angle and step length) with increased slope gradients (0-11%) according to the athletic level (amateur vs. highly-trained groups). * indicates within-group differences, $p < 0.05$; ** indicates within-group differences, $p < 0.01$, *** indicates within-group differences, $p < 0.001$ 195

Figura 25. Spatiotemporal parameters with increasing slope gradients: (A) Contact and flight times (in percentages) during the step cycle; (B) Percentages of the different

sub-phases during the ground contact period. Phase 1: initial contact; Phase 2: midstance; Phase 3: propulsion	196
Figura 26. Vertical (K_{vert}) and leg stiffness (K_{leg}) during the running protocol at different slope gradients according to the athletic level (amateur vs. highly-trained comparison). * indicates within-group differences, $p < 0.05$; † indicates between-group differences ($p < 0.05$).....	197
Figura 27. Contact time (s) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.01$	218
Figura 28. Flight time (s) during running masured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.01$	218
Figura 29. (right) Step length (cm) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.01$	219
Figura 30. (left) Step frequency (cadence, step/min) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.01$	219
Figura 31. Modelo relacional entre las variables asociadas al modelo masa-muelle aplicado a la carrera. (Roche-Seruendo; 2018)	237

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tabla resumen de las metodologías utilizadas en los diferentes artículos que componen esta tesis doctoral	101
Tabla 2. Resumen de los principales resultados obtenidos en esta tesis.	106
Tabla 3. Age, anthropometrics characteristics and muscle power (mean, SD) in relation to body height groups	136
Tabla 4. Results [mean (SD)] of kinematics variables in relation to body height groups.....	137
Tabla 5. Characteristic of participants according to the created sub-groups (LAS vs HAS groups).....	155
Tabla 6. Foot structure variables according to the groups comparison.....	156
Tabla 7 Spatiotemporal variables, during running at 12 km.h-1, according to the created sub-groups (LAS vs HAS groups).....	157
Tabla 8. Characteristic of participants (mean, SD).	174
Tabla 9. Jumping test performance (mean, SD).....	175
Tabla 10. Characteristics of participants according to their level of athletic performance.....	194
Tabla 11. Pearson correlation between kinematics variables from Stryd™ and OptoGait™ systems over an incremental running test (8-20 km.h-1). * p<0.05; ** p<0.01; *** p<0.001	215
Tabla 12. Coefficient of variation (%) of the spatio-temporal parameters (CT, FT, SL and SF) at different running velocities (8-20 km.h-1) from OptoGait system and from Stryd system.	217

ABREVIATURAS

Δy	Desplazamiento vertical del CM	OSF	Frecuencia optima de zancada (<i>Optimal Stride Frequency</i>)
AI	Índice de asimetría (<i>Asymmetry index</i>)	OSL	Longitud óptima de zancada
BMI o IMC	Índice de masa corporal (<i>Body mass index</i>)	PSF	Optimal Step Length
BWS o SPC	Soporte peso corporal (<i>Body Weight Support</i>)	(<i>Personal Stride Frequency</i>)	
C	Coste de carrera	PSL	Longitud de paso preferida (<i>Preferred Step Length</i>)
CI	Contacto inicial	RE	Economía de carrera (<i>Running economy</i>)
CL	Longitud de contacto	ROM	Rango de movimiento (<i>Range of motion</i>)
CM	centro de masas	RRI	Lesiones asociadas a la carrera (<i>Running related injuries</i>)
DF	Duty Factor	SA	Ángulo de paso (<i>Step angle</i>)
DO	Dominante	SF	Frecuencia de zancada
EMG	Electromiografía	sF	Frecuencia de paso
Favg	Fuerza promedio realizada en un contacto	SL	Longitud de zancada
Fmax	Fuerza máxima realizada en un contacto	sL	Longitud de paso
Fr	Número de Froude	SSC o CEA	Ciclo estiramiento-acortamiento (<i>Stretch-Shortening Cycle</i>)
FrH	Número de Froude horizontal	Tc o CT	Tiempo de contacto
FrV	Número de Froude vertical	Tf o FT	Tiempo de vuelo
Fs	Frecuencia natural o resonante	Tstep	Tiempo de paso
FxD	Flexión dorsal	Tstride	Tiempo de zancada
g	Gravedad	Tsw	Tiempo de oscilación
GRF	Fuerza de reacción del suelo (<i>Ground reaction forcé</i>)	Vx	Velocidad vertical
H	Talla (<i>Height</i>)	Vy	Velocidad Horizontal
Kleg	Rigidez de la pierna	VO2max	Volumen máximo de oxígeno
Kvert	Rigidez vertical	Wb	Peso corporal
L	Longitud de la pierna	Wext	Trabajo externo
LBBP	Presión positiva en extremidades inferiores (<i>Lower Body Positive Pressure</i>)	Wint	Trabajo interno
LR	Ratio de carga (<i>Loading rate</i>)	Wtot	Trabajo total
m	masa corporal	Θ	Ángulo de aterrizaje
ND	No-Dominante	ω_0	Frecuencia natural de oscilación de un hombre en el modo más bajo

PREÁMBULO

La siguiente memoria de Tesis está estructurada en 9 apartados.

En el **PREÁMBULO** se presenta a modo de resumen los principales hitos de cada apartado posteriormente desglosado. En este apartado además se incluye el listado de los artículos que conforman la memoria. En la sección **1. INTRODUCCIÓN** se realiza una revisión sobre el modelo masa muelle y su aplicación a la carrera. Se presentan las principales variables que lo conforman y lo afectan haciendo una revisión profunda de los estudios previos en este ámbito. En la sección **2. OBJETIVOS** se desglosan los objetivos principales de la tesis y los secundarios estructurados conforme a los artículos que forman la memoria. La sección **3. MATERIAL Y MÉTODOS** presenta a modo de tabla resumen las metodologías desarrolladas en cada artículo y desarrolla las variables comunes empleadas en los diferentes artículos. En el apartado **4. RESULTADOS** primeramente se presenta una tabla resumen de los principales resultados obtenidos en esta tesis. Posteriormente, se presentan los artículos de investigación en el formato en el que previamente han sido publicados o sometidos en revistas científicas. El apartado **5. CONCLUSIONES** enumera las principales conclusiones obtenidas en los estudios y emite unas conclusiones generales. La sección de **6.LIMITACIONES GENERALES** se presentan aquellos aspectos que limitan y acotan la generalización de los resultados y conclusiones obtenidas. En la sección de **7.PERSPECTIVAS FUTURAS DE ESTUDIO** se plantea como proseguir la línea de investigación creada. En la sección **8. BIBLIOGRAFÍA** se desarrolla toda la bibliografía utilizada para el desarrollo de la memoria de la tesis. Y, finalmente en el apartado **9. ANEXOS** se adjunta toda la información concerniente a los estudios de investigación desarrollados (comités de ética, consentimientos informados e información variada, artículos originales publicados y curriculum del investigador)

RESUMEN

El estudio de las variables del modelo masa-muelle (*spring mass model* en su acepción inglesa) en la carrera han sido una gran fuente de información a la hora de conocer el comportamiento asociado a este modo de locomoción, tanto de animales como de humanos. Los parámetros espacio-temporales han definido en gran medida el comportamiento del modelo con una gran capacidad de predicción y estimación de variables tanto cinemáticas como dinámicas.

Aunque la bibliografía en este campo es amplia, todavía existe controversia acerca de cuáles son todas las variables que predefinen el comportamiento del modelo masa-muelle en cada individuo.

El objetivo principal de esta tesis ha sido conocer y ampliar el conocimiento de la implicación de diferentes variables (talla, masa, inclinación, velocidad, rigidez del pie, características neuromusculares de la extremidad inferior, nivel atlético) que influyen en dicho modelo y estudiar la posible implementación de herramientas para la aplicación del modelo de estudio en condiciones de campo.

Para llevar a cabo este objetivo se realizaron una serie de estudios que culminaron en 6 artículos: i) Efecto de la variación de peso asistido por un tapiz rodante LBPP (lower body positive pressure o presión positiva en parte inferior del cuerpo) (**Artículo I**); ii) Efecto de la talla en los parámetros espacio-temporales y su variabilidad a diferentes velocidades (**Artículo II**); iii) Relación de la rigidez del arco longitudinal del pie en los parámetros espacio-temporales de carrera (

Artículo III). iv) Estudio de la influencia de los parámetros de rendimiento muscular de extremidad inferior con la capacidad de salto y las adaptaciones de los parámetros espacio-temporales a diferentes velocidades (**Artículo IV**). v) Determinar el efecto de la inclinación del pavimento en los parámetros espacio-temporales y examinar el efecto del nivel atlético en la adaptación corriendo en inclinación positiva (**Artículo V**). vi) Determinar la fiabilidad absoluta y la validez concurrente de un sistema wearable de bajo coste y un sistema optoelectrónico basado en barreras fotoeléctricas (**Artículo VI**).

Los principales hallazgos de la tesis sugieren que: a) La talla modula el comportamiento de los parámetros espacio-temporales tanto en sus valores promedio como en la variabilidad de los mismos. b) La ayuda en el soporte del peso corporal

provisto por un tapiz rodante de presión positiva en la parte inferior del cuerpo genera cambios en los parámetros espacio-temporales. c) La rigidez del arco longitudinal del pie es un factor influyente en las variables espacio-temporales del paso en la carrera a velocidad confortable en corredores de larga distancia amateurs. d) Los parámetros de rendimiento muscular de la extremidad inferior en una batería de saltos no influyen en los parámetros espacio-temporales de la carrera en relación con los cambios de velocidad. e) Existen diferencias en el comportamiento de la rigidez de la extremidad inferior entre corredores de diferente nivel atlético al correr en inclinaciones progresivas. f) La rigidez de la pierna juega un papel relevante corriendo sin inclinación mientras que la rigidez vertical lo juega en la adaptación a la inclinación de la superficie g) El sistema de acelerometría wearable Stryd™ se mostró fiable para el análisis de las principales variables espacio-temporales de la carrera y mantiene una adecuada validez concurrente con un el sistema fotoeléctrico Optogait™.

Las conclusiones de esta tesis indican que la interacción entre las diferentes variables estudiadas (peso relativo, talla, velocidad, inclinación, nivel atlético y rigidez del arco plantar) y el comportamiento de los parámetros espacio-temporales del modelo masa muelle. Además, descartan la influencia de otras variables (variables de rendimiento muscular de extremidad inferior en salto) en el mismo. Esto pone de manifiesto la importancia del control de las variables influyentes en futuros estudios y propone un primer paso en el uso de herramientas para implementar este tipo de investigación fuera del laboratorio.

LISTA DE PUBLICACIONES

La presente memoria de Tesis Doctoral está compuesta por los siguientes artículos científicos

- I. Roche-Seruendo LE, García-Pinillos F, Auría-Martín I, Bataller-Cervero AV, Latorre-Román PA, Soto-Hermoso VM. Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running. *Journal of sports sciences*. 2017:1-6.
- II. Latorre-Román PA, Roche-Seruendo LE, Soto-Hermoso VM, García-Pinillos F. How does body height influence spatiotemporal step characteristics and variability in male recreational runners? *Submitted*
- III. Roche-Seruendo LE, Latorre-Román PA, Soto-Hermoso VM, Bataller-Cervero AV, Escalona-Marfil C, García-Pinillos F. Does arch stiffness influence spatiotemporal parameters of running? *Submitted*
- IV. Roche-Seruendo LE, García-Pinillos F, Haicaguerre J, Bataller-Cervero AV, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2017 *In press*
- V. García-Pinillos F, Roche-Seruendo LE, Carlier C, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Submitted*
- VI. García-Pinillos F, Roche-Seruendo LE, Latorre-Román PA. Absolute reliability and concurrent validity of the Stryd™ system for the assessment of running stride kinematics at different velocities. *Submitted*

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Aspectos generales

1.1.1. Locomoción y carrera

La locomoción es una característica distintiva en el mundo animal. Permite al individuo conocer a otras personas, encontrar mejor comida y mejor clima, perseguir una presa o escapar de un peligro inminente, en suma, es la base de la supervivencia. Existen diferentes medios de locomoción **Figura 1** (1). Se trata de un proceso altamente complejo que requiere la coordinación de dos o más extremidades multisegmentadas. Éstas son accionadas por un alto número de unidades mío-tendinosas, con propiedades no-lineales y que son dirigidas por el sistema nervioso con un control multinivel (2).

Según el entorno, cada animal utiliza diferentes medios de locomoción. Específicamente en tierra los animales terrestres mamíferos se desplazan con piernas o patas.

La locomoción con piernas no es particularmente eficiente ya que la pierna debe ser reposicionada constantemente en el suelo y la velocidad disminuye en cada paso. Los animales que vuelan o nadan pueden parar el movimiento de sus extremidades y deslizarse o planear en el agua o el aire, sin embargo, en tierra se requiere el movimiento constante de las extremidades para seguir avanzando.

Las piernas nos permiten movernos en multitud de terrenos, sobrepasar obstáculos, trepar y hacer giros bruscos, entre otras cosas. El ser humano suele desplazarse, principalmente, caminando (característico por haber una fase de doble apoyo en la que ambos pies están en el suelo) o corriendo (cuando aparece una fase de vuelo en la que ninguno de los dos pies está en contacto con el suelo). Esto nos permite movernos a una velocidad lenta durante largos periodos de tiempo o incluso hacer un sprint a más de 37 km/h.

Los dos modos de locomoción difieren ampliamente en muchos aspectos (**Figura 1**). Mientras que el mecanismo rígido de la marcha es similar al de un péndulo invertido; los mecanismos flexibles de la carrera, el trote o el salto son similares al de una pelota o un muelle rebotando. En la marcha la energía cinética y potencial van fuera de fase, prácticamente en contrafase. Esto significa que, cuando la energía cinética disminuye, la potencial aumenta y viceversa; de modo que hay una transferencia entre ellas (3).

Mientras en la carrera la energía potencial y la energía cinética van en fase, es decir, aumentan y decrecen a la vez. (4) Esta oscilación en fase de la energía cinética y potencial sugiere un rebote elástico del cuerpo con una absorción y restauración alternada de la energía por el sistema.

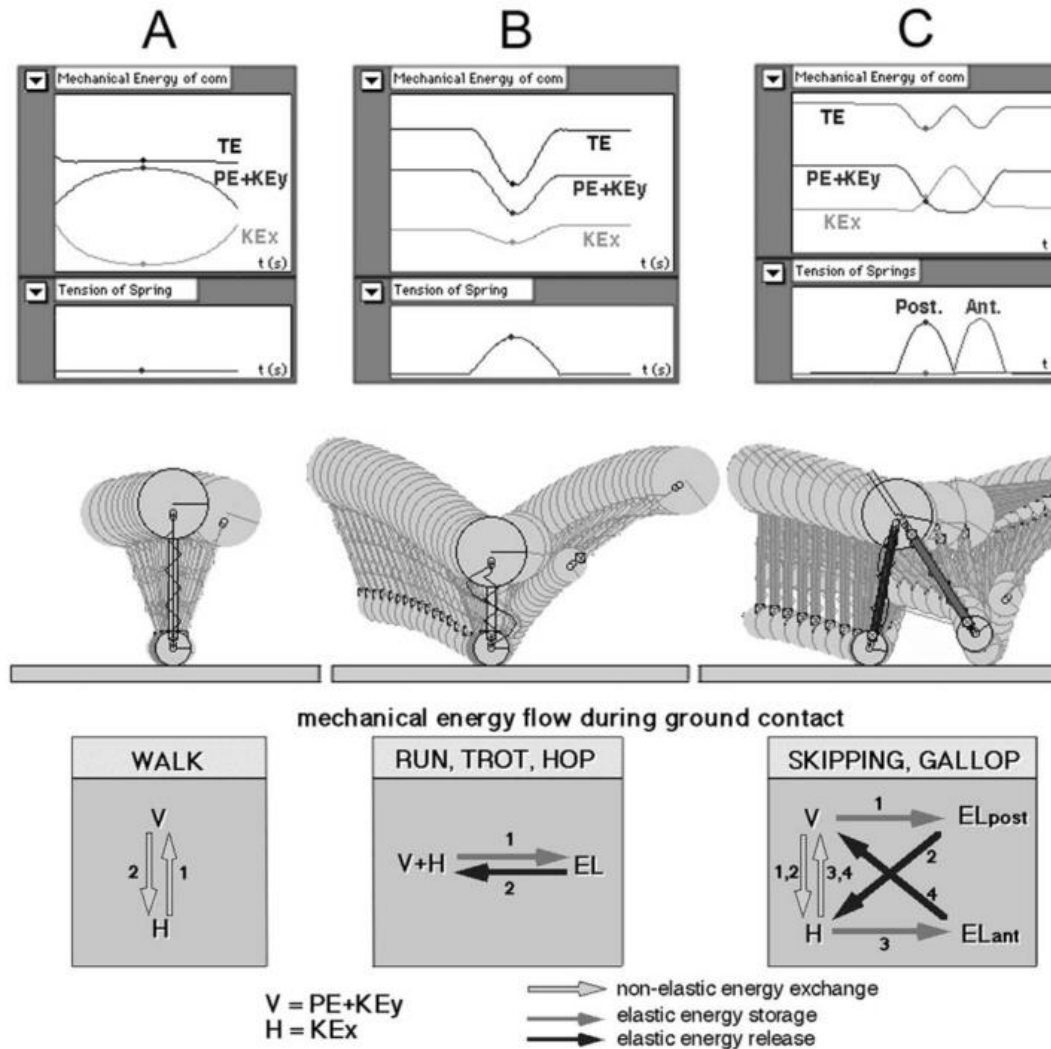


Figura 1. Paradigmas mecánicos para las tres marchas humanas (marcha, carrera y trote). (Saibene,2003) adapted from (Minetti, 1998)

Caminar es una actividad de bajo coste metabólico (tan solo cuesta un 50% más que el reposo). A 0.6 m/s consumimos solo 2.44 W/kg, esto permitió a las poblaciones en el pasado expandir sus nichos ecológicos. Correr, en cambio, es más demandante energéticamente y solo puede mantenerse unas horas o incluso segundos (en el sprint) según la velocidad de desplazamiento (5). Uno de los términos importantes cuando hablamos de locomoción es el coste de progresión o “coste de transporte” (5). Este coste de transporte es un parámetro que determina cuanta energía nos hace falta para avanzar una distancia conocida (**Figura 2**) (1).

El coste de transporte caminando se incrementa tanto al aumentar como al disminuir la velocidad respecto a la que se considera la velocidad confortable de marcha. Sin embargo, corriendo la misma distancia el costo energético es prácticamente idéntico, independientemente de la velocidad (aunque el total es mayor que andando). Esto es particularmente cierto corriendo en tapiz rodante dónde no hay viento. En caso de desplazarse en el suelo se estima que la resistencia del aire supone en torno a un 8% del coste de la energía total a 6 m/s (21.6 km/h) y un 16% a 10 m/s (36 km/h) (6).

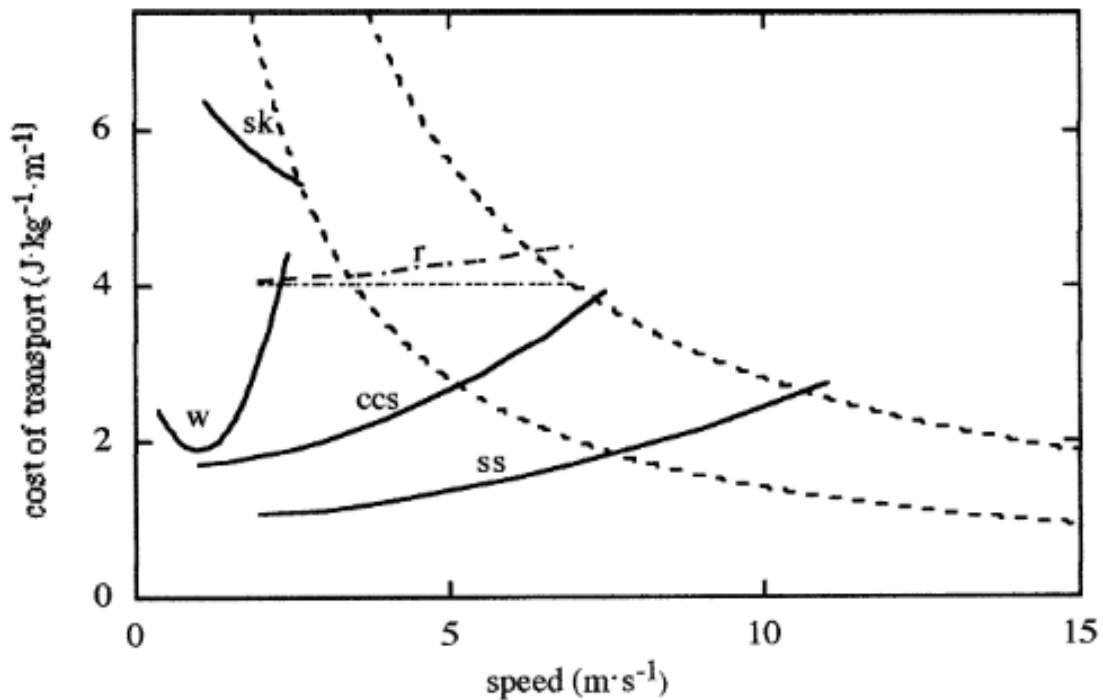


Figura 2. Coste de transporte en función de la velocidad para diferentes tipos de locomoción humana. *w* marcha, *r* carrera, *ccs* esquí nórdico, *ss* patinaje sobre hielo, *sk*, salto. Las líneas curvas de puntos representan el límite de la potencia iso-metabólica para un sujeto sano normal ($14 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, curva inferior) y un atleta ($28 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, curva superior) (Saibene, 2003)

1.1.2. Las fases de la carrera

Durante el ciclo de la carrera se diferencia entre una fase de apoyo y una fase de oscilación de la pierna. La duración de las fases de apoyo y de las fases de vuelo es variable según la velocidad a la que se esté desplazando el individuo. En la fase de apoyo, el pie está en contacto con el suelo y aprovecha las fuerzas de reacción de este para generar una fuerza propulsiva que le permite elevarse y avanzar. La tercera ley de Newton o de “acción y reacción”, en este caso específico, nos explica que cuando ejercemos una fuerza sobre el suelo con nuestro pie; este nos devuelve una fuerza de misma magnitud y dirección, pero con sentido opuesto. Este fenómeno nos va a permitir, mediante el uso de plataformas de fuerza conocer las fuerzas de reacción del suelo y, por ende, las fuerzas que nosotros aplicamos sobre este. Aplicando dinámica inversa podemos estudiar los fenómenos de producción de fuerza que se producen en nuestro cuerpo y que nos permiten avanzar durante la carrera.

Esta fase de apoyo, puede ser subdividida en 3 instantes que nos permiten analizar o desglosar los diferentes eventos biomecánicos sucedidos. El primer instante de análisis sería el aterrizaje o contacto inicial, en este instante el pie entra en contacto con el suelo y va a predisponer al cuerpo para la recepción de la carga que se producirá a partir de aquí. El siguiente instante sería el apoyo medio, momento en el cuál el centro de gravedad pasa por su punto más bajo y es el resultado de la amortiguación producida durante esta primera fase. En este momento se va a manifestar si se ha producido un gran descenso o no del centro de gravedad del sujeto y, por tanto, una manifestación indirecta de su amortiguación. El tercer y último instante sería el despegue del pie del suelo. Durante el despegue, se manifiesta el efecto final de la fuerza producida durante todo el apoyo y que dará lugar a la fase de vuelo con la que iniciará la oscilación.

Durante la oscilación se produce el reposicionamiento de la pierna desde el punto más posterior en el despegue, hasta el punto más anterior en el aterrizaje. Durante esta oscilación se producen 2 fases de vuelo y una de contacto de la pierna contralateral.

Durante un ciclo completo de la carrera, se producen 2 pasos. Cada paso, a su vez, se divide en una fase de contacto y una fase de vuelo (**Figura 3.** Fase de contacto y fase de vuelo con sus eventos críticos. De izquierda a derecha: A contacto inicial, B apoyo medio, C despegue, D instante durante el vuelo, E contacto inicial del otro pie.) . La fase de contacto va desde el contacto inicial del pie con el suelo hasta el despegue del mismo.

La fase de vuelo va desde el despegue de un pie hasta el contacto del pie contralateral. La fase de vuelo representa el lanzamiento de un proyectil (centro de masas) y las características de ese vuelo son debidas a las fuerzas de acción y reacción producidas durante el contacto.

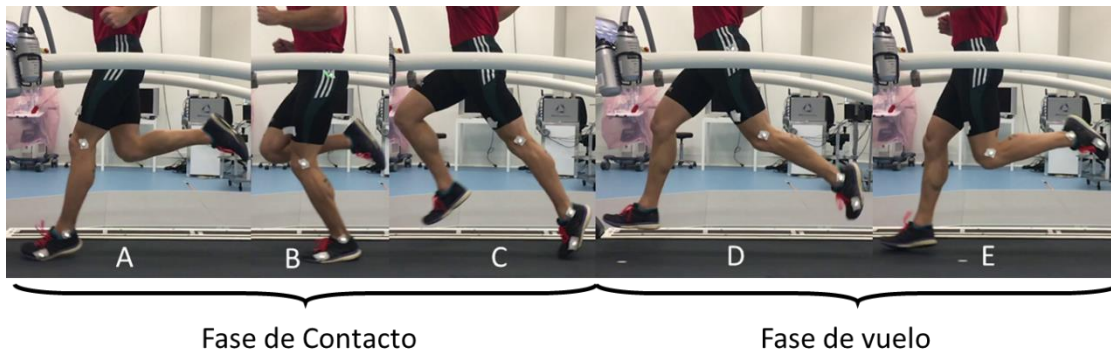


Figura 3. Fase de contacto y fase de vuelo con sus eventos críticos. De izquierda a derecha: A contacto inicial, B apoyo medio, C despegue, D instante durante el vuelo, E contacto inicial del otro pie.

1.1.3. El número de Froude

A la hora de comparar la locomoción de diferentes animales con tamaños, velocidades de desplazamiento y en entornos gravitatorios diferentes se utiliza el número de Froude (Fr). Este número busca homogeneizar o normalizar los estudios de locomoción para esas variables. Para ello Alexander (7) usa la teoría de la “similaridad dinámica” que establece que dos cuerpos geoméricamente similares, cuyos movimientos se basan en el intercambio entre energía cinética y potencial, se comportarán dinámicamente similar si se mueven en el mismo número de Froude siendo este definido de la siguiente manera:

- Froude Number $Fr = \frac{v^2}{gL}$
 - Siendo V la velocidad de desplazamiento en m/s
 - Siendo g la aceleración de la gravedad en el entorno en que se encuentre
 - Siendo L la longitud del segmento locomotriz, en el caso del ser humano la longitud de la pierna del trocánter al suelo.

Cavagna (8) planteó que la velocidad óptima de marcha (aquella en la que el coste económico es menor) está en $Fr = 0.25$ (aproximadamente 1.5 m/s). Por otro lado, la transición espontánea entre marcha y carrera se produce entorno a $Fr = 0.5$ (aproximadamente 2.1 m/s) (7, 9, 10).

Puesto que se han planteado diferentes modelos para comprender la locomoción y, a falta de un modelo único como solución, es necesario desarrollar más investigaciones para comprender de manera más precisa el modelo de carrera. Más adelante se desarrollará en detalle el número de Froude para entender la relevancia del tamaño del sujeto de estudio y el modelo masa-muelle propuesto para la comprensión y simplificación de la carrera.

1.1.4. El gran auge de la carrera de resistencia en la actualidad

En el siglo XXI, la locomoción tiene muchas implicaciones más allá de desplazarse con los fines de buscar nuevos nichos ecológicos o con alguna finalidad directa. Actualmente, buscamos actividades lúdicas que impliquen movimiento precisamente por la falta de desplazamiento en nuestra vida diaria. Esto ha disparado el número de personas que sale a correr como deporte o simplemente con un fin lúdico o de salud.

Las carreras de larga distancia han aumentado en popularidad en los últimos años. La unión de esta práctica deportiva a eventos de recogida de fondos, pérdida de peso, y celebraciones sociales ha llevado a una explosión durante la última década (11).

Especialmente, cabe destacar la disciplina de medio maratón, que ha sido la distancia con el mayor aumento en el número de participantes. En los Estados Unidos el número de finalistas en carreras de resistencia o larga distancia han aumentado desde 482,000 en 2000 a 2,046,600 en 2014 (11).

En cuanto a eventos dedicados a la carrera desde 1990 hasta la actualidad ha habido un incremento del número de participantes que ha pasado de unos 4.8 millones de participantes en 1990 a 17 millones en 2016 en Estados Unidos (11).

No solo ha habido más participantes en el mismo número de eventos, sino que este también ha incrementado de manera notable. En 2016 se celebraron en Estados Unidos 30400 eventos relacionados con la carrera siendo un 56% carreras de 5000 metros. Cabe destacar que se celebraron 2800 medias maratones y 1100 maratones (11). En consecuencia, el interés de la comunidad científica en estudiar diferentes factores que afectan el rendimiento, al riesgo de lesión y al estado general de salud del individuo también ha crecido.

En España el 10% de la población general relata salir al menos una vez a la semana a correr. Unos 5.7 millones de españoles salieron a correr al menos una vez al mes (12).

El cambio a una participación tan amplia ha cambiado la demografía de la comunidad que participa en la carrera. Por ejemplo, ha habido un gran incremento porcentual en el número de mujeres participantes pasando este de un 25% en 1990 a un 57% en 2016. Esto implica que prácticamente han multiplicado por 8 el número de participantes femeninas en este tipo de eventos. La media de edad en carreras de carretera también ha aumentado. Particularmente en maratón la media de edad se sitúa en torno a 40 años (13). En la carrera internacional de San Antón de Jaén (2011) entorno al 50% de los participantes eran de categoría veteranos (en torno a 2000 atletas) (14).

Además de la edad y el sexo de los corredores habituales, también ha cambiado la morfología y los hábitos de entrenamiento. Los corredores populares suelen hacer entre 3-4 sesiones semanales de una duración superior a 40', la gran mayoría de ellos sin un entrenador que planifique la carga (14). En los últimos años ha subido el número de

participantes que tienen un alto índice de masa corporal (IMC o BMI *body mass index* de su acepción inglesa) (13, 15, 16). Estos corredores suelen entrenar un volumen bajo de kilómetros al que añaden alguna salida larga de una semana para otra. No es de extrañar que se hayan encontrado lesiones asociadas a la carrera en entrenamientos de alto kilometraje en personas que hacen bajo kilometraje de manera habitual.

1.1.5. La epidemia de lesiones relacionadas con la carrera

Las lesiones relacionadas con la carrera (RRI del inglés *Running Related Injuries*) tienen una entidad compleja y multifactorial. Los errores en la carga de entrenamiento y alteraciones biomecánicas son algunos de los factores potenciales que pueden estar en relación con el desarrollo de las lesiones (17). En esta línea existe consistencia en la bibliografía para defender que el número de lesiones asociadas a la carrera se mantiene alto; entre un 19% y un 79% de los corredores se lesionan anualmente. El 25% de los corredores están lesionados en cualquier momento del año y al menos el 50% sufren una lesión que les hace dejar de correr durante un periodo de tiempo anualmente (18).

En un reciente meta-análisis se ha informado que, según el tipo de corredor, la definición de la lesión, y la duración del seguimiento, las incidencias de las lesiones asociadas a la carrera se sitúan entre 2.5-33 lesiones por cada 1000 horas de carrera (19).

La distribución anatómica habitual de las lesiones es (20) rodilla 25%, pierna 20% , pie 16%, tobillo 15%, muslo 10%, cadera-pelvis 7% y columna lumbar 7%

Los cambios en las tendencias demográficas han provocado también un cambio en la demografía lesional. El aumento del número de personas mayores practicando la carrera ha aumentado el número de lesiones de tríceps sural, tendón de Aquiles e isquiotibiales. En las personas más jóvenes las lesiones asociadas a la rodilla o a la tibia parecen ser más comunes. (21)

1.1.6. Biomecánica y lesiones

En recientes revisiones diferentes factores han sido asociados a la aparición de lesiones. Tener una lesión previa en menos de 12 meses ha mostrado ser el factor principal de riesgo lesional seguido por errores en la progresión de la carga del entrenamiento o altos kilometrajes (18, 22).

No obstante, estos dos factores no explican las diferentes localizaciones de las lesiones. Para resolver esto se han realizado diferentes propuestas como la de Bertelsen (23), en la que se propone un marco integrativo. En él, plantea que existe una capacidad de absorción de carga tisular específica, así como una capacidad de regeneración de la misma. Entender qué factores generan carga en ese tejido (carga externa) y la capacidad de regeneración de la misma (carga interna) puede llevar a un modelo de comprensión de las lesiones asociadas a la carrera.

Muchos factores generales como la edad (21), el IMC (24) o el sexo (25) están asociados a cierto tipo de lesiones.

Otros muchos factores biomecánicos específicos (17, 26-30) han demostrado tener relación con la carga que sufre un tejido en concreto y esto ha intentado ser unido a la aparición de lesiones. Algunos de estos factores han sido: tipo de pie, tipo de contacto inicial, tipo de calzado, alineación femorotibial, cadencia, longitud de paso, rigidez, parámetros cinemáticos asociados a pie (rango, velocidad, posición final de pronación), tobillo (exceso de flexión plantar o dorsal en apoyo, máxima amortiguación o despegue), rodilla (posición y rango en contacto, máxima amortiguación y despegue), cadera (máxima flexión en apoyo o déficit de extensión), entre muchos otros...

Atendiendo a los parámetros que definen el modelo masa muelle se ha visto que, algunos corredores prefieren un rango de frecuencia de zancada (SF de sus siglas en inglés *stride frequency*) restringido para minimizar las lesiones. La SF es el número de ciclos de marcha por unidad de tiempo. Aunque ningún estudio prospectivo ha probado cómo las variaciones en frecuencia de zancada (SF) y longitud de paso (SL de sus siglas en inglés *step length*) se correlacionan con las tasas de lesiones, las variaciones en SF y SL afectan a las variables cinemáticas y cinéticas que se proponen como influyentes en las RRI (31).

La importancia del impacto en las lesiones ha sido un tema de amplia discusión en la bibliografía. Edwards (32) en su modelo probabilístico de fractura de estrés concluye que la magnitud de la deformación parece jugar un papel más importante en la aparición de

esta lesión que el número de ciclos (kilometraje). De modo que, conocer el comportamiento de este impacto y de esta carga es de gran importancia de cara a la comprensión del comportamiento lesional.

Los SF más altos y los SL más cortos están asociados con niveles inferiores picos de impacto de la fuerza de reacción del suelo vertical (GRF), menores aceleraciones tibiales en el impacto, mayores GRF pico, menores momentos externos sagitales de la rodilla y aumento del momento externo sagital del tobillo (33-38). A nivel cinemático, SF más altos y SL más cortas se han asociado con una rodilla más flexionada en impacto, menos excursión de la rodilla durante la postura y menos vertical excursión del centro de masa (CM) (33, 35, 37, 39, 40). Estas variables biomecánicas (SF-SL) pueden cambiarse a través del entrenamiento, de la reeducación o del biofeedback (41) lo que implica una potencial vía de abordaje para las lesiones.

Estos factores han mostrado ciertas correlaciones (17, 18, 22) y existe un amplio cuerpo bibliográfico que explica la relación entre los diferentes factores biomecánicos y la carga tisular específica. Sin embargo, la falta de estudios prospectivos de alta calidad dificulta la relación de causalidad entre la carga y la aparición de lesiones.

1.2. Modelo masa-muelle

1.2.1. ¿Qué es el modelo masa muelle?

Los modelos matemáticos juegan un papel clave en descubrir los principios generales de aplicación de las leyes movimiento. Una de las aproximaciones para conocer la locomoción es usar modelos muy detallados y complejos (42, 43). Por otro lado, existen otros sencillos como el modelo masa-muelle que han sido utilizados para los gestos de locomoción que impliquen almacenamiento y liberación de energía o ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA o SSC de su acepción en inglés *Stretch-Shortening Cycle*) (carrera, trote, saltos,...) en un gran número de especies (44-47).

El modelo masa muelle consiste en una masa (que representa al centro de masas - CM- del animal) que bota sobre un muelle lineal (sin masa) (**Figura 4**) (48). Este sistema alterna entre fase de contacto (durante la que rota hacia delante sobre un solo punto de apoyo) y fase aérea (en la que se comporta de forma balística).

Aunque es un modelo muy sencillo exhibe algunas características importantes como el movimiento cuasi-sinusoidal de las fuerzas de reacción del suelo -GRF- (vertical y horizontal), fluctuaciones en fase de energía cinética y potencial y una relación inversa entre la GRF y la longitud de la pierna.

Este modelo se ha utilizado para estudiar muchos aspectos de la locomoción incluyendo ajustes hechos por

- Velocidad (47, 49)
- Cadencia (33)
- Nivel de gravedad (49, 50)
- Superficie del suelo (51, 52)
- Estabilidad de carrera (52)
- Fatiga (53)
- Coste energético (54)

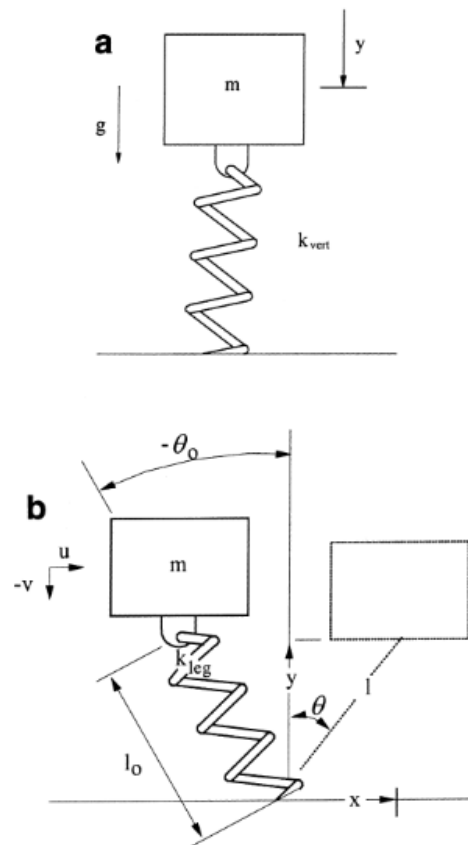


Figura 4. Diagramas esquemáticos del modelo McMahon/Cheng (a) saltando y (b) corriendo. (Walker,2001)

El primer modelo fue planteado con variables dimensionales y adimensionales para poder aplicarlo a un gran número de formas y tamaños corporales. Las variables que usaron McMahon y Cheng (46) fueron:

- Variables dimensionales
 - Talla $\rightarrow H$ (m)
 - Frecuencia de paso o cadencia $\rightarrow sF$ (Hz)
 - Frecuencia de zancada o cadencia $\rightarrow SF$ (Hz)
 - Rigidez de la pierna $\rightarrow k_{leg}$ (N/m)
 - Rigidez vertical $\rightarrow k_{vert}$ (N/m)
 - Longitud de la pierna (del tobillo al acetábulo) $\rightarrow L$
 - Masa corporal $\rightarrow m$ (kg)
 - Longitud de paso $\rightarrow sL$ (m)
 - Longitud de zancada $\rightarrow SL$ (m)
 - Tiempo de vuelo $\rightarrow Tf$ (s)
 - Tiempo de contacto $\rightarrow Tc$ (s)
 - Velocidad horizontal o velocidad de carrera $\rightarrow Vx$ (m/s)
 - Velocidad vertical $\rightarrow Vy$ (m/s)
 - Frecuencia natural de un hombre en el modo más bajo $\rightarrow \omega_0$ (rad/s)
- Variables adimensionales
 - Rigidez de la pierna adimensional $\rightarrow K_{leg} = k_{leg} L_0/mg$
 - Silder (55) usa otra fórmula
 - $K_{leg} = F_{max}/([L - L_{min}]/L)$
 - $F_{max} = 1 + (Tf/Tc)$ normalizada para el peso corporal $m \cdot g$
 - Rigidez vertical adimensional $\rightarrow K_{vert} = k_{vert} L_0/mg$
 - Longitud de zancada adimensional $\rightarrow S = s/L_0$
 - Número de Froude Horizontal $\rightarrow FrH = Vx/\sqrt{gl_0}$
 - Número de Froude Vertical $\rightarrow FrVy = Vy/\sqrt{gl_0}$
 - Frecuencia de zancada adimensional $\rightarrow \phi_s = (Vx/s)/\sqrt{gl_0}$

Una de las variables básicas para caracterizar al atleta es la rigidez vertical del muelle efectivo de la pierna. En las últimas décadas se han propuesto varios métodos para la valoración de esta rigidez que serán posteriormente desglosadas en la sección dedicada a la rigidez.

McMahon y Cheng (46) ya propusieron 3 métodos para el cálculo de esta rigidez. De los cuales 2 requieren de plataformas de fuerzas y una manera de medir el desplazamiento vertical del centro de masas del atleta. Se asume que, la fuerza de reacción del suelo es parte de una senoide y por tanto que el sistema masa/muelle puede actuar en resonancia. Por dinámica básica se desprende que la frecuencia resonante del sistema es:

- $\omega^2 = k_{\text{vert}}/m$

Esta frecuencia natural resonante es, por tanto, ajustable por la rigidez de la pierna. Esa rigidez se determina por factores estructurales y neuromusculares. Este aspecto será desarrollado más en profundidad cuando hablemos de la frecuencia o cadencia de carrera.

Entendiendo la fase aérea o de vuelo como una trayectoria balística podemos deducir las siguientes fórmulas

- $T_f = 2 \cdot u/g$
- Siendo u la velocidad vertical de salida
- Cambiando los términos podemos despejar la Velocidad vertical
- $V_y = \frac{1}{2} g T_f$

La fuerza promedio que se hace contra el suelo por el corredor puede calcularse de la siguiente manera

- $\overline{F_{max}} = 2(V_y/T_c) + mg$
- $\overline{F_{max}} = mg [1 + (T_f/T_c)]$
- Normalizando para el peso del atleta para que fuera adimensional quedaría:
 - $F_{max} = 1 + (T_f/T_c)$

1.2.2. Almacenamiento y liberación de energía

El modelo masa muelle permite explicar que la extremidad inferior se comporta de manera muy similar a la de un muelle. Durante una primera fase de contacto con el suelo transforma el cambio en energía cinética y potencial gravitatoria en energía elástica que queda almacenada en los tejidos (principalmente músculos, tendones y tejido conectivo). En una segunda fase esa energía elástica es liberada de forma que, vuelve a ser transformada como parte de un rebote elástico en energía cinética y potencial lanzando el centro de gravedad acelerándolo hacia arriba y adelante.

La eficiencia mecánica de la carrera excede la eficiencia de conversión de energía química en energía cinética por los músculos (56, 57) lo que sustenta el comportamiento elástico de los tejidos. De este modo, Cavagna (4) estimó que el consumo de oxígeno durante la carrera sería un 30% mayor sin la contribución del almacenamiento y liberación de la energía elástica

La energía elástica se almacena durante las contracciones isométricas-excéntricas que se realizan durante las primeras fases del apoyo y que se libera de manera subsecuente durante las acciones concéntricas del final del apoyo (4, 56, 58-60).

Cabe decir que en el modelo masa-muelle se asume que la velocidad del centro de masas en el aterrizaje y en el despegue es la misma. Esta simplificación ya es asumida en la descripción original del modelo por los autores (45, 46): ‘la pierna tiene que ser más rígida durante el aterrizaje que durante el despegue, y los animales en general no tienen una velocidad de despegue y aterrizaje similar como se asume en el modelo. Durante el despegue las piernas están más extendidas y se aterriza con las piernas flexionadas’(45).

Esta asunción es errónea. Cavagna (61) matizó, valoró y cuantificó esa asimetría entre el aterrizaje y el despegue. Describe que el soporte vertical es mayor durante el despegue que en el aterrizaje. El cuerpo aprovecha así la energía de la gravedad durante el desplazamiento hacia abajo del CM para conseguir la máxima energía cinética para estirar a alta velocidad la unidad músculo-tendón aumentando la energía elástica almacenada en ella. Este estiramiento brusco se ve seguido de una devolución más prolongada de la energía elástica durante la fase de recobro de la energía. Esta estrategia usada en músculos aislados es la que ha demostrado la máxima eficiencia en producción de trabajo positivo en ciclos de CEA (62).

En este comportamiento elástico, los tendones y el tejido conectivo muscular juegan un gran papel. Por ejemplo, los tendones de algunos animales son capaces de conservar hasta el 70% de la energía de una zancada reduciendo el coste metabólico de la locomoción (63, 64). En humanos solamente el 40-50% de la energía de una zancada puede ser almacenada elásticamente (4). A diferencia de un muelle perfecto, en el que se restaure el 100% de la energía, en el cuerpo humano la energía perdida durante un rebote por la disipación debe ser añadida o restaurada por el trabajo activo muscular. Por lo tanto, podemos decir que no se trata puramente de un rebote elástico, sino que existe una pérdida de energía que deben suplir los músculos. No obstante, cuanto mayor sea la recuperación elástica menor será la cantidad de energía que deba de aportar el músculo.

1.2.3. Variables del modelo masa muelle

Tal y como proponen McMahon y Cheng (46) el comportamiento en carrera de un individuo puede ser predicho o modelado con gran precisión conforme a unas pocas variables. Algunas de las variables básicas que necesitamos conocer son: tamaño del individuo (talla, longitud de la pierna, masa, etc.), entorno gravitacional (gravedad a la que se ve sometido), velocidad a la que se desplaza el sujeto y la rigidez o rigidez vertical y/o de la pierna que actúa a modo de muelle.

Conocer cómo afectan los cambios en estas variables principales nos permite ver el ajuste del modelo a la realidad y plantear hipótesis sobre las diferencias y como mejorar la precisión del mismo.

Por ello en las próximas páginas vamos a hacer una revisión de las principales variables que determinan el modelo masa muelle y los experimentos que se han hecho para ver cómo afectan y como se relacionan el modelo simulado y el real.

¿El tamaño del sujeto importa?

Se han realizado muchos estudios a la hora de comparar los modos de locomoción de diferentes animales con diferentes tamaños (65-71). La masa del sujeto y la talla o la longitud de las extremidades han sido los factores principales para determinar las variables utilizadas durante el modelo masa muelle.

Teniendo en cuenta que el efecto que genera la masa depende del entorno gravitatorio en el que se encuentre cabía esperar que se desarrollaran muchos estudios bajo diferentes condiciones de masa y/o gravedad.

De cara a comparar el efecto que genera el peso o la talla del sujeto se han propuesto métodos para escalar y normalizar las variables de estudio.

Alexander (69) propone escalar dimensionalmente al sujeto y la velocidad. Para hacer comparativas adimensionales, recomienda usar el número de Froude $-Fr-$ (V^2/gL) donde V es la velocidad de avance, g es la aceleración de la gravedad del sistema en el que nos encontremos y L es una propiedad lineal del cuerpo (normalmente la longitud trocántica en el ser humano).

Para normalizar la longitud de la zancada (SL) concluye:

- $SL/L = a(V_x^2/gL)^b$
- Donde
 - $v \rightarrow$ velocidad horizontal
 - $SL \rightarrow$ longitud de la zancada
 - $L \rightarrow$ Longitud trocantérica (leg length)
 - $g \rightarrow$ Gravedad
 - $a \rightarrow$ constante (en el ser humano plantea 2.3) 2.31 para (72)
 - $b \rightarrow$ constante (en el ser humano plantea 0.3) 0.43 para (72)

Por lo tanto, el número de Froude (Fr) se define como

- $Fr = v^2/gL$
- $v \rightarrow$ velocidad horizontal
- $g \rightarrow$ gravedad en la tierra
- $L \rightarrow$ longitud de la pierna

El número de Froude ha sido también definido cuando las condiciones de G han sido modificadas (50, 73) como

- $Fr = v^2/RgL$
- $v \rightarrow$ velocidad horizontal
- $R \rightarrow$ nivel de gravedad simulado
- $g \rightarrow$ gravedad en la tierra
- $L \rightarrow$ longitud de la pierna

Gravedad

Puesto que el peso del sujeto depende de la masa y de la gravedad a la que se encuentra sometido, cambiar el entorno gravitatorio provocará un cambio en el comportamiento del modelo masa muelle.

Muchos estudios han buscado generar cambios en el entorno gravitatorio para ver los efectos generados (8, 49, 74-86). Para ello se han dispuesto de diferentes métodos de costes y aplicaciones muy variables. Entre los métodos utilizados cabe destacar algunos como los vuelos parabólicos (8, 83, 85, 87, 88), en tanques de agua (89), con elásticos o empujes verticales con arneses de diferentes tipos (49, 74, 90-94) y en la última década con tapices rodantes de presión positiva en la parte inferior del cuerpo (*LBPP* de su acepción inglesa *Lower Body Positive Pressure Treadmill*) (95-98). Los últimos métodos han sido englobados con el término “soporte del peso corporal” (SPC o BWS de sus siglas en inglés “*body weight support*”).

El uso de sistemas que ayudan al soporte total o parcial del peso corporal en marcha o de carrera también ha sido utilizado para el reentrenamiento de pacientes. Conforme la marcha mejora la ayuda es retirada parcialmente. En fisioterapia, se ha conseguido que personas mayores y pacientes con trastornos neurológicos y amputaciones mejoren notablemente la velocidad de marcha, el equilibrio, la frecuencia de zancada, la longitud de zancada, desde el inicio hasta el final de la recuperación (90, 99-103)

Al correr en una *LBPP* el movimiento de las extremidades inferiores durante la fase de oscilación sigue sometido a las leyes de la gravedad (50, 104). Aunque esto puede afectar a la sincronización entre segmentos (105-107), su influencia se considera limitada en carrera ya que la oscilación de los miembros se realiza por la fuerza muscular (107).

En esta línea, Sainton (108) propuso estudiar la activación muscular y los efectos en cinemática tanto en cantidad como en secuencia de activación en condiciones de descarga y vuelta a la carga en una cinta tipo *LBPP*. Para ello hizo correr a 11 sujetos en una cinta *LBPP* bajo 3 condiciones (100%, 60 o 80% y 100%) durante 3 min en cada condición registrando GRF y EMG de los 6 grandes grupos musculares durante 30 segundos en cada condición (**Figura 5**)(108).

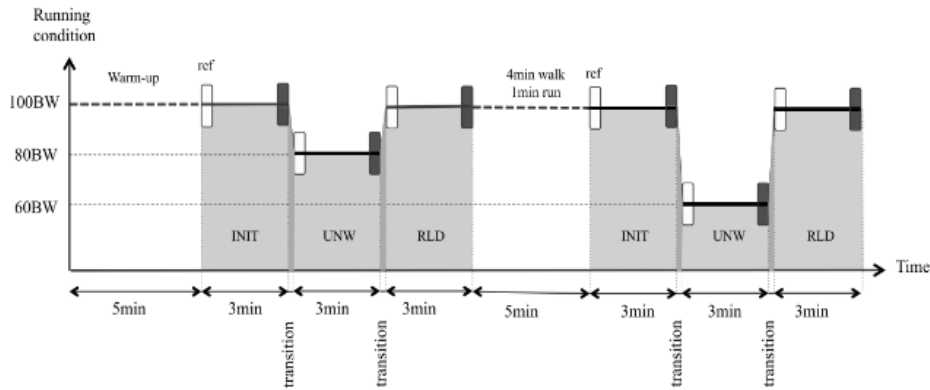


Figura 5. Protocolo de carga y descarga con sistemas de soporte coporal propuesto por Sainton, 2015. (Sainton, 2015)

Los resultados a nivel de EMG fueron que en la situación de descarga:

- Disminuye SF -Aumenta SL
- Disminución del desplazamiento vertical
- Aumento del Tf sin cambios en el Tc – Disminución del duty factor -DF-
- Menor fuerza pico de impacto
- Disminución de la FMax
- Disminución del tiempo de frenado
- Disminución de la ratio de carga de impacto (LR: loading rate) y del impulso de propulsión (push-off)
- Aumento de la rigidez
- La amplitud de contracción muscular disminuyó en la fase de propulsión, pero durante el pre-contacto y la fase de frenado se obtuvo la misma actividad.
- Este cambio se produjo en tan solo 3 min de descarga.

Cuando se volvió a poner en carga de nuevo se reestablecieron en su mayoría a los valores iniciales, aunque se perpetuaron algunos cambios como que el Tf quedó aumentado un 11%; la frecuencia quedó disminuida un 5% y el DF un 3%

De manera similar, Finch (92) encontró que al aumentar la BWS disminuyó la amplitud de la actividad muscular en EMG durante el contacto y aumento durante la oscilación. Por otro lado, el centro de gravedad se elevó lo que implicó un menor desplazamiento angular de cadera y rodilla

Otros estudios en sujetos andando y corriendo han demostrado que:

- Las fuerzas horizontales cambian más que las verticales (109, 110)
- El intercambio de energía cinética al estar relacionado con el movimiento del CM se afectó tanto corriendo como andando de manera proporcional y sistemáticamente conforme se reducían las diferentes condiciones de BWS (109-111)
- El ROM de cadera y rodilla disminuyó durante el tiempo de apoyo (100)
- Disminuyeron tanto las fuerzas verticales como las horizontales (78, 109, 110)
- La SL y la SF aumentó (78, 112)
- A velocidad constante aumenta la SL y disminuye la SF (91, 111, 113)
- El de oxígeno consumido disminuyó (75)
- Disminución del Tc (79, 113)
- Aumento del Tf (113)
- Disminución del DF (el Tc% pasa de 2.5-3% por cada 10% de peso quitado en cada velocidad) (113)
- Oscilación del CM disminuyó (91)
- Pese a aumentar la SL el ROM de cadera disminuye (al disminuir el Tc) (91, 111)
- Se produce un avance hacia un apoyo más de antepié (strike index menor)(113)
- Ángulo tobillo en el contacto inicial en mayor flexión plantar (hasta 6°) sin variaciones sustanciales en el despegue (113)
- La máxima flexión dorsal -FxD- tobillo disminuye y el hasta conseguirla disminuye de en el orden de 15 ms por cada 10% (113)
- La flexión máxima de rodilla disminuye, mientras que la posición de la rodilla en el contacto inicial no cambia sustancialmente por lo que el ROM disminuye (113)
- En el despegue se produce una extensión menor de rodilla cuanto mayor es la descarga (113)

Pese a la existencia de investigación en esa línea, ha habido pocos trabajos describiendo medidas cinemáticas con BWS en corredores experimentados y sanos (111). El ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia. intenta ampliar el cuerpo de conocimiento en esta área experimentando como se afectan los parámetros espacio-temporales y sus sub-fases bajo diferentes condiciones de BWS en un tapiz tipo LBPP.

Masa del sujeto

La discusión científica no sólo se ha centrado en torno al efecto del cambio de gravedad, normalmente centrado en que sucede en entornos de gravedad menor a la tierra. Otros estudios se han propuesto saber cómo afecta aumentar la masa del sujeto en el mismo entorno gravitatorio del individuo (y por ende su peso) (114).

Por ejemplo, Saibene explica que mientras la SF en marcha es independiente de la masa añadida, en carrera hay un aumento de está al aumentar la carga cerca del centro de gravedad debido a un ajuste en la Kleg. (1)

En su estudio Silder (55) pone a sujetos a correr con chalecos lastrados con el 10-20-30% del peso corporal. Al incrementar la carga miden Kleg normalizada para el peso del sujeto teniendo en cuenta la carga y para la longitud de la pierna del sujeto. Encontraron que, al aumentar la carga progresiva al corredor, estos corrían en una posición más agachada y a su vez con una mayor rigidez de la pierna.

De manera más detallada se produjo:

- Aumento la Kleg (normalizada para peso y longitud de la pierna) principalmente por el aumento en el pico de fuerzas de reacción del suelo y a una disminución del cambio de la longitud de la pierna durante el apoyo
- Aumento el Tc
- Aumento la flexión de cadera y de rodilla y la flexión dorsal de tobillo.
- La longitud inicial de la pierna del corredor disminuía lo que implicaba una mayor posición agachada. Y la posición de máximo acortamiento también era menor.

Este hallazgo es de gran interés ya que Farley (47) encontró que la rigidez de la pierna aumenta en proporción a la masa corporal en un amplio rango de animales. Sin embargo, correr con una mayor flexión de cadera y rodilla puede aumentar los tiempos de contacto lo que disminuirá a su vez la Fmax (115). Se demostró que el pico vertical de las GRF aumenta menos que la carga añadida tanto andando como corriendo (116, 117). Por ejemplo cuando el sujeto se le solicitó caminar (117) y correr (116) con un 30% de carga añadida a su peso corporal los picos verticales de GRF solo aumentaron un 15% (117) y un 12% (116) respectivamente.

En el estudio de Silder (55) cada 10% de aumento de la carga sólo se produjo un aumento del pico vertical de las GRF de un 4-5% y un aumento de la rigidez de la pierna

de un 2-11-10% respectivamente. Esto indica que el comportamiento del sujeto no es proporcional al cambio en la masa, sino que existen otras variables que entran en el ajuste del mismo.

Reenalda (118) matiza los efectos de la carga cuando es colocada en las caderas o en los tobillos. Según teoriza en su introducción, la PSL (*personal step length*) y la OSL (*optimal step length*) parecen no verse influenciadas por el entrenamiento y por tanto puede ser debido a factores intrínsecos. Destaca como factor intrínseco la L y la distribución de la masa de la misma ya que al comportarse la pierna como un péndulo durante la oscilación estará influenciada por la frecuencia de Eigen (119). Si se cambia la distribución de las masas y se añade masa distalmente, la SL debería aumentar ya que aumenta el momento de inercia y por tanto el tiempo de oscilación -Tsw- debería aumentar. Además Myers (120) ya demostró que, cuanto más distal se colca la masa más consumo de oxígeno es necesario. En esta misma línea, Divert (121) y Moore (122) demostraron que la masa del calzado afectaba a la SF de modo que a mayor masa del zapato resultaba en una menor SF y una mayor SL y una OSF menor también.

Para ello, Reenalda (118) colocó en 2 kg de masa en la pelvis como situación control para ver el efecto de incrementar 2kg en la masa y posteriormente en el tobillo (1kg en cada tobillo) para ver el efecto creado al poner distalmente la misma masa. Para calcular el OSL miden el consumo de oxígeno bajo diferentes condiciones de longitud de paso en relación a la L (%L) modificando la PSL.

En su estudio encontraron que añadiendo 2 Kg (1 en cada tobillo) se encontró:

- Aumento del consumo de oxígeno
- Aumento de la OSL en un 7%L (relativo a la longitud de la pierna) con una SL mayor en comparación con la descarga y con la carga en la pelvis.
- El Tsw de la pierna aumenta por el aumento de la distancia del centro de masa al punto de rotación

Este estudio demuestra que no solo es importante la masa sino la distribución de la misma para entender el modelo masa muelle. Casi todos los estudios se han centrado en el comportamiento del modelo masa muelle en la fase de contacto. Está claro que, a tenor de estudios como los antes mencionados, estudiar el efecto de la fase oscilatoria sobre la fase de contacto es fundamental para entender el fenómeno de la carrera (123).

Talla y Longitud de la pierna

A la hora de comparar el movimiento entre animales de diferentes tamaños hay que escalar las magnitudes. Uno de los aspectos más importantes es escalar la talla del individuo o la longitud del segmento que genera el movimiento.

Por ejemplo, los animales de menor tamaño requieren una mayor energía por unidad de masa a una velocidad dada (124). Incluso los niños gastan más energía por kilo para la misma velocidad (normalizada por el número de Froude) (125).

Aunque se piensa que los sujetos más altos tienen una SL mayor a una velocidad dada hay poca evidencia para soportar esta idea (72). Contrariamente a lo que se piensa las personas más altas no siempre tienen una SL mayor a la misma velocidad. La correlación r es de aproximadamente 0.6 con la estatura. La talla del sujeto explica el 48% de la varianza en la SL. (126)

En su artículo Shulze (127) hace un estudio con 417 sujetos para establecer valores normativos y plantear la influencia de diferentes aspectos sobre los parámetros espacio-temporales. En su estudio concluye que la velocidad genera el 90% de la varianza de las variables analizadas. Además, encuentra que la talla tiene correlaciones mayores a un 0.5 (correlación de Pearson) con la presión plantar del antepié, la longitud de paso y la cadencia.

De cara a hacer un escalado de la SL, Alexander (128, 129) ya propuso, basándose en las condiciones de similaridad física y dinámica, utilizar la longitud de paso normalizada a la talla en función del número de Froud. En los estudios de Cavanagh (72) se retoma la propuesta de Alexander y se estudia con diferentes sujetos.

- $SL/L = a(v^2/gL)^b$
- Donde
 - $v \rightarrow$ velocidad horizontal
 - $SL \rightarrow$ longitud de la zancada
 - $L \rightarrow$ Longitud trocánterica (leg length)
 - $g \rightarrow$ Gravedad
 - $a \rightarrow$ constante (en el ser humano plantea 2.3(128) - 2.31 (72))
 - $b \rightarrow$ constante (en el ser humano plantea 0.3(128) - 0.43 (72))

En la marcha y en la carrera para encontrar el periodo de oscilación Holt (130) propuso el modelo FDHO (*force driven harmonic oscillator*). La frecuencia predicha por el FDHO fue:

- $SF = 1 / (2\pi \sqrt{\frac{L}{ng}})$
- Dónde
 - $\Pi = 3.1416$
 - $L =$ Longitud de la pierna
 - $G =$ gravedad 9.8065
 - N es el coeficiente de corrección que para carrera es 5 (130) y para marcha es 2 (131). De modo que quedaría así:
 - Carrera $\rightarrow SF = 1 / (2\pi \sqrt{\frac{L}{5g}})$
 - Marcha $\rightarrow SF = 1 / (2\pi \sqrt{\frac{L}{2g}})$

Toda la discusión previa nos hace pensar que, si bien no hay una correlación alta entre la talla o la longitud de la pierna con la SF o SL seleccionada por el sujeto, éstas ejercen una influencia en la manera en la que se comporta el modelo masa muelle y requiere, por tanto, ser tenida en cuenta. Para ampliar la base de conocimiento sobre el efecto de la talla en las variables del modelo masa muelle tanto en su magnitud como en su variabilidad se desarrolló un estudio que culminó en el **Artículo II**.

*La relación espacio-tiempo**Velocidad –Frecuencia – Longitud*

La velocidad es la ratio entre la distancia recorrida y el tiempo requerido para ello. En carrera podríamos calcularla multiplicando la distancia de zancada SL por la frecuencia de zancada SF.

- $V = SL \times SF$
 - SL longitud de zancada (m/zancada)
 - SF frecuencia de zancada (zancadas/s)

Definimos cadencia o frecuencia (SF) como el número de pasos o zancadas que un individuo da por unidad de tiempo.

Definimos tiempo de zancada (TStride) como el tiempo transcurrido entre dos apoyos sucesivos del mismo pie. Definimos tiempo de paso (Tstep) como el tiempo transcurrido entre dos apoyos sucesivos de pies alternos.

Definimos longitud (SL) a la distancia recorrida entre dos apoyos sucesivos del mismo pie (longitud de zancada) o de pies alternos (longitud de paso).

Definimos como longitud de contacto (CL) a la distancia recorrida durante el tiempo de contacto

- $CL = v * T_c$

La frecuencia es, por tanto, la inversa del tiempo de paso o tiempo de zancada (según el ciclo considerado). A velocidad constante la disminución en una de las variables implicará el aumento proporcional de la otra.

- $SF = n^\circ \text{ ciclos} / \text{tiempo} = \text{zancadas/s o pasos/s (también zancadas/min o pasos/min)}$
- $\text{Tiempo de zancada (s)} = 1/\text{Frecuencia de Zancada}$
- $\text{Tiempo de paso (s)} = 1/\text{Frecuencia de paso}$

A una velocidad determinada de carrera, cada individuo elige, normalmente de manera inconsciente una combinación determinada de SL y SF. Esta elección se hace a partir de una gran variedad de combinaciones del continuo SL-SF.

Un gran número de factores se han mostrado y se creen que influyen en esta decisión. Algunos de estos factores son:

- Velocidad (132-137)
- Inclinación (138-144)
- Calzado (121, 145-150)
- Propiedades de las superficies (51, 151-157)
- Dimensiones antropométricas (158-160)
- Estado de desarrollo madurativo (161-166)
- Estado de fatiga (167-179)
- Historial de lesiones (180-183)
- Optimización de coste energético (184)
- Requerimientos de potencia (185)
- Ajuste a la frecuencia natural o frecuencia resonante del sistema (186)

Velocidad

Se ha establecido que, ante el incremento de la velocidad los humanos se adaptan aumentando tanto la SL como la SF (187, 188). La literatura científica sugiere que la relación entre SF-SL se selecciona para minimizar el coste energético metabólico, la fuerza, la potencia trabajo, el riesgo potencial de lesión o alguna combinación de estas tres (39, 189-193).

Hay que plantearse que una de las limitaciones para la selección puede ser causada por la adaptación neurofisiológica del sujeto a su propio patrón de marcha-carrera (autoselección de SF-SL) y que por ello sea máximamente eficiente en esa ratio. De este modo, es posible que, el hecho de ser máximamente eficiente en esa combinación SF-SL se trate de un efecto de entrenamiento a largo plazo. La relación entre SL y SF se ha establecido como curvilínea de modo que la SL alcanza una meseta a las velocidades más altas y por ello la SF tiende a incrementar a dichas velocidades. Cabe remarcar que la meseta límite de la SL suele aparecer a velocidades más altas que las desarrolladas en carrera de larga distancia. Así finalmente, la relación entre SL y Velocidad se ha descrito como lineal hasta los 6-7 m/s como representa la **Figura 6** (135, 187, 194, 195).

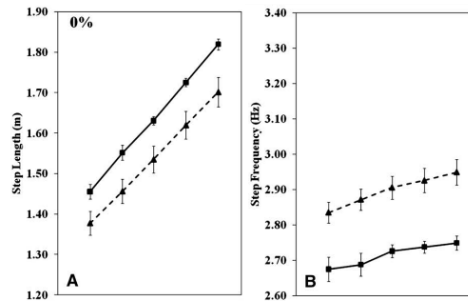


Figura 6. Longitud de paso (SL) y frecuencia de paso (SF) a diferentes velocidades (3.89, 4.17, 4.44, 4.71 y 5 m·s⁻¹) e inclinación 0%. Adaptada de (Padulo, 2012)

Para adaptarse al cambio en la velocidad existen tres principales estrategias:

- Mantener la SL constante y aumentar SF
- Mantener la SF constante y aumentar la SL
- Una combinación de incremento de ambas con diferente predominancia

Entre estas estrategias cada sujeto parece elegir diferentes combinaciones de incremento entre SL y SF. No obstante, aunque suelen producirse ajustes en ambas SL-SF algunos sujetos prefieren mantener más estable una respecto a la otra (72).

Dentro del rango de velocidad de carrera de resistencia de los humanos, muchos corredores experimentados usan un rango de SF restringido y utilizan principalmente un cambio de la SL para cambiar de velocidad, independientemente de la masa corporal (M) y la longitud de las extremidades inferiores. Una posible razón para ello puede ser atribuido a minimizar el costo metabólico ya que, SF y SL tienen relaciones curvilíneas con el costo metabólico específico de la masa a una velocidad determinada (191).

Cavanagh y Kram (72) encontraron que los corredores a 3,15 m/s en comparación con 4,12 m/s aumentaban su SL en un 26%, pero sólo aumentaban la SF en un 4%, de 83 a 86 zancadas/mín. Resultados similares fueron reportados por Weyand (196), quienes no observaron cambios significativos en SF entre una muestra de 29 corredores (al aumentar su velocidad de 2 a 4 m/s aumentaron básicamente su SF). Por encima de los 8 m/s para aumentar la velocidad usaron principalmente un aumento de la SF en lugar de SL.

En otro ejemplo, Daniels (197) explica que los corredores de maratón olímpicos corren a un ritmo aproximadamente un 10% más lento que los corredores de 5000 m, pero con SF casi idénticas (91-93 zancadas/min). Además, a medida que los corredores de élite se fatigan en largas distancias, su velocidad disminuye principalmente a partir de una reducción en la SL en lugar de la SF (198, 199).

A pesar de estas observaciones, existe una considerable variación interindividual en la SF preferida y, por razones desconocidas, no todos los estudios han mostrado tales SF constantes en un rango de velocidades. Tokmakidis et al. (200) encontraron un aumento del 15% en SF a medida que la velocidad pasaba de 3 a 6 m/s en corredores competitivos, y de Elliott y Blanksby (201) encontraron en corredores no competitivos un aumento del 19% en SF en hombres y del 27% en mujeres en velocidades de 2.5 a 5.5 ms.

Velocidad-SL-SF y Coste energético y Economía de carrera

La economía de carrera –RE- ha demostrado ser un buen indicador del nivel de rendimiento de un atleta (202). La entrenabilidad de la RE (203-206) sugiere que hay factores que pueden modificarse para afectar a la RE, uno de estos factores es la biomecánica.(207)

En estudios de intervención se ha visto que el trabajo de fuerza máxima realizado como suplemento al entrenamiento de resistencia ha mejorado aproximadamente un 5% la RE en corredores, esquí de fondo y fútbol sin cambios coincidentes en $VO_2\max$ o peso corporal (208-212). Los mecanismos detrás de estos cambios no se entienden del todo todavía pero se ha sugerido que son cambios a nivel neuromuscular más que a nivel hipertrófico (208).

Williams y Cavanagh (213) han demostrado que el 54% de la variabilidad interindividual en la RE (economía de carrera) puede ser explicada por las variaciones cinemáticas. Sin embargo, otros autores Kyrolainen (214) no encontraron relación entre RE y Tc o SF.

Según su estudio, Storen (215) aprecia que minimizando las fuerzas verticales y horizontales externas durante la carrera parece mejorar la RE. Reducir las fuerzas verticales podría influir en la SL y la SF y viceversa. Parece que la reducción del pico de las fuerzas horizontales podría ser realizado gracias al cambio de habilidades motrices, aunque también por el cambio en la distancia del contacto inicial -CI- al centro de masas -CM- debido al cambio en la SL. Por lo tanto, recomienda minimizar el desplazamiento vertical del centro de gravedad y la frenada horizontal en cada paso para mejorar la economía de carrera y el rendimiento. Más adelante veremos que estos parámetros son ampliamente influenciados por la SF y la SL a través de los cambios que produce en el Tc y el Tf.

Frecuencia óptima de zancada (OSF) vs Frecuencia preferida de zancada (PSF)

Para estudiar la relación entre SF y coste energético surgen dos conceptos conocidos como frecuencia óptima de zancada -OSF- (aquella en la que hay un menor coste energético al correr) y frecuencia preferida de zancada -PSF-.

En carrera se ha visto que la PSF seleccionada de manera libre suele coincidir con la OSF (la que requiere un mínimo consumo de oxígeno) o está próxima (184, 189, 191, 216-218). Entre 13-20 km/h la PSF se corresponde con la OSF (eventualmente limitada por la potencia aeróbica máxima). Sin embargo, a velocidades inferiores a 13 km/h la potencia mecánica es minimizada usando PSF menores a la OSF. Curiosamente los modelos matemáticos para corredores entrenados también han calculado que su OSF o su OSL son, de media, una SF 3% mayor o SL de un 3% menor que su preferida (39, 118, 191, 219, 220). Sin embargo, cuando los cambios en la SF son menores a un 3% la RE no parece afectarse (122, 221). Por ejemplo, cambios mayores a un 6% en la SL incrementan la RE (116). Todo esto parece indicar que a dichas velocidades otros factores además de minimizar la potencia mecánica están influyendo en la selección de SF.

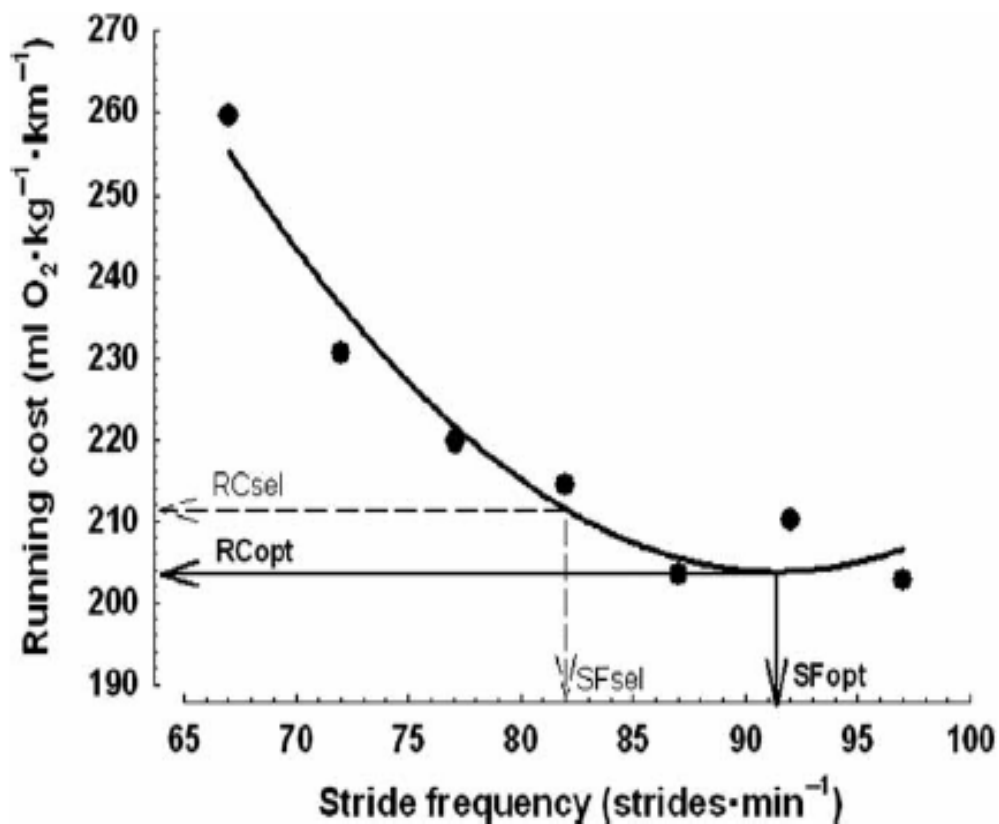


Figura 7. Determinación del coste de carrera a frecuencia de zancada auto-seleccionada y frecuencia de zancada óptima obtenida de la curva polinómica. (De Ruiter, 2014)

Corriendo a velocidad constante el cambio en la SL-SF presenta una relación curvilínea con el coste energético como muestra la **Figura 7** (219). Se desconoce qué causa estas relaciones curvilíneas, pero numerosos estudios documentan una correlación estrecha entre la frecuencia de zancada metabólicamente óptima (OSF) y la frecuencia de zancada preferidas (PSF) del corredor a una velocidad dada. La OSF se sitúa entre aproximadamente 85 y 90 zancadas mínimas para una gama de velocidades por debajo de 6 m/s, independientemente de la masa y la longitud de la extremidad inferior (39, 72, 115, 172, 216, 222). Por ejemplo, Kaneko (223) midió a 9-13-16 km/h el consumo de oxígeno y la potencia mecánica media. Reportó un mínimo gasto energético a 2.9 Hz, una máxima eficiencia entre 2.8-3 Hz y un mínimo W_{tot} a 3Hz. Todos estos datos se encuentran muy cerca de la PSF de 2.8 Hz. En esta línea, Cavanagh y Kram (1989: 43) ya señalaron: (72) "Aunque estudios previos han sugerido que existe una longitud de zancada más económica a una velocidad determinada, nuestros datos sugieren que puede haber un SF más económico a todas las velocidades utilizadas en la carrera a distancia."

La frecuencia resonante del sistema

Al modelizar la carrera como un sistema compuesto por una masa unida a un muelle sin masa con un comportamiento elástico lineal no amortiguado, aplicando dinámica básica, se entiende que existe una frecuencia resonante que dependerá, principalmente, de las características de ese muelle.

Para explicar esto, Cavagna (186) expone que la frecuencia resonante del sistema dependerá de la rigidez del muelle y puesto que, se cree que esta rigidez del sistema puede ser ajustada por la contracción muscular no podríamos hablar puramente de “*una sola frecuencia resonante*” sino de “*muchas frecuencias resonantes*”. Sin embargo, en su estudio, rechaza esta hipótesis y dice que solo a la frecuencia resonante del sistema es la que permite una mejor recuperación mecánica (186).

La frecuencia natural o frecuencia resonante de un sistema elástico es la siguiente

- $F_s = \sqrt{((K_{vert}/m) - (b/2m)^2)/(2\pi)}$
- Donde
 - B es el coeficiente de amortiguación
 - M es la masa del cuerpo
 - K_{vert}/m es la rigidez vertical específica para la masa medida en plataforma de fuerzas. Atención, no se trata de la rigidez de la pierna sino la de todo el sistema del cuerpo en el contacto con el suelo
- Suponiendo que en el cuerpo humano no existe un coeficiente de amortiguación la fórmula quedaría expuesta así (224)
- $F_s = \sqrt{((K_{vert}/m))}/(2\pi)$
 - Donde F_s es la frecuencia natural del sistema de bote.
 - K_{vert} es la rigidez vertical del sistema.
 - La K_{vert} (que será explicada en detalle más adelante) comparada en dos poblaciones en el estudio de Cavagna fue de (186)
 - Sujetos no entrenados: 21.8 kN/m
 - Corredores de larga distancia: 20,4 kN/m
 - Velocistas: 32.2 kN/m
 - m la masa del sujeto.

Velocidad límite

Una de las inquietudes en la investigación en torno a la carrera han sido los factores limitantes de la velocidad máxima alcanzable para diferentes objetivos.

Weyand (196) encontró que las velocidades límites en velocistas de diferentes categorías tenían que ver con la capacidad de aplicar fuerza máxima durante el tiempo de contacto y no así por el tiempo de reposicionar la pierna para el siguiente paso (tiempo de oscilación o T_{sw})

Las fuerzas aplicadas en el suelo por los velocistas capaces de alcanzar velocidades de 11.1 m/s eran de 1.26 veces mayores que las de un velocista capaz de alcanzar 6.2 m/s. Sin embargo, la velocidad a las que las piernas se recolocaban en el espacio o T_{sw} no se diferenciaban. En pendiente negativa, la capacidad de generar fuerza era 1.3 veces mayores para los velocistas más habilidosos mientras que el T_{sw} era muy similar (+8%).

Posteriormente, Weyand (225) amplía y matiza su estudio anterior. Plantea por tanto que el límite de la velocidad máxima se consigue aplicando cada vez más fuerza contra el suelo, usando T_c menores y recolocando la pierna rápidamente en el aire y por lo tanto menores tiempos de vuelo. Encontró que la velocidad límite es alcanzada cuando el tiempo de contacto y el impulso vertical efectivo (el producto del tiempo de contacto y la fuerza vertical que excede el peso corporal) disminuye hasta el mínimo que provee justo el tiempo de vuelo necesario para reposicionar la pierna para el siguiente paso.

Ya que el tiempo de oscilación requiere 2 tiempos de oscilación (T_{sw}) y un tiempo de contacto (T_c); un corredor necesita al menos un tiempo de vuelo mínimo de 0.12 s o más para alcanzar un tiempo de oscilación de 0.350 s aproximadamente que es lo observado a la máxima velocidad.

Las observaciones anteriores sugieren que los músculos activos probablemente operan en sus límites funcionales durante el contacto, pero no en la fase de balanceo (196, 226-229). Aunque los individuos más rápidos tienen predominantemente fibras musculares de contracción rápida que se contraen y generan fuerza más rápidamente (230), estas personas no balancean sus extremidades más rápidamente a velocidades de carrera superiores mucho más rápidas. Por ejemplo, los corredores con velocidades máximas que varían en 1,8 veces (6,2-11,1 m / s) difieren de forma insignificante en sus tiempos mínimos de oscilación (196). Este resultado es consistente con la posibilidad de que gran parte de la energía mecánica para reposicionar las extremidades sea

proporcionada por mecanismos pasivos de transferencia de energía en lugar de a través de la potencia muscular activa. En contraste, la mecánica de la fase de apoyo difiere entre los corredores más rápidos y lentos de una manera consistente con las diferencias establecidas en la composición de la fibra muscular y las propiedades contráctiles (230, 231). A velocidad máxima, los corredores más rápidos aplican fuerzas de reacción del suelo apreciablemente mayores a la masa y lo hacen durante periodos más cortos de contacto entre el pie y el suelo (196).

Brughelli (232) explora con jugadores de fútbol Australiano cómo funciona el modelo a altas velocidades (40-60-80-100% de la velocidad máxima). En su estudio el aumento de la velocidad implicó un aumento de la Fuerza vertical que se desarrollaba, de manera similar a otros experimentos realizados a menores velocidades (233-235).

En su estudio hay un aumento de las fuerzas verticales y horizontales conforme aumenta la velocidad. En cuanto a la correlación existente, parece ser, que la SL tiene correlación con la velocidad máxima alcanzada ($r= 0.66$) (no así la SF $r= 0.02$). Se puede, por tanto, especular que la fuerza horizontal (que tuvo una correlación de $r= 0.47$ con la velocidad máxima) permite aumentar la longitud de la zancada y por tanto llevar a una mayor velocidad máxima. No obstante, en su artículo destaca que al no haber habido ningún estudio que manipule SL o SF a velocidades máximas sólo se pueden hacer especulaciones sobre ello.

La energía mecánica para el recobro de la pierna en el aire es provisto mayormente por una recuperación elástica y una transferencia entre segmentos corporales (59, 226, 236) más que generada propiamente por los músculos (237). Aunque existe una activación considerable de los flexores a velocidades altas ésta ocurre, probablemente, para aumentar el acúmulo y liberación de energía elástica en la fase de recobro más que propiamente en generar contracción concéntrica.

En ese estudio se plantea matemáticamente que (196):

- $V= SF \times SL$
- $F_{avg}/W_b= T_{step} / T_c$
 - F_{avg} fuerza promedio ejercida contra el suelo durante el apoyo
 - W_b peso corporal
 - T_{step} tiempo completo de paso (entre dos sucesivos apoyos)
 - T_c Tiempo que el pie está en contacto con el suelo

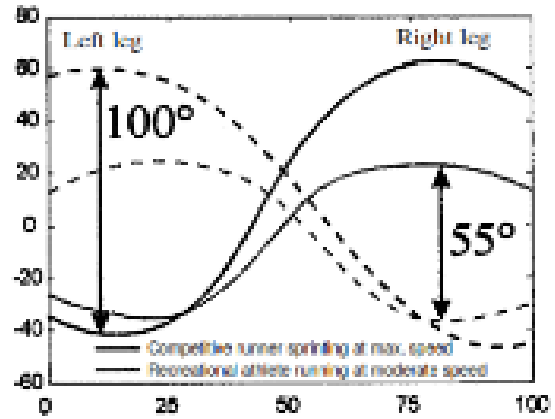


Figura 8. Restricción anatómica que limita el rango de los movimientos de oscilación anterior y posterior de las piernas oscilantes. Adaptado de (Yanai, 2004)

A velocidad constante, la distancia entre dos pasos sucesivos es determinada por el producto de la fuerza media aplicada específica para esa masa para oponerse a la gravedad durante el tiempo de contacto de modo que

- $F_{avg}/W_b = T_{step} / T_c$
- $T_{step} / T_c = L_{step} / L_c$
- $F_{avg}/W_b = T_{paso} / T_{contacto} = SL / CL$
 - SL es la longitud de paso
 - CL es la Longitud de contacto (distancia recorrida durante T_c)
- $SL = CL * F_{avg}/W_b$

Según sus conclusiones y su propuesta, las tres variables mecánicas que permiten a un corredor ir más rápido son:

- $V = SF \times L_c * F_{avg}/W_b$
- Aumentar la frecuencia de paso
- Aumentar la fuerza producida
- Aumentar la longitud recorrida durante el tiempo de contacto (aumentando el tiempo de contacto)

Esto viene asociado a unas limitaciones. Hay que tener en cuenta que aumentar el tiempo de contacto disminuye la fuerza promedio ejercida si la longitud de paso no varía. Respecto a la frecuencia de paso máxima, se ha visto que la cadencia máxima se mantiene en torno a 4 Hz. Los análisis en competición de corredores de élite nos han permitido ver comparativas respecto a estos 4 Hz (240 paso por minutos, 4 pasos/seg). Por ejemplo, Bolt tiene 4.23 Hz en los 41 pasos en los 9,69 s de su record de 100m. No obstante, vemos como otros Dix con 9,91 s y 1,73 m de talla llego a los 4.44 Hz.

¿Podemos aumentar la SL tanto como deseamos?

Para responder a esta pregunta es importante hablar del ángulo de tándem. El ángulo de tándem está compuesto por la máxima extensión del fémur respecto a la vertical en el despegue y por la máxima flexión del fémur respecto a la vertical durante la oscilación.

La máxima extensión del fémur con la vertical durante el despegue tiene relación con la distancia de contacto y por tanto con el tiempo de contacto. Se ha visto que a tiempos de contacto mayores la distancia recorrida en ese contacto es mayor y por tanto el ángulo recorrido por la extremidad también. Tiempos de contacto mayores pueden implicar una mayor extensión durante la fase final del apoyo.

Yanai (185) redefine este ángulo de tándem como el ángulo obtenido entre el centro de masas corporal y los centros de masas de ambas extremidades inferiores. A su vez lo subdivide en dos ángulos formados por la vertical que pasa por el CM y por la línea que une este y los centros de masas propios de cada extremidad inferior. Representado en la **Figura 8**.

En su modelo considera 100° como el máximo ángulo de tándem registrado (50° - 50°) para velocistas. Describe que en corredores habituales puede estar entorno a 50° (25° - 25°) y que este depende en parte de la velocidad. Esta limitación en el rango de movimiento supone un limitante del aumento de la longitud de zancada

Este valor ha sido elegido arbitrariamente a partir de estudios de campo. No obstante, un aumento en el rango de movimiento en las simulaciones, resulta en un aumento de la longitud de zancada relevante (por ejemplo, de 50° a 60° se cambia de 3,2 a 3,7 metros de CL) y por tanto se dispara la máxima velocidad alcanzable de 10 a 12.5 m/s en los modelos. En su modelo, esto no supone una limitación casi hasta los 4.5 m/s (16 km/h aproximadamente).

Velocidad-SL-SF & Distancia Pie-CM - Fuerzas horizontales de frenado

Uno de los parámetros biomecánicos asociado al modelo masa muelle es el ángulo de contacto inicial de la pierna. La disminución de la distancia horizontal del punto de contacto inicial respecto al centro de masas (CM) ha demostrado disminuir las fuerzas de frenado y de propulsión (238, 239) y los impulsos de frenado (240) implicando una menor pérdida de velocidad.

En la literatura, se ha estudiado (40, 109, 238, 241) los efectos entre la distancia pie al CM o su versión simplificada como la distancia pie-cadera -OH- y subdivida esta a su vez en la distancia pie-rodilla -OK-. **Figura 9** (241)

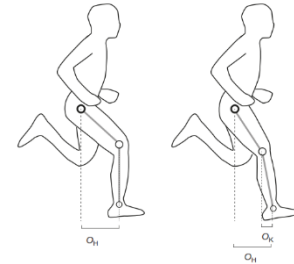


Figura 9. Variaciones cinemáticas en la posición de aterrizaje del pie en el contacto inicial. (Lieberman, 2015)

A mayor distancia del pie al CM, mayor magnitud de la fuerza de frenado (40) que, a su vez, tiene que ver con el coste de carrera -C-. Estudios previos no midieron directamente el efecto de las variaciones en el C de OH, Lieberman (241) sostiene que el efecto probablemente sea sustancial dado que las fuerzas anteroposteriores son aproximadamente cuatro veces más costosas que las verticales y contribuyen a más de un 33% del coste metabólica de carrera (109). Por su lado, Kyrolainen (214) encontró en pista que la fuerza horizontal media durante la fase de frenado del paso podría explicar hasta el 80% de la RE. Estas correlaciones no fueron encontradas en el trabajo de (215).

Lieberman demostró que conforme aumenta la SF se disminuye OH sin que se disminuya sustancialmente OK (241) La DOH tiene una alta correlación con el ángulo de la cadera ($\beta = 0.94$, $P < 0.0001$), menor con la rodilla ($\beta = -0.43$, $P = 0.07$) y no tiene que ver con el tobillo ($\beta = -0.28$, $P = 0.21$) (241).

Además se demostró que cada 5 zancadas/min que disminuye la SF se producía un aumento de un 6.8% en las fuerzas de frenado lo que corroboraba los estudios de Heiderscheit (40).

No obstante, las manipulaciones en este aspecto (distancia horizontal del CI al CM) no han demostrado mejoras en la RE ya que se producían muchas modificaciones de variables a la vez. Además, la RE se ve afectada por el trabajo externo (el realizado contra el suelo) pero también por el trabajo interno (el realizado durante la oscilación de la pierna) (241).

Velocidad-SL-SF & Impacto vertical

El impacto vertical es una de las variables tradicionalmente consideradas como factor asociado a lesión en la carrera. La relación entre SL-SF e impacto ha sido demostrada en la bibliografía.

Derrick demostró en su estudio que pese a mantener la velocidad de desplazamiento igual, el impacto aumentaba al aumentar la longitud de la zancada (242). Al aumentar la velocidad normalmente se produce un aumento de la SL. Sin embargo, el sujeto responde a este mayor impacto aumentando la atenuación del mismo antes de llegar a la cabeza (de modo que el impacto en la cabeza sustancialmente no cambiaba) (243). Se puede concluir que, la amortiguación del impacto aumenta linealmente con la velocidad y principalmente con el cambio de la longitud de la zancada (243). El mecanismo de atenuación existente parece ser un uso activo de los músculos para absorber el impacto en diferentes segmentos (cadera, rodilla, tobillo).

Mayores velocidades con mayores SL también implicaron (36) una mayor aceleración tibial y una mayor velocidad vertical del pie en el momento del impacto. Por ello, el aumento preferencial en SL parece tener un motivo más de economía, mientras que el aumento preferencial en SF puede tener más una intención en evitar el impacto que en aspectos de economía (72).

Con el cambio de velocidad, el rol en las diferentes articulaciones también cambia. Cuando el corredor corría a con una SL menor a la personal (PSL) la absorción se hacía casi por igual en tobillo y rodilla. Sin embargo, cuando el corredor corría una SL mayor a la PSL el principal amortiguador era la rodilla. Aunque en este segundo supuesto, la cadera y el tobillo también aumentaron su amortiguación este aumento fue menos de la mitad al que hacía la rodilla (72).

SL mayores a las PSL han demostrado aumentar el consumo de oxígeno (192). Esto puede ser debido en parte al aumento de contracción muscular que se debe hacer para producir una amortiguación entre otras partes en la rodilla.

La elección de una SL-SF por tanto parece estar en relación con la cantidad de impacto y el lugar y modo de disipación del mismo pudiendo guardar relación con el consumo de oxígeno.

Parámetros temporales

Definición de los parámetros temporales

La velocidad se obtiene de la multiplicación de la SL por la SF del sujeto. Esta SF, es la inversa del tiempo de zancada –Tstride-.

El tiempo de zancada es el tiempo que transcurre entre el apoyo de un pie y el siguiente apoyo del mismo.

El tiempo de paso -TStep- es el tiempo que transcurre entre el apoyo de un pie y el apoyo alternativo del otro pie.

El tiempo de oscilación –Tsw- se define como el tiempo que transcurre desde el despegue de un pie hasta el contacto de ese mismo pie en el suelo.

El tiempo de contacto –Tc- se define como el tiempo que transcurre entre el contacto inicial y el despegue de un pie en el suelo.

El tiempo de vuelo –Tf- es el tiempo que transcurre desde el despegue de un pie del suelo hasta el contacto del pie contrario.

El tiempo de zancada se subdivide a su vez de varias maneras. El Tstride se compone de un Tc y un Tsw. Una zancada contiene 2 pasos de modo que, en una marcha simétrica, el TStep será la mitad al TStride. El Tstep contiene un Tc y un Tf del mismo pie. El TSw contiene a su vez dos Tf y un Tc.

De este modo podemos obtener las siguientes ecuaciones

- $V = SL \times SF$
- $SF = 1/TStride$
- $TStride = 2 TStep$
- $TStride = Tc + Tsw$
- $Tsw = Tc + 2Tf$
- $TStep = Tc + Tf$

Tiempo de contacto

Durante el periodo de contacto, previamente definido, la energía mecánica es almacenada y liberada generando un periodo de vuelo o fase balística aérea. Por tanto, el tiempo de contacto es de gran importancia para entender el periodo de vuelo posterior.

En cuanto menor sea el tiempo de contacto, mayor será el pico de fuerza máxima producido para generar el mismo tiempo de vuelo y por tanto mayor será la rigidez del sistema de rebote (244).

La fórmula propuesta por Hoyt (245) en base a los estudios de Roberts (246) es

- $T_c = 0.635 * V_x^{-0.653}$ (con un $R^2=0.992$)
- Dónde V_x es la velocidad horizontal en m/s

Según Hoyt (245) el tiempo de contacto es altamente dependiente de la velocidad y de la longitud de la pierna. Es decir, recomienda expresar la velocidad normalizada por longitud de la pierna (V/L) y expresarla en L/s. Siendo L la longitud de la pierna.

McMahon y Cheng hicieron varias simulaciones para ver los efectos que se generaban sobre el tiempo de contacto (46). En su estudio demostraron que el tiempo de contacto

- Disminuye al aumentar v y u (velocidad horizontal y vertical)
- Aumenta al aumentar el ángulo de aterrizaje (Θ)
- Cuando mantuvieron ángulo de aterrizaje y u constantes y aumentaron v se produjo aumento la longitud de zancada

Morín (37) estudia la influencia de la modificación del T_c y de la SF sobre el comportamiento de la Kleg corriendo. Sus resultados arrojan que:

- La variación del T_c se correlacionó con la variación de la Kleg ($R^2= 0.90$)
- La variación de la SF se correlacionó con la variación de la Kleg ($R^2= 0.47$)
- El cambio obtenido en el T_c en varias condiciones se correlacionó con los cambios en la Kleg ($R^2= 0.96$)

Esto arrojó que la Kleg está influenciada de manera significativa por las variaciones en SF (como ya había demostrado Farley (247)) pero lo más relevante es que las variaciones en el T_c supusieron un determinante mayor de la Kleg. De hecho, el 90-96% de la varianza de la Kleg puede ser explicada por la variación del tiempo de contacto.

Consecuentemente, el T_c parece ser el principal factor que determina la rigidez de la pierna a velocidad constante. Esto no debe asociarse con el efecto producido por el cambio de velocidad ya que la K_{leg} parece mantenerse constante con el incremento de la velocidad aunque el T_c disminuya (33, 46, 47, 49, 248)

Esto es particularmente importante ya que se ha visto que la inversa del tiempo de contacto ($1/T_c$ o tc^{-1}) influye en la mayoría de las diferencias relacionadas con el tamaño y velocidad en el coste metabólico de la locomoción (226, 246) y específicamente los ratios de consumo de oxígeno específicos de la masa en humanos corriendo (245, 249).

Nummela (250) ha mostrado una fuerte correlación negativa entre tiempo de contacto y economía de carrera entre corredores jóvenes. En un estudio de Paavolainen (176) se indica que en una carrera de 10 km la mejor performance está relacionada con una mayor pre-activación de los músculos acompañada de menores T_c .

Taylor (229) hipotetizó que, más que el trabajo mecánico que desarrollan los músculos, era el transcurso del tiempo de desarrollo de la fuerza lo que determina la RE. Esto se plantea ya que T_c mayores implican menor F_{max} producida, pero mantienen la contracción durante más tiempo.

Los tiempos de contacto han mostrado controversia respecto a la RE. Uno de los problemas que se plantea es que el tiempo de contacto se ve influenciado y a su vez influencia en muchos factores y por tanto intentar entender solo la influencia de ese factor de manera aislada es un error de concepto.

No obstante, la SF tiene dos componentes fundamentales que son el T_c y el T_f . Se requiere un estudio más profundo de ambos factores para entender el comportamiento de estos factores y como afecta a la rigidez.

Duty Factor (D)

La relación física entre el Tc (tiempo en el que se produce la fuerza que producirá la fase de vuelo) y el Tf está demostrada como hemos visto en la sección anterior. La capacidad de producción de fuerza durante el Tc determinará la duración y talla alcanzada durante el Tf. Además, la suma de Tc-Tf determinaran el TStride y por ende la SF. Comprender la relación entre estos es fundamental. Para explicar la relación entre ambos se define un parámetro conocido como Duty Factor (D). Este D la fracción del periodo de la zancada en la que la pierna está en contacto con el suelo (251). Dicho de otra manera, es el porcentaje de tiempo del ciclo de la zancada en que el pie está en contacto con el suelo

- $D = Tc/ST$ o expresado de manera porcentual $D = Tc/TStride \times 100$

Este Duty Factor ha sido estudiado y aplicado al cálculo de otras variables como la SL(185), la Fmax, la Kvert y la Kleg entre otras (37, 252). Se ha visto que disminuir el Tc de un Duty Factor de 30% a 25% supone en el modelo de Yanai (185) un aumento de la SL máxima de un 5,3% y una disminución en el requerimiento de potencia de hasta un 14% a velocidades por debajo de 4 m/s. Esto indica que un corredor puede alcanzar mayores CL máximas y con menos esfuerzo cuanto menor sea su D.

Longitud de contacto

La longitud de contacto -CL-, longitud de apoyo (253) o longitud efectiva de paso en marcha es la distancia recorrida durante el tiempo de contacto o tiempo de apoyo. Según Cavagna (224) esta se calcula de varias maneras.

- $CL = T_c * v$ o $CL = v * 2\pi * \sqrt{m/k}$ (224)

La longitud efectiva de paso o longitud de apoyo es mayor en marcha que en carrera a la misma velocidad ya que el Tc es mayor. Otro ejemplo es que la longitud efectiva de paso es de entorno 1,1 m tanto para marcha como carrera, pero ocurre a dos velocidades muy diferentes 3 m/s en marcha y 8 m/s en carrera.

El exponente para la correlación entre Tc y v (-0.87) es diferente de (-1) de modo que la longitud de contacto aumenta conforme aumenta la velocidad. Esto difiere la asunción simplificada por Taylor (59) en la que señala que la longitud de contacto es constante. Y va más acorde a las predicciones hechas por Farley con su planteamiento del modelo masa-muelle (47).

Ángulo de paso

El ángulo de paso –SA- es una medida aportada por el sistema Optogait y que relaciona la altura de vuelo con la longitud de paso realizada. El propio sistema la define como el ángulo de la tangente a la parábola generada por la altura de vuelo y la longitud de paso. De alguna manera es el bote que da el sujeto, la trayectoria parabólica y por tanto de la eficiencia de avance generada durante el apoyo. En la bibliografía y en estudios de lanzamiento consideraríamos esta variable como el ángulo de salida del proyectil (el CDG del corredor en este caso) en el momento del despegue. Este término tiene su principal aplicación durante el tramo aéreo del proyectil, es decir desde el despegue de un pie hasta el contacto del otro, definida como fase de vuelo. Usado por Santos-Concejero en varias investigaciones (202, 254) en las que correlaciona este ángulo con la economía de carrera.

Heise y Martin (255) demostraron que los corredores menos económicos exhibían un impulso vertical total y neto mayor. Esto indica un movimiento vertical inútil que no aporta avance. En su hipótesis Santos-Concejero plantea que un ángulo de zancada menor (mientras nos comprometa la longitud de zancada) es más económico.

Para calcularlo

- La altura de vuelo se calcula con la fórmula $H = g \cdot T_f^2 / 8$
- La longitud de paso es obtenida por el sistema $SL = V / SF$

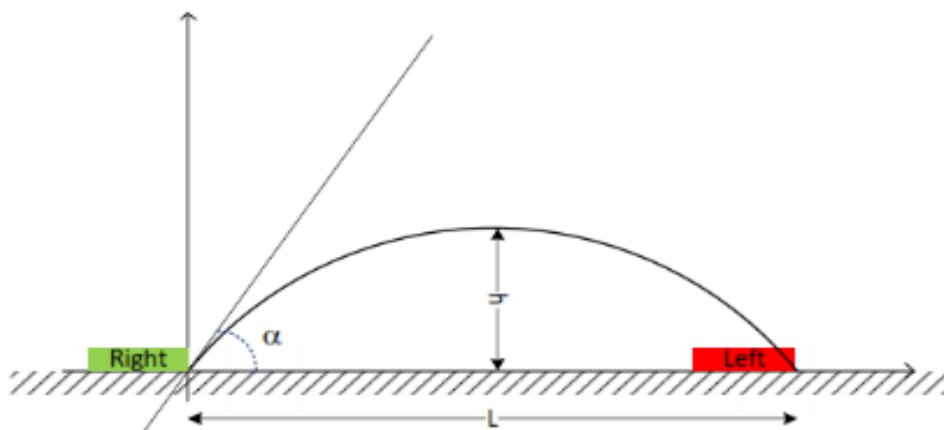


Figura 116 - Ángulo de paso

Figura 10. Ángulo de zancada

Este parámetro se ha mostrado de gran interés y merece ser tenido en cuenta en futuras investigaciones ya que relaciona la producción de fuerza con la capacidad de avance del sujeto y por tanto de eficiencia de la misma.

Rigidez

Definición de rigidez

La rigidez –K- se puede definir como la resistencia de un objeto a ser deformado o cambiar de longitud (46) y se puede calcular como el ratio entre la fuerza aplicada y la deformación producida. (256)

Se cree que la rigidez mecánica de la pierna tiene una gran influencia en las diferentes variables atléticas incluyendo entre otras, la ratio de desarrollo de la fuerza, la capacidad de almacenamiento elástico, los parámetros espacio-temporales, etc. (257)

Se puede modelar desde la rigidez de una sola fibra muscular a la de todo el sistema.

La relación entre la rigidez y la carrera es mal entendida en muchas ocasiones. La rigidez mecánica óptima para la carrera o el salto sigue siendo un tema de debate actualmente.

Por ejemplo, algunos autores han encontrado una relación inversa entre el coste de carrera y la rigidez. De modo que una mayor rigidez implica un menor coste energético (54, 258, 259). Estas afirmaciones han sido sustentadas en estudios que han demostrado que la rigidez articular aumenta al aumentar la velocidad o la altura de salto (46, 49, 260). El argumento principal es que una mayor rigidez ayudará a resistir el colapso de la extremidad inferior durante la fase de aterrizaje y aumentará la ratio de desarrollo de fuerza durante la fase de empuje (fase concéntrica).

Sin embargo, otro estudio en el que se modela mecánicamente el salto de longitud encontró que, a partir de unos valores determinados, el aumento de la rigidez no incrementaba la longitud de salto (261). En esta misma línea otros estudios han demostrado que los saltadores de altura de nivel élite tienen piernas menos rígidas que los no-élite (262). Puesto que la K_{leg} ha sido reportada estar constante (49, 248, 263) o incluso disminuir (264) con el aumento de velocidad; existe el contra-argumento de que una mejor complianza mejorará el almacenaje y utilización de la energía elástica en el CEA.

La literatura en esta área es complicada por el hecho de que hay muchas rigideces y muchas fórmulas para calcularlas.

Rigidez y el modelo masa muelle

Hemos visto como las características del muelle (longitud o rigidez) definen el comportamiento del modelo. Durante la locomoción la longitud de la pierna es tan importante como la rigidez del muelle o la velocidad de aterrizaje (45, 46).

Se cree que el muelle sigue la ley de Hooke mientras recibe la deformación y retorna la energía elástica (45, 265). Es decir, el muelle produce fuerza proporcional al desplazamiento producido desde la longitud de equilibrio. Cuando esto ocurre decimos que es un muelle lineal y que la fuerza se puede cuantificar de forma general con la siguiente ecuación

- $F = -Kx$
 - Dónde X es la distancia que el muelle es elongado
 - F la fuerza restauradora ejercida por el muelle
 - K la rigidez del muelle

El muelle cuando se elonga o se comprime almacena y libera energía elástica. El área debajo de la curva de fuerza-desplazamiento durante el estiramiento y recuperación es medida como energía elástica.(265, 266)

Cuando un sujeto corre en una plataforma de fuerzas se puede representar la GRF vertical contra el desplazamiento en descenso del CM (33).

En la **Figura 11** (256) se representa esto en dos fases (aterrizaje y despegue). Resultan dos líneas que se reflejan. Siendo iguales representaría un comportamiento puramente elástico.

Sin embargo, debemos recordar que el cuerpo humano no es estrictamente como un muelle ya que este debe añadir energía química al sistema a través de la contracción muscular.

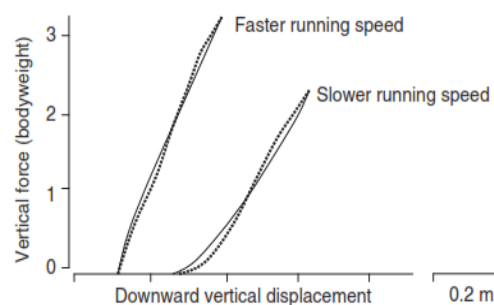


Figura 11. Representación esquemática de curva de las fuerzas de reacción del suelo respect al desplazamiento del centro de masas (Brughelli, 2008)

¿Cuántos tipos de rigideces existen?

Principalmente se han descrito y medido dos rigideces que se han planteado como las que ejercen el comportamiento general del modelo durante la carrera.

La rigidez vertical – K_{vert} - se derivaría de la fuerza máxima aplicada en la fase media de apoyo y el máximo descenso vertical del CM desde el contacto inicial hasta la fase media de apoyo.

La rigidez de la pierna – K_{leg} -, en cambio, usaría la misma fuerza máxima aplicada, pero utilizaría la máxima compresión longitudinal del muelle (entendiendo por este la extremidad inferior) desde su contacto inicial hasta la fase media de apoyo.

Cuando corremos el pie contacta con el suelo, no estrictamente debajo del CM sino adelantado formando un ángulo de ataque o ángulo Θ y pasa por un arco hasta la posición de despegue cuya longitud es igual a la distancia de contacto ($CL = v \cdot T_c$). La rigidez vertical y la rigidez de la pierna son igual saltando vertical en el sitio puesto que $\Theta = 0$. Cuando corremos, la deformación de la pierna siempre es mayor a la deformación vertical y por ello K_{leg} siempre es menor que K_{vert} . (45, 46)

Se ha propuesto, por tanto, que la K_{vert} realmente no es una buena medida en la carrera y que la K_{leg} sería más apropiada (259).

Sin embargo, Brughelli (256) defiende la K_{vert} ya que:

- Es uno de los factores que determinan la frecuencia natural de rebote de un muelle junto a la masa y por lo tanto es el factor más relevante para determinar el tiempo de contacto.
- Cuando CM alcanza la posición más baja GRF y el desplazamiento vertical del CM están en el máximo valor

Para medir la rigidez en laboratorio se han utilizado diversos métodos desde el uso de costosas plataformas de fuerzas y sistemas de medida cinemáticos de alta velocidad hasta modelos más sencillos. En este sentido, Morin (248) propone para la carrera un método de simplificación llamado de “onda sinusoidal” para medir la K durante la carrera. Este modelo se basa en el propuesto por Dalleau (267) para saltos verticales y que considera la fuerza en función del tiempo durante el contacto una simple función sinusoidal (268, 269).

Basándose en este modelo simplificado, solo es necesario la masa del sujeto, la velocidad de avance, la longitud de la pierna y el tiempo de contacto y tiempo de vuelo para calcular las dos K. Posteriormente desarrollaremos el modelo más en detalle.

Morín (248) compara su modelo con los resultados obtenidos con tapices rodantes sensorizados con plataformas de fuerzas y en carrera en suelo. Su modelo obtiene valores de rigidez que oscilan entre un 0.67-6.93% menores que las obtenidas con los métodos de referencia. Detallaremos más adelante la capacidad de predicción de estos modelos simplificados.

Rigidez Vertical (K_{vert})

Aunque no corresponde a ningún muelle físico, el término de K_{vert} es usado para describir el movimiento vertical del CM durante el contacto (33, 270). Se define como la ratio entre la máxima fuerza dividida para el desplazamiento vertical del CM cuando alcanza el punto más bajo (normalmente a mitad del ciclo de apoyo)

Varios modelos de regresión han sido propuestos. Por ejemplo, Walker han configurado la K_{vert} de la siguiente manera (considerando V la velocidad horizontal de carrera) (48)

- $K_{vert} = 8.2V^2 + 0.9V + 15.3$ (corriendo calzado)
- $K_{vert} = 10.8V^2 + 8.1V + 18$ (corriendo descalzo)

En el modelo de Walker (48) se hacen asunciones erróneas como que al cambiar la velocidad horizontal no cambian la longitud contacto, la velocidad vertical o el ángulo de la pierna se mantiene igual.

Posteriormente, Morin (248) formula la K_{vert} en función de F_{Max} (fuerza vertical máxima producida durante el contacto) y el desplazamiento vertical (Δy).

En su descripción utiliza la asunción del “método sinusoidal” de la fuerza vertical propuesto por Dalleau (267) para el salto vertical. En este método se propone que la fuerza vertical es una senoide y por tanto se pueden extrapolar ciertas variables.

- $K_{vert} = F_{max} / \Delta y$
 - F_{max} es el pico de fuerza vertical que sucede alrededor del apoyo medio
 - $\Delta y \rightarrow$ desplazamiento vertical del CM del contacto hasta el punto más bajo

La fuerza realizada durante el contacto en el suelo (F_{max}) puede ser calculada de la siguiente manera (248, 267-269)

- $F_{max} = mg \cdot 0.5\pi [(1 + (T_f/T_c))] = \pi mg / (2D)$ (siendo D el Duty Factor)
- Si lo dividimos para el peso del corredor (mg) lo convertimos en una medida adimensional que es
 - $F_{max}(\text{normalizada}) = 0.5\pi [(1 + (T_f/T_c))]$

El desplazamiento puede ser obtenido conforme a la propuesta de Farley (33)

- $\Delta y = (F_{max} T_c^2 / m \pi^2) + (g T_c^2 / 8)$

Rigidez de la pierna (Kleg)

Ha sido definida como la ratio entre la máxima fuerza aplicada en el muelle (pierna) y la máxima compresión en el medio de la fase de apoyo (33)

En una de las primeras descripciones, He (49) modela la Kleg de la siguiente manera

- $K_{leg} = F_{max} / \Delta L$
- F_{max} es el pico de fuerza vertical que sucede alrededor del apoyo medio para medirlo utiliza plataformas de fuerzas. Posteriormente se ha utilizado estimaciones propuestas por Morin (248) en el que usa método de la fuerza como una senoide.
- $\Delta L = \Delta y + L_0 (1 - \cos \Theta)$
 - $\Theta = \sin^{-1} (v * T_c / 2 L_0)$
 - V es la velocidad de carrera
 - T_c el tiempo de contacto
 - L_0 la longitud de la pierna desde el suelo hasta el trocánter
 - Δy es el desplazamiento vertical del CM
 - ΔL es el pico de compresión de la pierna
 - F_{max} es el pico de las fuerzas verticales
 - Θ es el ángulo del muelle en el contacto inicial

Posteriormente, Morin (248) formula la Kleg en función de F_{Max} (fuerza vertical máxima producida durante el contacto) y el la máxima compresión de la pierna (ΔL) de la siguiente manera con su aproximación al “método sinusoidal de la fuerza”

- $K_{leg} = F_{max} / \Delta L$

La fuerza realizada durante el contacto en el suelo (F_{max}) puede ser calculada de la igual que para la K_{vert} (248, 267-269)

El cálculo del desplazamiento de la pierna según plantea Morín (248) siguiendo los planteamientos de Farley (33) es el siguiente:

- $\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vTc}{2}\right)^2} + \Delta y$
 - $\Delta L \rightarrow$ que es el pico de desplazamiento de la pierna (en m) calculado
 - $L \rightarrow$ longitud de la pierna inicial desde el trocánter hasta el suelo en una posición de bipedestación.
 - $v \rightarrow$ velocidad en m/s
 - $Tc \rightarrow$ tiempo de contacto en segundos como plantea

En la propuesta de Morin (248) para obtener la longitud de la pierna utiliza la aproximación de Winter (271) ($L = 0.53h$ siendo h la talla del sujeto)

Posteriormente y de cara a incrementar la precisión del modelo, ya que el CM se desplaza en el suelo como mostró Bullimore (73, 272), aplica la corrección de la distancia de aplicación del punto de transición con la medida obtenida por Lee (102)

- $\Delta L' = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vTc-d}{2}\right)^2} + \Delta y$
- $d = 0.18L$ (Lee (102))
- d representa el desplazamiento del punto de aplicación traslatorio de las fuerzas.

Esto intentaba mejorar la precisión del sistema pero en una comprobación posterior de la fiabilidad de los cálculos se ha visto que el modelo inicial tenía un mejor ajuste con la realidad (273).

Aunque se ha considerado la L de la pierna para el cálculo de la rigidez (248), es cierto que durante el contacto y el despegue la pierna no está completamente rígida. Esto supone una sobrevaloración de la longitud de la pierna (233). No obstante, no ha supuesto importancia en la precisión de los cálculos de potencia. Además, los resultados del estudio (248) corroboran que usando una longitud de la pierna modelada de ecuaciones antropométricas en base a la talla del individuo tampoco ha generado grandes cambios en las rigidez obtenidas.

Las "otras" rigideces

Hay otras rigideces que han sido descritas como influyentes sobre la Kvert y la Kleg corriendo. La rigidez articular (233, 274-276), músculo-tendinosa (277-280), del tendón (281-285) y la pasiva (aquella que se opone al movimiento pasivo y que puede provenir de cualquier estructura) (286, 287) han sido también descritas y medidas en relación al modelo masa muelle.

La rigidez articular se refiere siempre a una articulación en concreto. Se calcularía como la ratio entre el momento articular y el desplazamiento angular producido. Ha habido pocos estudios que hayan utilizado este método durante la carrera (233, 274-276).

La rigidez muscular viene, a su vez, modulada principalmente por la capacidad contráctil del músculo, los aspectos neuromusculares y los aspectos del colágeno tendinoso y fascial. Saibene (1) destaca que aunque hay artículos que defienden que durante la fase de contacto los músculos realizan prácticamente una contracción isométrica (cambia solo un 6%) (228) produciendo poca cantidad de trabajo mecánico externo. El elevado consumo energético se explica debido a las fuerzas moderadamente altas que el músculo sostiene para mantener el tendón a tensión (estas fuerzas son inversamente proporcionales al tiempo de contacto (226).

Los músculos deben contraerse para resistir la deformación de los elementos elásticos y para compensar la pérdida de energía presente en la restitución elástica de los tendones-ligamentos.

Este control podría realizarse usando comandos del sistema nervioso central superior (centros superiores), sin embargo, un control basado en información aferente del estado muscular podría relajar el esfuerzo de supervisión. (288)

A nivel muscular podría demostrarse que la amplificación la fuerza muscular a través el reflejo miotático durante el estiramiento podría controlar la rigidez muscular (289, 290)

Se han detectado generadores centrales de patrones en animales como invertebrados y mamíferos que soportan que hay una actividad del sistema nervioso central (basada en feed-forward) y que genera patrones básicos de locomoción (291, 292). Las respuestas reflejas pueden modular estos patrones de anticipación o *feed-forward*. (288).

Por ejemplo, en carrera y salto se ha visto que los músculos extensores tienen una latencia corta de 35-45 ms en la respuesta de estiramiento-reflejo seguido al contacto de

aterrizaje (293-295). Este reflejo está, principalmente, atribuido a las vías aferentes de los husos neuromusculares (retroalimentación o *feedback*) aunque no se puede descartar contribuciones de los órganos tendinosos de Golgi también del sistema aferente. Esta respuesta rápida tiene por objetivo reducir el estiramiento de los extensores después del aterrizaje y por tanto mejorar la respuesta de carga de los tendones. Por, ello el reflejo miotático ha sido considerado de gran importante en los medios de locomoción que implica acumulación y liberación de energía elástica. Sin embargo, no se han observado la contribución de este reflejo al resto de la fase de contacto (200-400 ms) (296).

Comparando la bipedestación estática con andar y corriendo, algunos experimentos han percibido una inhibición progresiva del reflejo miotático andando y corriendo. (297, 298). Sinkjaer (299) sugiere que este reflejo tendría poco o nada que contribuir a la actividad normal durante la marcha, aunque puede tener implicaciones en grandes perturbaciones de la marcha. Para la carrera y el salto esto puede que el reflejo miotático tenga importancia en el aterrizaje ya que es una gran perturbación sin que implique una contribución en el resto del contacto. Experimentos donde se induce a fatiga parecen soportar esta hipótesis. Por ejemplo después de una maratón el reflejo miotático disminuye (300) sin embargo el sujeto puede seguir corriendo (aunque el patrón cambia según diferentes autores).

Pese a ello el autor (288) defiende que los mecanismos de feedback muscular (que llama feedback positivo o aferente) cree que están implicados como parte integrada y no solo en respuesta a grandes perturbaciones.

Si bien estas “otras” rigideces no están directamente incluidas en el modelo general masa muelle suponen el control fino de la rigidez del mismo. La falta de estudios que incluyan en profundidad un modelo completo de rigidez que incluya todos los fenómenos que ocurren a nivel tisular y neurofisiológico provoca que existan todavía grandes lagunas de conocimiento sobre el comportamiento final del modelo masa muelle.

Rigidez y cambio de velocidad

Cuando cambiamos la velocidad se producen cambios en los T_c y T_f . Al conformar parte de las variables que nos permiten calcular la rigidez, es inherente que se pueden producir cambios en ellas.

El comportamiento de la rigidez con el cambio de velocidad difiere si nos referimos a la K_{vert} o a la K_{leg} . Mientras que con el incremento de velocidad la K_{vert} aumenta, la K_{leg} parece que se mantiene igual (49, 115, 248, 263) o incluso que disminuye (264).

Esto genera argumentos para pensar que una mejor complianza podría, incluso, mejorar el almacenaje y utilización de la energía elástica en el CEA.

K_{vert} y cambio de velocidad

El T_c está altamente interrelacionado con la velocidad horizontal y de manera indirecta también al cambio en la longitud de la pierna, la rigidez de la pierna y la velocidad de aterrizaje (46). Aumentar la velocidad horizontal va a disminuir el tiempo de contacto lo que implica que el pico de fuerza sea mayor y el desplazamiento vertical menor.

Al aumentar la velocidad cabría esperar un aumento lineal de la K_{vert} por el aumento de la F_{max} . Sin embargo, a esto se suma que el desplazamiento del CM disminuye al aumentar la velocidad (disminuye también T_c). Ello produce que el aumento de la rigidez vertical sea cuadrático a velocidades altas. Independientemente de los cambios el cuerpo siguió actuando como un muelle (46)

K_{leg} y cambio de velocidad

Un hallazgo interesante es que, en poblaciones no atléticas y en velocidades moderadas (5 m/s) la K_{leg} no aumenta al aumentar la velocidad (46, 49, 248, 252, 301, 302). La razón por la que K_{leg} no cambia al incrementar la velocidad parece ser que es debido a que, aunque la F_{max} aumenta también lo hace el cambio en la longitud de la pierna (256).

1.3. Trabajo

1.3.1. Definición de trabajo

El trabajo que realizan los músculos y los tendones durante la locomoción puede ser medido de la energía mecánica del CM de todo el cuerpo y de la energía cinética de los movimientos de los segmentos respecto al centro de masas. Este método tiene varias ventajas.(3) Divide al modelo en dos partes

- La primera parte del modelo estudia el movimiento del CM en relación al entorno. Para cambiar el movimiento del CM es necesario una fuerza externa al cuerpo y, por tanto, el trabajo generado por esta se llama trabajo externo –Wext-
 - El trabajo externo cambia y se incrementa de manera proporcional al añadir una masa próxima al centro de gravedad en marcha. En carrera solo aumenta la mitad de lo esperado. (303)
- En la segunda parte, los movimientos de los segmentos corporales respecto al CM son en gran parte debidos a las fuerzas internas se le denomina trabajo interno -Wint-
 - El trabajo interno no cambia al poner una carga cerca del centro de gravedad tanto en carrera como en marcha. (304, 305)
- La suma del trabajo interno y externo se considera el trabajo total –Wtot-
- $W_{tot} = W_{int} + W_{ext}$

El estudio pormenorizado del Wext nos ha llevado a generar los dos modelos básicos de locomoción humana, el modelo de péndulo invertido para la marcha y el modelo masa muelle para la carrera como ya hemos descrito. El estudio del Wext ha sido realizado con plataformas de fuerzas que permiten calcular con pocos errores, prácticamente despreciables (la resistencia del aire o pequeños deslizamientos).

El cálculo del trabajo interno es más difícil ya que requiere del uso del estudio de la cinemática tridimensional del cuerpo y de la asunción de varias condiciones para su cálculo.

El resto de la tesis se centra en el modelo masa muelle y por tanto en el trabajo externo. No obstante, se debe hacer una mención y explicación específica respecto a los fenómenos asociados al trabajo interno.

1.3.2. Trabajo interno

Willems propone una fórmula para calcular el trabajo interno (306). Denomina trabajo interno a aquel que es necesario para propulsar los segmentos del cuerpo hacia delante. Este coste interno, que supone entre un 25-40% del trabajo total en humanos (56), aumenta en función de

- la velocidad (56)
- frecuencia paso (193, 304, 307)
- la masa del segmento (305)
- Duty Factor (D o Tc%) (305)

En una revisión más actualizada Lieberman señala que la oscilación de la pierna contribuye entre un 10-30% del coste neto de carrera (120, 224, 308, 309).

Aumentar la frecuencia SF aumenta, por tanto, el momento flexor de los músculos de la cadera de modo que un aumento del 5 zancadas/min implica un aumento de un 10,5% del trabajo interno (186, 241).

Se han realizado fórmulas para calcular el trabajo interno positivo específico para la masa realizado durante la carrera (162, 186)

- $W_{int}/m = 0.140 \times 10^{-0.2StepL} \times v^2 \times StepF$ en $J \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ ($r = 0.75$)
- $W_{int}/(mStepL) = 0.140 \times 10^{-0.2StepL} \times v \times StepF$ en $J \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ ($r = 0.75$)
 - m es la masa corporal (kg)
 - Step L → es la longitud de paso (metros)
 - Step F → es la frecuencia de paso (Hertz)
 - V → Velocidad horizontal en m/s
- En poblaciones de diferentes edades se encontró para la carrera que (162)
 - En gente joven → $W_{int}/(MStepL) = 0.1754 + 0.036841v + 0.00041132v^2$
 - En gente mayor → $W_{int}/(MStepL) = 0.2056 + 0.019227v + 0.0030675v^2$

Otra manera de calcular el trabajo interno es la propuesta por Minetti (305)

- $W_{int} = 0.1 \cdot StrideF \cdot v [1 + (D/(1-D))^2]$
 - StrideF es la frecuencia de zancada en Hz
 - V la velocidad en m/s
 - D el Duty factor

1.4. Simetría y Variabilidad

1.4.1. Simetría

Carpes (310) hace una revisión sobre la simetría o asimetría y la repercusión sobre el rendimiento y las lesiones. En su revisión de la literatura científica presenta algunos de los índices utilizados:

- (311) $AI\% = (L-R)/\max(L,R) \times 100$
 - +1 es superioridad para el lado izquierdo
 - 0 Es igualdad
 - -1 es igualdad para el lado derecho
- (312) $AI\% = (DO-ND)/DO \times 100$

Varios estudios han demostrado que la asimetría durante la carrera exhibe una alta variabilidad entre los sujetos (198, 235, 313). Centrándonos en los parámetros espacio-temporales estos parecen mostrar una mayor simetría. La longitud de paso, la cadencia, el tiempo de contacto y el tiempo de vuelo muestran simetrías inferiores a un 5% (314) a nivel grupal aunque existe una amplia variabilidad inter-sujeto.

A pesar de que las asimetrías generan cargas diferentes entre un lado y otro, se han encontrado índices de simetría similares entre individuos que no se han lesionado nunca y corredores previamente lesionados (314, 315) ni tampoco han mostrado relación directa con el rendimiento (314).

1.4.2. Variabilidad

Caminar y correr son formas de locomoción que pueden ser generalmente caracterizadas como acciones repetibles y rítmicas (316). La gran mayoría de los individuos comparten patrones altamente similares que nos hacen asumir que estas acciones son altamente regulares y repetibles (317, 318). No obstante, pese a la repetitividad de las acciones entre ciclo y ciclo, estas también presentan variabilidad (319). El estudio de la variabilidad de la marcha se ve ahora como una forma establecida de análisis para registrar las disminuciones en la función motora (319-325).

La variabilidad de los parámetros espacio-temporales nos permite entender la capacidad de ejecutar el patrón global de carrera de manera repetitiva o no. Esta variabilidad ha sido conectada con conceptos como el riesgo caída, la aparición de lesiones o el rendimiento.

La variabilidad ha sido interpretada como detrimental o beneficiosa en función del parámetro estudiado. Los estudios que incluían los PET han concluido que la variabilidad aumenta el riesgo de caída (326-328). Sin embargo los estudios que apuntan a la coordinación interarticular destacan que la variabilidad permite adaptarse a las perturbaciones (329). En estudios han demostrado que algunas patologías cursan con un detrimento en la variabilidad de la coordinación interarticular (330). Se concluye en algunos estudios que la variabilidad de los PET parece no ser suficientemente sensible para detectar los cambios de coordinación.

No obstante, Heiderscheit (331) encontró que las personas con PFP presentaban mayor variabilidad de la longitud de zancada cuando corrían a la velocidad preferida. Sin embargo, eso no pasaba cuando corrían a una velocidad fijada.

Mann (181) investigó el patrón de contacto inicial, la velocidad y la fluctuación de los parámetros espacio-temporales. En cuanto a la variabilidad dice que los deportistas que se han lesionado previamente muestran menos aleatoriedad entre cada paso (es decir menor variabilidad).

Estudiar la variabilidad en diferentes condiciones puede ayudar a una mejor comprensión del funcionamiento de la misma. En esta dirección el **Artículo II** busca entender como la talla del sujeto afecta a la variabilidad de los PET.

1.5. Fiabilidad e implementación de los modelos

1.5.1. ¿Qué capacidad tiene el modelo masa-muelle para predecir los parámetros mecánicos en carrera?

El modelo masa-muelle ha sido ampliamente usado para analizar la carrera ya que, pese a su extrema simplicidad, exhibe varias características importantes de las locomociones botando (fase alternante de apoyo y vuelo, fuerzas de reacción del suelo casi sinusoidales, fluctuaciones en fase de la energía cinética y potencial, o relación inversa entre las fuerzas verticales de reacción del suelo y la longitud de la pierna) (73).

Sin embargo, el modelo no es perfecto y existen otras variables que cuestionan su precisión, la principal se basa en que durante el contacto se obvia el avance de las GRF durante el contacto (que oscila entre 0.19-0.21m) y por tanto el modelo sobreestima las GRF horizontales y por lo tanto el trabajo mecánico (272). Otros aspectos relevantes para cuestionar el modelo es que se asume que la velocidad del CM en el aterrizaje y en el despegue es la misma. Esta simplificación ya es asumida en la descripción original del modelo por los autores (45, 46) como ya hemos visto en el capítulo descriptivo.

Pese a todo ello, no hubo ninguna validación cuantitativa hasta 2007 (73) aunque si había habido comparativas parciales de algunos parámetros modelados con los experimentales. Fue Bullimore (73) quien hizo un estudio exhaustivo de que parámetros eran mejor o peor predichos por el modelo usando las fórmulas propuestas por Donelan. (50).

Además, se utilizó otro método para hallar la velocidad vertical de aterrizaje calculada con el tiempo de vuelo o tiempo aéreo

- $V_{\text{vaterizaje}} = -R \cdot g \cdot T_f / 2$
- En condiciones normales de gravedad
 - $V_{\text{vaterizaje}} = -g \cdot T_f / 2$

La precisión de la predicción del sistema fue calculada de la siguiente manera

- $[(\text{Valor predicho} - \text{valor medido}) / \text{valor medido}] \times 100$

Finalmente Bullimore (73) argumenta que el modelo tiene buena capacidad de predicción de

- Tiempo de contacto
- Impulso vertical
- Longitud de contacto
- Duty factor
- Longitud de zancada relativa
- Pico de fuerza relativo

Todos los valores estuvieron entorno al 20% de los valores medidos y el 90% de ellos estuvieron por debajo de un 10% de error. Cuando disminuía la gravedad el error disminuía o se mantenía constante. Por lo que el modelo puede ser usado en otras condiciones.

Los parámetros con peor predicción por sobreestimación fueron:

- Impulso horizontal
- Tiempo de vuelo
- Cambio en la energía mecánica del CM durante el apoyo
- Pico de desplazamiento vertical del CM durante el apoyo

El autor defiende en su artículo de 2006 (272) que, cree que se debe al avance del punto de aplicación de las GRF durante el contacto. El modelo de masa muelle tiene mayores fuerzas horizontales y mayores fluctuaciones en la energía mecánica del CM ya que para compensar la ausencia de traslación del punto de GRF y conseguir la misma longitud de contacto, necesita aterrizar a mayores ángulos (Θ de aterrizaje). Esto genera una mayor ratio de las fuerzas horizontales respecto a las verticales.

La media de avance del punto de aplicación de las GRF es de un 18% de la longitud de la pierna (102) y que parecía ser independiente de la velocidad de carrera. Asumiendo esto, Bullimore (272) consigue una mejor capacidad de predicción de las fuerzas horizontales.

El error en la estimación del tiempo de vuelo se debe a que el modelo está constreñido a rebotar de manera simétrica, es decir, con la misma velocidad y altura en el despegue que en el aterrizaje. Sin embargo, los humanos cuando corren el CM está más alto en el despegue que en el aterrizaje (49) de modo que la velocidad vertical de aterrizaje es mayor

a la velocidad vertical de despegue. El modelo por sistema sobreestima el tiempo de vuelo e subestima el tiempo de contacto.

En el estudio (73) la velocidad de aterrizaje era 0.18 m/s mayor que la de despegue. Lo que implica una diferencia de altura de 0.012 m. Esta diferencia variaba entre 0.002 y 0.021 m y aumentaba con la gravedad, lo que explicaba por qué el error aumentaba en condiciones normales de gravedad. Usar el tiempo de vuelo para calcular la velocidad vertical de aterrizaje evitaba el problema de sobreestimar el tiempo de vuelo y mejoraba la predicción de otros parámetros, implicando esto una mejor aproximación.

En 2012 Coleman (273) hace una comparativa entre el cálculo de la rigidez obtenido a través de diferentes modelos previos existentes y con mediciones reales.

En su estudio, el modelo planteado por Morin (248) fue el modelo estimado más próximo a los computados directamente (modelo 1). Este modelo infraestimó la rigidez de la pierna en un 5% y aunque estas no fueron estadísticamente significativas. De modo que para corregir el modelo de Morín (modelo 2) (248) proponen la siguiente corrección.

- $K_{\text{Modelo1}} = K_{\text{Modelo2}} * 1.0496$

1.5.2. ¿Qué variabilidad tienen los parámetros que determinan la rigidez de la pierna utilizando el modelo sinusoidal propuesto por Morin (248) ?

En su estudio Pappas (332) plantea estudiar la variabilidad intra-participante de las medidas en intra-día e inter-día hipotetizando que tendrán una alta fiabilidad.

Para su estudio realizaron dos mediciones en la primera sesión para valorar la variabilidad intra-día. Corrieron dos tramos de 30 segundos a 4.44 m/s separados por 2 minutos. El resto de sesiones se realizaron a las 24 y 48 horas para ver la fiabilidad inter-día.

Tanto los resultados intra-día como los inter-día mostraron variaciones pequeñas y no sistemáticas, así como una alta confiabilidad para todos los parámetros analizados. Tanto la Kleg como la Kvert produjeron altas ICC (0.972 y 0.982 → intra-día; 0.922 y 0.873 → inter-día, respectivamente). Se observaron resultados similares para los tiempos de contacto y de vuelo (intra-día), así como las longitudes de paso y tasas de paso. El parámetro del tiempo de vuelo a nivel inter-día fue el único con una variación relativamente alta intra-participante con una variación (CV = 6.6%). Sin embargo, las confiabilidades de todas las variables fueron altas. Además, los ANOVA no revelaron diferencias significativas entre los 3 días.

1.5.3. ¿Podemos implementar de manera sencilla todos estos parámetros fuera del laboratorio?

Como hemos visto las RRI tienen una etiología compleja y multifactorial. Entre los múltiples factores una biomecánica inadecuada o un error en el control de la carga parecen jugar un papel importante en su desarrollo (17, 333-335). Por lo tanto controlar la biomecánica y el control de la carga podría resultar preventivo de lesiones (336, 337). Sin embargo, la mayoría de los corredores entrena de manera individual (76%) sin la guía o apoyo de un entrenador (338).

La investigación en esta línea se ha realizado siempre en laboratorio con muestras pequeñas. La implementación a gran escala y en condiciones reales de vida es a día de hoy un desafío en marcha (339-341).

El uso de los teléfonos móviles está tan extendido que actualmente 2530 millones de personas dispone de un smartphone y habrá casi 2870 millones de usuarios en 2020 (342).

Van Mechelen (343) hace una revisión de las apps disponibles que hacen recomendaciones relacionadas con las lesiones en corredores. De las 18 apps revisadas solo 4 usaban recomendaciones basadas en la evidencia. De hecho, encontraron 5 que tenían recomendaciones erróneas. Concluye que, la falta de aplicaciones con amplia base en evidencia es una oportunidad para los gestores de salud.

En su estudio Kemler (344) no encuentra relación entre el uso de Apps para monitorizar la carga de entrenamiento y la aparición de lesiones. Cabe destacar que se trata de un estudio transversal retrospectivo donde se les preguntaba si habían tenido una lesión en los últimos 12 meses y entonces se les preguntaba sobre el uso de aplicaciones móviles.

La tecnología “wearable” están muy implementadas en deportes de equipo para, entre otros usos, gestionar las cargas de entrenamientos (345, 346). Sin embargo, la tecnología para el control de la carga y el análisis de la biomecánica no ha sido tan diseminado en corredores (338).

El bajo costo de estos sensores en la actualidad y la alta precisión han hecho que se extienda su uso y aumente durante los últimos años. No obstante, se insta siempre a profesionales y corredores a que investiguen completamente la precisión, fiabilidad y valor de cualquier dispositivo portátil antes de incorporándolos a la práctica

En esta misma línea y en el marco del contenido de la tesis se planteó un estudio (**Artículo VI**) de convergencia entre uno de los sensores ampliamente utilizado en investigación y un wearable de bajo coste y alta precisión. Este estudio busca validar una tecnología de gran interés para la monitorización de la carga y de las variables que conforman el modelo masa muelle, así como la potencia. El interés es poder implementar nuestros resultados al estudio en entornos reales y no constreñidos al laboratorio.

1.6. ¿Qué otras variables influyen en el modelo masa muelle?

Hemos visto que el modelo masa muelle está configurado y puede ser calculado con una alta precisión conociendo la masa del sujeto, la gravedad a la que está sometido, la longitud de la pierna (y en su defecto la talla del sujeto para estimarla) y conociendo los tiempos de contacto y de vuelo. Estos últimos (Tc-Tf) además están en alta relación con la velocidad de desplazamiento del sujeto. Uno de los parámetros más relevantes a la hora de entender el comportamiento del muelle es la rigidez del mismo, bien sea con la Kvert o la Kleg.

En la definición de la rigidez ya comentamos que aparte del concepto abstracto de la Kvert, la Kleg parecía proponer un concepto más claro y relacionado con el comportamiento de la carrera.

El comportamiento de la Kleg hemos visto que es en gran medida dependiente de las variables arriba mencionadas, pero no deja de ser una manifestación del comportamiento neuromuscular del corredor y, por tanto, el resto de variables que influyan en este pueden modularla.

En la literatura científica se han realizado estudios para ver cómo influyen en el comportamiento del modelo masa muelle variables como la fatiga, el calzado, el terreno (dureza, inclinación, tapiz rodante, agarre...), el tipo de contacto inicial, la edad, la experiencia del sujeto, ...

1.6.1. Fatiga

La reducción del control neuromuscular asociado a la fatiga en la carrera puede generar desequilibrio entre los flexores dorsales y plantares (347). Se han detectado más cambios en la cinemática y a nivel neurológico (300, 348). Los estudios demuestran que existen cambios inducidos por la fatiga (349-352). La fuerza de reacción del suelo vertical se ha observado que ha disminuido con la fatiga tras correr una maratón (353) y se sugirió que los cambios en la producción de fuerza estaban asociados a un decremento en la rigidez del sóleo (300).

Las activaciones musculares excéntricas repetidas que ocurren al correr resultan en una capacidad reducida para el estiramiento muscular y algún retraso en el CEA que puede conducir a cambios de mecánica de zancada que implican una mayor flexión de rodilla (354).

Pese a eso la cinemática de la cadera, la rodilla y el tobillo parecen no cambiar sustancialmente a lo largo de una maratón (348) por lo que se cree que los cambios producidos podrían ser debidos a un cambio en la rigidez del sistema.

Corriendo a una determinada velocidad la SF cambia de manera proporcional a la rigidez de la pierna (33). Esta se puede cambiar de manera consciente, por ejemplo, aumentando la flexión de la rodilla durante el apoyo como fue demostrado en el caso la carrera tipo “groucho” (115).

La SF se ha encontrado que cambia con la fatiga de manera diferente en función del sujeto o al menos existe controversia en ese aspecto. Por ejemplo

- Algunos autores encontraron que la SF disminuía (53, 355, 356)
- Otros encontraron que la SF aumentaba (348, 357)

La respuesta es muy variable entre individuos con algunos sujetos muy sensibles a la fatiga mientras que otros prácticamente no cambiaron los aspectos mecánicos o fisiológicos durante toda la prueba (53, 356).

Los cambios encontrados en fatiga en algunos estudios en tapiz rodante fueron (53)

- La cadencia cambio en un rango de -3.7% a +4.4%.
- Los tiempos de contacto cambiaron -3.9% a 8.7%
- La Kleg disminuyó hasta el 25% de la prueba y luego se mantuvo
- La Kvert fue decayendo a lo largo de toda la carrera
- La fuerza máxima alcanzada disminuye

Algunos autores han encontrado una relación inversa entre el coste de carrera y la rigidez. De modo que una mayor rigidez implica un menor coste energético (54, 258). Esto podría ayudar a explicar la relación entre el cambio de rigidez y el aumento del coste metabólico por la fatiga.

Hunter (172) argumenta que el coste metabólico suele subir con la fatiga mientras que las características de la carrera normalmente se alejan de las iniciales. Mientras que en sujetos no fatigados sabemos que el sujeto optimiza la frecuencia de zancada para minimizar el consumo de oxígeno, este autor propone estudiar ese mismo fenómeno cuando el sujeto está en fatiga viendo cómo cambia la Kvert y la Kleg como posible explicación del cambio de frecuencia por la fatiga.

En su trabajo Hunter (172) hipotetiza que el sujeto disminuye la rigidez y la cadencia con la fatiga mientras optimizan estas características para optimizar el coste metabólico.

En el protocolo midieron la frecuencia de zancada preferida (PSF de su acepción inglesa *Preferred Stride Frequency*) y la frecuencia óptima de zancada (OSF de su acepción inglesa *Optimal stride frequency*) al principio y al final de la prueba variando las frecuencias entre un $\pm 4\%$ y $\pm 8\%$ de la PSF. **Figura 12** (172).

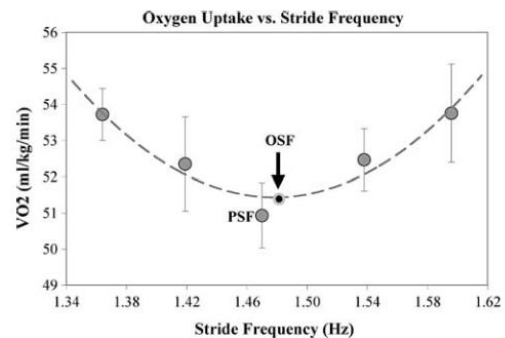


Figura 12. Método para determinar la frecuencia de zancada óptica (OSF). (Hunter, 2007)

El consumo de oxígeno aumento de 45.9 a 47.4 ml/kg/min durante la 1h de duración de la prueba y no hubo diferencias entre la PSF y la OSF ni al principio ni al final. No obstante, tanto la PSF como la OSF cambiaron de 1.45 Hz a 1.43 Hz (2.4 ppm).

Los cambios en la rigidez y en la cadencia fueron diferentes entre los sujetos. Algunos no mostraron cambios pequeños o incluso no cambiaron. No hay una relación clara entre la frecuencia o la rigidez con la economía.

En esta misma línea, Hanley (358) realiza un protocolo de fatiga en tapiz rodante corriendo 10km al 103% de su mejor marca personal (velocidad media 17,5 km/h) (+- 0.7) cuyas marcas están entre 30-35' en una carrera de 10000 m. Encontró los siguientes cambios

- La longitud de paso aumentó sobre todo en los primeros tramos (el cambio fue menor 0,02 m)
- Disminuyó la cadencia al ir a velocidad fija (el cambio fue menor 0.03 Hz)
- Encuentra un aumento del tiempo de vuelo porcentual y disminución del tiempo de contacto porcentual en un 3.4%
- El cambio se produjo en los primeros 5000 m y a partir de ahí se mantuvo constante. Las estadísticas demuestran que la fatiga tiene poco efecto en estas dos variables
- Estos cambios se produjeron por el aumento del Tf ya que no hubo cambios en la distancia entre el apoyo del pie y el CM tanto en el aterrizaje como en el despegue

- No hubo cambios cinemáticos en cadera, rodilla o tobillo. Los pocos que hubo en la rodilla estaban dentro de la variabilidad y se desestimaron como causa de la fatiga.

En esa misma línea pero en una situación de ultra-larga distancia, Morín (359) ya demostró que tras 24h corriendo en un tapiz rodante implicaba de manera significativa

- Aumento 5% de la SF por la disminución del Tc sin variación del Tf
- Pico de fuerzas de reacción del suelo un 4,4% menor
- El desplazamiento del CM y de la pierna fueron menores
- Lo que implicó un aumento del 10% en la rigidez de la pierna
- Esto conlleva un menor trabajo excéntrico de la musculatura extensora que podría ser uno de los mecanismos de adaptación.

Como hemos visto el efecto de la fatiga en las variables que afectan al modelo masa muelle presenta varias controversias.

1.6.2. Terreno

Dureza

La rigidez del modelo masa muelle determina en gran medida los parámetros espacio-temporales. Como hemos visto, la rigidez de la pierna es independiente (aunque guarda relación) de factores como la velocidad de avance (47, 49) o del nivel de gravedad simulada (49). Esto sugiere que la rigidez está modulada por factores en las propiedades musculo-esqueléticas y en, cierta manera, una capacidad de elección o adaptación.

Hemos visto que el almacenaje y liberación de energía se sucede de manera elástica usando el sistema musculo-esquelético, en gran medida como un muelle. Se ha visto que el músculo prácticamente realiza de manera exclusiva una isometría (228) y que por tanto el comportamiento elástico y deformabilidad de la unión mio-tendinosa y el tendón pueden influir en la rigidez de la pierna (360).

Cuando corremos lo hacemos sobre superficies que también se deforman y restauran energía actuando como muelles en serie alineados con el “muelle interno” (361).

Si usáramos la misma rigidez de la pierna en todas las superficies, la rigidez de la superficie afectaría a la dinámica de carrera. Es decir, si corriéramos en superficies más compliantes o deformables la excursión del centro de gravedad sería mayor. Sin embargo hay estudios que revelan que el ser humano es capaz de modular la rigidez de su pierna para saltar en el sitio acomodándola a terrenos de diferentes rigideces (362).

En su estudio, Ferris (51) hace correr a 5 sujetos sobre 4 superficies de rigidez diferentes para ver si existe también esa acomodación de la rigidez de la pierna a la del terreno. Concluye que, aunque los mecanismos por los que sucede son desconocidos, el ser humano es capaz de modular la rigidez de su pierna de manera automática en función de la rigidez del terreno logrando correr de manera similar en diferentes terrenos (51).

Además este cambio en la adaptación se produce desde el primer paso que se da en esa superficie (151).

Adherencia

Aunque se ha demostrado que el agarre de la superficie genera cambios en movimientos en tenis (363) no existe apenas bibliografía sobre el efecto en la carrera.

En animales, Clark (364) vio como la disminución de la fricción del suelo generaba cambios en la carrera como el cambio del ángulo de ataque, cambios en la velocidad y todo lo derivado de ello.

Este tema es de gran interés ya que la interacción calzado-suelo puede ser otro de los factores que module el comportamiento del modelo masa-muelle.

Tapiz rodante

Caminar y correr en tapiz rodante es interesante de cara a la evaluación del ejercicio y de la investigación científica. Estudios usando tapiz rodante son frecuentes para controlar el entorno y por tanto se utilizan en investigación en locomoción.

Suele asumirse que caminar y correr en tapiz rodante y en suelo es similar. Sin embargo, estudios sobre coste metabólico, electromiografía y biomecánicos no son consistentes con esta asunción.

Algunos estudios soportan y otros desafían esta asunción (126, 157, 365-375). Nelson(376) relata que hay mayor Tc, menor variación de la velocidad horizontal y vertical, menor velocidad vertical del centro de masas. Dal Monte (377) mostró que existe un menor desplazamiento vertical del centro de masas, mayor periodo de vuelo, menor SL pero que estos cambios pueden ser considerados despreciables. Elliot and Blanksby (126) encontraron una menor SL, mayor SF, menor Tc. Sykes (378) relata una mayor extensión de cadera y rodilla en el despegue. Sin embargo, en EMG encontró valores similares. Van Ingen Schenau (237), usando un modelo matemático de aproximación mostró que los mecanismos de correr en tapiz rodante y en suelo son básicamente los mismos si la velocidad de la cinta se mantiene constante. Sugirió que algunos cambios encontrados en la bibliografía podían ser debidos a diferencias en la resistencia del aire como ya había descrito Pugh (6). Describe otros factores que pueden afectar como la altura de la cinta respecto al suelo que parece generar miedo en el sujeto (sobre todo en niños) y otros aspectos auditivos y visuales que en el tapiz rodante no mimetizan la realidad.

En conclusión, la revisión de Williams (188) defiende que las diferencias encontradas por otros autores entre correr en tapiz rodante y en suelo fueron a partir de 5 m/s y que en la mayoría de las comparaciones encontraron diferencias no-significativas.

La evaluación en suelo o en pasillo puede ser comparable con la existente en la literatura. Se recomienda que el pasillo tenga al menos una longitud de 50 m ya que en distancias menores no hay espacio suficiente para la aceleración y la frenada en la carrera. (379)

El tiempo de adaptación al tapiz rodante incluso en sujetos inexpertos fue entre 5-6 minutos como ha sido ampliamente recomendado (380-382), aun así la desviación de sus parámetros fue leve, inferior al 5%. (379)

Inclinación

Aunque las carreras de maratón suelen correrse principalmente en terreno llano, existen pequeñas subidas y bajadas durante el recorrido. Además, en los últimos años, el auge de las carreras de montaña ha aumentado el interés por el efecto de la pendiente sobre los parámetros biomecánicos de carrera.

En 2012, Padulo (135) destacó la escasa presencia de estudios que describan el efecto de la pendiente en los parámetros de carrera. Se han relatado cambios en el consumo de oxígeno relacionados con el aumento del ángulo negativo (39, 383-385). Gottschal y Kram (386) reportaron un aumento de la SL y de la SF conforme la inclinación negativa (bajada) aumentaba.

Padulo (135) demuestra que al aumentar la inclinación disminuye la SL aumentando la SF. El comportamiento del Tc y del Tf varió en función del tipo de corredor. Información que desglosaremos más adelante. En el estudio no se valoró que ocurría en variables que agrupan el efecto de varios cambios como puede ser la rigidez del sujeto.

La falta de consenso metodológico hace difícil la comparación entre diferentes trabajos y puesto que ha habido pocos trabajos que estudien los cambios en la rigidez con los cambios en inclinación es necesario más investigación. En esta línea en el **Artículo V** propusimos estudiar el efecto de la inclinación y como corredores con diferente nivel de rendimiento se adaptaban a los cambios en la misma.

1.6.3. Calzado

La influencia del calzado en la mecánica de la carrera ha sido un amplio tema de debate científico durante las últimas décadas. Más de 800 artículos en PUBMED con el término “*running shoes*”.

Para estudiar el efecto de los cambios de cadencia y la relación con el calzado Thompson (387) diseña un estudio donde interviene en la frecuencia y el calzado. Decide hacer esto porque los estudios que hablan de los cambios del calzado implicaban de manera directa un cambio en la cadencia, generando una variable de confusión que además ha mostrado estar asociada a los cambios en la cinemática y la cinética (36, 40, 388-390).

Para ello hace correr descalzo y calzado en 5 condiciones diferentes de frecuencia (± 5 - ± 10 de su frecuencia habitual) para ver el efecto.

En los métodos realiza un análisis 3D del movimiento y plataforma de fuerzas. En sus resultados demuestran que cuando el sujeto corre con la misma cadencia no se producen cambios cinemáticos. Por lo tanto, concluye que correr descalzo genera un cambio en la longitud de zancada que es lo que desata una disminución en las GRFs y los momentos en el plano sagital.

Queda claro que correr descalzo suele generar una menor longitud de paso y por tanto un aumento de la cadencia (391-396)

Además, las personas que habitualmente corren descalzas o con un calzado minimalista tienden a preferir las SF de aproximadamente 85-90 zancadas/minuto (396-399), y los corredores calzados habitualmente son más propensos a usar SF más altos cuando están descalzos que cuando están calzados independientemente de la velocidad, la masa corporal o la longitud de las extremidades inferiores (121, 396, 400-405).

El amplio debate suscitado por las implicaciones del calzado y la interacción del mismo en el patrón de contacto inicial hace demuestra que hay una gran controversia en la literatura científica.

1.6.4. Tipo de contacto inicial

En la investigación sobre la biomecánica de carrera se ha prestado especial interés al tipo de contacto inicial en la fase de apoyo (406). Se ha demostrado que el tipo de contacto inicial genera cambios en muchas de las variables biomecánicas.

Específicamente en aquellas relacionadas con el modelo masa muelle, varios autores (193, 238, 407-409) evaluaron la SF y no encontraron diferencias entre corredores de retropié (RP) y corredores de antepié (AP).

Las principales diferencias encontradas en la bibliografía son aspectos biomecánicos relacionados con el momento del aterrizaje. Principalmente, existe una mayor flexión plantar del tobillo y una mayor flexión de la rodilla en el momento del contacto inicial (406).

No obstante Almeida (406) concluye que la falta de estandarización de los métodos reportados que mezclan calzado-descalzo, deportistas que corren de manera natural con un tipo de contacto u otro o que lo hacen de manera adaptada, y otras variables de confusión no controladas hace que agrupar los datos sea complicado.

1.6.5 Morfología y función del pie

El pie es una estructura compleja que comprende a 28 huesos, 33 articulaciones controlados por más de 34 músculos. Además, es la primera interface entre el ser humano y la superficie de apoyo (calzado-suelo).

El estudio de la morfología, función o rigidez del pie y su correlación con variables biomecánicas es motivo de amplio estudio en la literatura científica. Es de esperar que se haya intentado vincular el tipo de pie o la rigidez del mismo al comportamiento de la extremidad inferior en el modelo masa muelle en carrera.

En el pie existen diferentes estructuras que conforman arcos. Así pues, encontramos 5 arcos longitudinales conformados por los diferentes metatarsianos y los huesos que los continúan proximalmente. Transversalmente, el 5° arco es el más lateral y el más descendido y el 1^{er} arco es el más medial y el más alto. Esto configura a cada pie como una hemi-bóveda con arcadas longitudinales y transversales. En la bibliografía se suele definir de manera imprecisa al arco longitudinal del pie, pero suele hacer referencia al más alto (normalmente el 1° y en ciertas ocasiones el 2°). Esos arcos tienen una configuración ósea acuñada que dota de estabilidad intrínseca al pie. Además, incorporan

elementos elásticos (ligamentos, cápsula y tendones) que permiten movilidad de la estructura ósea configurando así una perfecta hemi-cúpula amortiguadora. El pie según el movimiento y la rigidez proporcionada por los tejidos blandos permite ser flexible o rígido en función de los requerimientos mecánicos del momento.

Por tanto, no solo la estructura sino también la función parece ser determinante del funcionamiento amortiguador o propulsor del pie a través de la rigidez de dichos arcos.

En esta línea Chuckpaiwong (410) determinó que había correlación entre el tipo de pie y los picos de fuerza registrados durante la carrera. McPoil (411) encontró que el 85% de la varianza asociada al ángulo del arco longitudinal en el apoyo medio en carrera estaba relacionado con la medición en estática de dicho ángulo. Murley (412) hizo una revisión sistemática dónde encontró que el tipo de pie parece influir en la activación de diferentes músculos. Esto parece inferir que el tipo de pie y la estructura en estática tienen una gran inferencia en la función dinámica del mismo. Hernández-Gervilla (413) no encontró diferencias en entre los diferentes tipos de pie clasificados por el FPI-6 en las variables espacio-temporales (T_c, T_f, SF). Varios autores (414-417) han relatado cambios en las presiones plantares y en las medidas asociadas al tipo de pie en una situación de fatiga lo que nos hace suponer que hay cambios en la función neuromuscular y por lo tanto en el comportamiento de rigidez que puede presentar el pie.

La interconexión entre el tipo de pie, la rigidez, la estructura y la función ha sido claramente demostrada en diferentes artículos. Sin embargo, hacen falta más estudios para ver la implicación de éste en el modelo masa muelle en la carrera. Para arrojar luz en este ámbito se diseñó un estudio que concluyó en el

Artículo III en el que se controlaban variables de morfología y función del pie y se interrelacionaron con el comportamiento del modelo masa muelle.

1.6.6. Sexo y Edad

El estudio de Conoboy (418) muestra que entre los grupos de los menores de 40 y los mayores de 60 años aparece una disminución de la SL , Tf , v y DF ; variables que también cambiaron entre hombres y mujeres. Las mujeres presentan una longitud de zancada menor que los hombres y por tanto un tiempo de zancada menor. A su vez, las mujeres presentan Tc mayores y Tv menores que los hombres. La velocidad alcanzada por las mujeres siempre fue menor que la de los hombres para el mismo rango de edad implicando que las diferencias encontradas pueden deberse por la diferencia de velocidad y no por el sexo del individuo.

Cavagna llevó un estudio sobre el trabajo mecánico y el rebote elástico en gente de avanzada edad (162). Una estrategia habitual que se usa a velocidades bajas es aumentar la aceleración vertical por encima de 1 G para que el tiempo vuelo efectivo (TfE) sea mayor al (tiempo de contacto efectivo) (TcE) de modo que la cadencia este por debajo de la cadencia del sistema. Así, mantenemos la potencia media de paso aeróbica, siempre y cuando la potencia media de paso anaeróbica esté disponible para dar esos pasos (no en fatiga). Esto no ocurre en personas mayores. La aceleración vertical de las personas mayores nunca excedió el 1G de modo que su frecuencia de carrera fue igual a la frecuencia del natural del sistema en todas las velocidades

En su trabajo Cavagna (162) encontró que la oscilación vertical se redujo en las personas mayores, suponiendo un 20% menos de recuperación elástica de la energía y en una mayor frecuencia de paso (3.7 Hz vs 2.8 Hz a 15 y 17 km/h). Este aumento de paso se debió a un menor Tv y no debido a un aumento de la frecuencia natural del sistema (relacionado con la rigidez del sistema) que era similar en mayores y jóvenes (3.6-3.4 Hz). En las personas mayores, la frecuencia de paso era similar a la natural del sistema incluso a altas velocidades. Esto difiere en las personas jóvenes que adoptan una frecuencia de paso menor a la frecuencia natural a velocidades altas, esto ayuda a contener el gasto aeróbico. El trabajo externo (el realizado contra el suelo durante la fase de contacto) apareció reducido en las personas mayores (0.9-1.2 J/kg·m) debido a un menor trabajo contra la gravedad pero que al aumentar la frecuencia de paso implica un aumento del trabajo interno en cada paso. De modo que el trabajo total aumenta más en personas mayores que en jóvenes al aumentar la velocidad.

En conclusión, la edad es una variable que influye en el comportamiento neuromuscular y parece generar diferencias en el modelo masa muelle a la hora de correr.

1.6.7. Capacidad de salto

El modelo masa muelle ha sido utilizado como descriptor del comportamiento no solo en carrera sino también en salto (419-421). La similitud mecánica entre la carrera y el salto hace esperar que haya conexiones entre ambos gestos motrices. La altura de salto como evaluación de la capacidad neuromuscular de los extensores de generar potencia mecánica se utiliza como monitorización de las adaptaciones del entrenamiento. (422-424).

Varios estudios han demostrado que el entrenamiento de fuerza y de resistencia mejoran la fuerza muscular, la economía de carrera (RE) y el rendimiento en carreras de larga distancia (422, 425) así como generan cambio en las variables espacio temporales (426-428).

Spurss (429) encontró que tras 6 semanas de entrenamiento concurrente de resistencia y pliometría se mejoró un 2.7% el tiempo en una carrera de 3 km y hubo una mejora de un 13% en el CMJ, 7,8% en el 5 rebotes, y un aumento de un 12,9% en la rigidez de la pierna. En el estudio se sugiere que parte de esta mejora en el rendimiento de carrera pudo deberse a cambios en los parámetros espacio-temporales de carrera (SL-SF) aunque no los midieron. Kotzamanidis encontró que el entrenamiento pliométrico permitió aumentar la velocidad de carrera con la mejora de la capacidad de salto (430) Sin embargo, la literatura existente de la influencia del entrenamiento de la capacidad de salto en los parámetros espacio-temporales es contradictoria (203, 206, 431).

Mientras que queda claro que para correr más rápido es necesario un menor tiempo de contacto (Tc) para reposicionar la pierna, la longitud de paso (SL) debería aumentar implicando un aumento del rango de movimiento y de la fuerza desarrollada durante la fase de contacto. La adaptación de estos parámetros espacio-temporales requeridos para un aumento de la velocidad manteniendo la mejor RE podría depender de la performance neuromuscular y estar vinculado a la capacidad de salto.

En esta línea Ache-Días demostró que el entrenamiento interválico del salto mejoraba la capacidad de salto y provocaba adaptaciones en la cinemática de la carrera, sin embargo, no provocó mejoras en la RE (432, 433).

Teniendo en cuenta la transferencia entre la capacidad de salto y la mecánica del modelo masa-muelle aplicado a la carrera, se debe realizar más investigación para explicar dicha conexión. Para este objetivo se realizó el estudio que llevó a la redacción del **Artículo IV** en el que se analiza las conexiones entre la capacidad de salto y los parámetros de carrera.

1.6.8. Nivel atlético

Como hemos visto en el apartado anterior el rendimiento en salto y la capacidad de carrera parecen estar interconectadas. La diferencia en la rigidez tisular, en el comportamiento neuromuscular producida por el entrenamiento puede influir en la mecánica de carrera. En este sentido, diferentes artículos han mostrado como corredores con diferente experiencia y nivel atlético parecen presentar maneras de correr diferentes (126, 135, 201, 434).

Por ejemplo, se ha encontrado que los corredores de élite prefieren 85-90 zancadas/min en el rango de velocidad de resistencia, mientras que corredores menos experimentados son más propensos a usar SF de 78-85 zancadas/min a velocidades moderadas (201, 434, 435).

Diversos estudios (436-442) han encontrado que el entrenamiento provoca adaptaciones en los parámetros espacio-temporales así como en otras manifestaciones biomecánicas durante la carrera de larga distancia.

Gómez-Molina (443) encontró que entre corredores entrenados y sujetos que no entrenaban carrera de larga distancia había diferencias en los parámetros espaciotemporales. A la misma velocidad, los corredores amateurs presentaban una mayor SF y un menor SL. No obstante, la comparativa no implicaba grupos altamente entrenados y por tanto no se podía ver el efecto en sujetos con misma práctica deportiva pero diferente nivel de rendimiento.

Los estudios en este ámbito han mezclado diferentes niveles de rendimiento, velocidades y condiciones por lo que existe una falta de homogeneización de la metodología y es un área de creciente interés. En esta línea propusimos un estudio que concluyó en la redacción del **Artículo V** en el que se evalúa las características del modelo masa muelle en corredores de diferentes niveles atléticos.

2. OBJETIVOS

OBJETIVOS GENERALES

- Determinar cómo se relacionan las diferentes variables que afectan al modelo masa-muelle en la carrera de larga distancia.
- Valorar la validez de herramientas que nos permitan analizar este comportamiento fuera del laboratorio.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el efecto de diferentes porcentajes de soporte del peso corporal en las características espacio-temporales del paso durante la carrera. (**Artículo I**)
- Examinar los efectos de la talla corporal en las variables cinemáticas y la variabilidad en relación con la velocidad de carrera en corredores recreativos de sexo masculino. (**Artículo II**)
- Determinar la influencia de la rigidez del arco longitudinal del pie en los parámetros espacio-temporales de la carrera corriendo a velocidad comfortable. (**Artículo III**)
- Analizar la influencia de los parámetros de rendimiento muscular en las características espacio-temporales del paso durante la carrera mientras se aumenta la velocidad. (**Artículo IV**)
- Determinar el efecto de diferentes gradientes de inclinación (0%-11%) en las características espacio-temporales durante la carrera y examinar la influencia del nivel atlético y la rigidez de la parte inferior del cuerpo en las adaptaciones durante la carrera en inclinación. (**Artículo V**)
- Determinar la fiabilidad absoluta y evaluar la validez concurrente del sistema Stryd™ para medir las variables espacio-temporales durante la carrera a diferentes velocidades (8-20 km.h⁻¹) comparándolo con otro sistema de extendido uso para este propósito (sistema Optogait) (**Artículo VI**)

3. MATERIAL Y MÉTODOS

En esta sección se procede a presentar a modo de resumen la información metodológica principal de los artículos que componen la tesis. A continuación, se procede a explicar en detalle la obtención de los parámetros espacio-temporales y las herramientas comunes utilizadas en todos los artículos. El resto de herramientas y variables obtenidas de manera individual en cada artículo son detalladas dentro de los mismos no analizándose en este apartado.



Figura 13 Sistema Optogait montado sobre tapiz rodante

Los parámetros espacio-temporales pueden registrarse con diferentes herramientas desde análisis con cámaras de vídeo de alta velocidad a sistemas de análisis de la cinemática 3D del deportista. Dentro de la amplia gama de herramientas existentes, los sistemas optoeléctricos (i.e Optogait, Microgate, Bolzano, Italy) (**Figura 13**) han mostrado coeficientes de correlación intraclase (0.785–0.952), coeficientes de variación (1.66–4.06%), un error estándar de la medida (2.17–5.96%), y un mínimo cambio detectable (6.01–16.52%) (444). Es un sistema portable, de coste medio, fácil y rápido manejo con una precisión de 1.04 cm y 1 ms. Esto lo convierte en una herramienta altamente indicada para el análisis de los parámetros espacio-temporales.

En la todos de los estudios se valoraron las siguientes variables usando el sistema optoeléctrico (OptogaitTM, Microgate, Bolzano, Italy)

- Tiempo de contacto (s): tiempo transcurrido desde que un pie entra en contacto con el suelo hasta su despegue
- Tiempo de vuelo (s): tiempo transcurrido desde que un pie despega del suelo hasta el contacto del pie contralateral.
- Longitud de paso (m): longitud entre la parte más anterior de los pies de dos apoyos consecutivos.
- Frecuencia de paso (pasos/min): número de contactos realizados en un minuto
- Ángulo de paso (°): ángulo de la tangente de la parábola determinada por la longitud y de paso y por la altura de vuelo calculada en función del tiempo de vuelo entre dos apoyos consecutivos.
- Subfases de contacto: Todas ellas expresadas a modo de % respecto al tiempo de contacto
 - Contacto inicial (Fase 1): Tiempo transcurrido desde que se activa el primer LED hasta que el pie está plano (cuando el número de LEDs activados es estable ± 2 LED)
 - Apoyo medio (Fase 2): tiempo desde que el pie está plano (número de LEDs estable ± 2 LED) hasta que empieza a reducirse el número de LEDs en >2 LEDs
 - Propulsión (Fase 3): tiempo que transcurre desde que se empieza a reducir el número de LEDs en >2 LEDs hasta que se despega el pie (el número de LEDs activo es 0)

La **Tabla 1** presenta a modo de tabla resumen los principales aspectos metodológicos utilizados en los artículos que componen esta tesis.

Tabla 1. Tabla resumen de las metodologías utilizadas en los diferentes artículos que componen esta tesis doctoral

Artículo	Diseño del estudio	Participantes	Protocolo ejecutado	VARIABLES MEDIDAS
I. Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal characteristics during running	Corte transversal step	$n= 26$ (23H, 2M)	Test de descarga de peso progresivo con 6 condiciones diferentes de soporte de peso corporal en tapiz rodante de presión positiva en extremidad inferior con peso corporal efectivo de 100-90-80-70-60 y 50% con 45-50 s de aclimatación + 10 s de registro	CT, FT,SL,SF,SA, T1%, T2%, T3%;
II. How does body height influence spatiotemporal characteristics and variability in male recreational runners?	Corte transversal	$n= 101$ H	Test progresivo de 10 km.h ⁻¹ a 20 km.h ⁻¹ con 20 s de aclimatación + 10 s de registro	CT, FT,SL,SF,SA, T1%, T2%, T3%;
III. Does arch stiffness influence spatiotemporal parameters of running?	Corte transversal	$n= 92$ (49H, 43M)	Test a 12 km/h con 45-50 s de aclimatación + 10 s de registro.	CT, FT,SL,SF,SA, T1%, T2%, T3%; Arch Stiffness
IV. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity.	Corte transversal	$n=51$ hombres	Batería de saltos SJ, CMJ, DJ20. Posteriormente test progresivo de 10 km.h ⁻¹ a 20 km.h ⁻¹ con 10 s de aclimatación + 10 s de registro	CT, FT,SL,SF,SA, RSI

Tabla 1. Tabla resumen de las metodologías utilizadas en los diferentes artículos que componen esta tesis doctoral

Artículo	Diseño del estudio	Participantes	Protocolo ejecutado	Variables medidas
V. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness	Corte transversal	<i>n</i> = 22 hombres	Test de inclinación progresiva a 12 km.h ⁻¹ con 6 condiciones diferentes de inclinación positiva (0,3,5,7,9 y 11%) con 30 s de aclimatación y 30 s de registro	CT, FT, SL, SF, T1%, T2%, T3% Kleg, Kvert
VI. Absolute reliability and concurrent validity of the Stryd™ system for the assessment of running stride kinematics at different velocities	Corte transversal	<i>n</i> = 18 hombres	Test progresivo de 8 km.h ⁻¹ a 20 km.h ⁻¹ con 180s de registro	CT, FT,SL,SF

CT: Tiempo de contacto; FT: Tiempo de vuelo; SF: Frecuencia de paso; SL; Longitud de paso; T1%: Tiempo porcentual de la fase de contacto inicial (Phase 1); T2%: Tiempo porcentual de la fase de apoyo medio (Phase 2); T3%: Tiempo porcentual de la fase de propulsión (Phase 3); Kvert: Rigidez Vertical; Kleg: Rigidez de la pierna; SA: Ángulo de paso; RSI: índice de fuerza reactiva; DAH: altura dorsal del arco; WBLT: Test de lunge en carga

4. RESULTADOS

La sección de resultados se presenta en la forma en la que ha sido previamente publicada o enviada a las revistas científicas. A continuación, se presentan los resultados principales de cada artículo a modo resumen en la **Tabla 2**.

Tabla 2. Resumen de los principales resultados obtenidos en esta tesis.

Artículo	Resultados
I. Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal characteristics during running	Comparado con la condición basal, con cada incremento del BWS aumentaba el Tf, la SL, y el SA mientras disminuía Tc y SF ($p < 0.05$). También se experimentaron cambios en la duración de las fases del contacto. La fase 1 no experimentó cambios en ninguna condición experimental ($p = 0.096$), la fase 2 disminuyó y la fase 3 aumentó conforme aumentaba el BWS ($p < 0.05$).
II. How does body height influence spatiotemporal characteristics and variability in male recreational runners?	Se encontraron diferencias entre grupos en las características de los parámetros espacio-temporales en diferentes velocidades. Hubo diferencias en las adaptaciones en variabilidad según la variable analizada. En líneas generales se encontró que ambos grupos disminuían la variabilidad en el Tc y de la T1 (IC) al aumentar la velocidad de 10 a 20 km.h ⁻¹ . En relación a la SF, ambos grupos aumentaron su variabilidad a 20 km.h ⁻¹ . Solo el grupo SG aumentó su variabilidad en la SL de 10 a 20 km.h ⁻¹ . Los hallazgos demuestran que la talla condiciona los parámetros espacio-temporales y que la variabilidad está afectada por la velocidad de carrera y por la talla. El grupo TG mostró menor variabilidad que el SG.
III. Does arch mobility influence spatiotemporal parameters of running?	No se encontraron diferencias entre los grupos LAM y HAM en ningún parámetro espacio-temporales ($p > 0.05$). Tanto el análisis de la correlación como el modelo de regresión lineal múltiple no mostraron asociación entre la movilidad del arco y los parámetros espacio-temporales ($p > 0.05$). Los resultados sugieren que la movilidad del arco no es un factor determinante de los parámetros espacio-temporales corriendo a velocidad confortable en corredores de resistencia amateur.

Tabla 3. Resumen de los principales resultados obtenidos en esta tesis.

Artículo	Resultados
IV. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity.	Al aumentar la velocidad el Tc disminuyó mientras que Tf, SL, SF y SA aumentaron ($p < 0.001$). No se encontraron diferencias significativas entre grupos a ninguna velocidad ($p \geq 0.05$). Los resultados obtenidos indican que aumentar la velocidad no produce diferencias entre la adaptación en los parámetros espacio-temporales entre el grupo de buenos y de malos saltadores. El rendimiento muscular evaluado en test de salto no juega un rol clave en las adaptaciones experimentadas en los parámetros espacio-temporales en corredores recreacionales de larga distancia al aumentar la velocidad.
V. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness	La 2x6 ANOVA no encontró cambios significativos entre grupos en los parámetros espacio-temporales en ningún gradiente de inclinación ($P \geq 0.05$). Sin embargo, se encontraron diferencias significativas intra-grupos en los parámetros espacio-temporales al aumentar el gradiente de inclinación ($P < 0.05$). Se encontraron diferencias significativas en la rigidez vertical y rigidez de la pierna entre ambos grupos al aumentar el gradiente de inclinación ($P < 0.05$). La regresión lineal paso a paso mostró que la rigidez de la pierna está fuertemente asociada con el tiempo de contacto ($R^2 = 0.797$, $P < 0.001$), mientras que la rigidez vertical estaba asociada con las adaptaciones a los diferentes gradientes de inclinación ($R^2 = 0.547$, $P = 0.002$). Se concluye que aumentar el gradiente de inclinación genera adaptaciones en los parámetros espacio-temporales (aumento del Tc, SF y disminución de Tf, SL y SA independientemente del nivel atlético del corredor. Además, se ha visto que la rigidez de la pierna muestra un papel fundamental en las características corriendo sin inclinación mientras que la rigidez vertical está fuertemente asociada con las adaptaciones espacio-temporales al aumentar la inclinación.

Tabla 3. Resumen de los principales resultados obtenidos en esta tesis.

Artículo		Resultados
VI.	Absolute reliability and concurrent validity of the Stryd™ system for the assessment of running stride kinematics at different velocities	<p>El sistema Stryd™ mostró una CV <3%, excepto para el Tf (3.7-11.6%). El sistema OptoGait™ obtuvo una CV <4%, excepto para el Tf (6.0-30.6%). El análisis de correlación de Pearson mostró grandes correlaciones para Tc y Tf, y una correlación muy alta para SL y SF durante todo el protocolo. Las pruebas t-test mostraron que el Tc era infravalorado ($p<0.05$, $ES>0.7$; ~4-8%), Tf sobrevalorado ($p<0.05$, $ES>0.7$; ~7-65%), mientras que la SL y la SF mostraron diferencias ($p<0.05$) pero muy pequeñas ($ES<0.1$, con diferencias <1%). En conclusión, el sistema Stryd™ es un aparato portátil y práctico que es fiable para medidas de CT, FT, SL y SF durante la carrera. Provee medidas precisas para SL y SF. Stryd infravalora Tc (0.5-8%) y sobrevalora Tf (3-67%) en comparación con un sistema basado en fotocélulas.</p>

Artículo I

Efectos de diferentes porcentajes de soporte de peso corporal en las características espacio-temporales del paso durante la carrera



“Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running”

Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running “antigravity treadmill and spatiotemporal step characteristics”

AUTHORS Roche-Seruendo LE¹; García-Pinillos F²; Auría-Martín I³; Bataller-Cervero AV¹; Latorre-Román PA²; Soto-Hermoso VM⁴

¹ San Jorge University (Zaragoza, Spain)

² University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain).

³ Physiotherapy center Fisio-Zaragoza (Zaragoza, Spain)

⁴ University of Granada, Department of Sports Sciences. Carretera de Alfacar s/n. 18071 Granada (Spain).

CORRESPONDING AUTHOR: Felipe García-Pinillos, fegarpi@gmail.com, +34 660 062066, University of Jaen, Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071, Jaén (Spain).

ACKNOWLEDGMENTS: This paper is part of the thesis of the first author Roche-Seruendo LE. The thesis plan is registered in the PhD program in Biomedicine (B11/56/1) of Universidad de Granada (Granada, Spain). The authors would like to thank all the athletes who participated in the research and Fisio-Zaragoza for facilitating installation and resources without any interest.

Abstract

This study aimed to determine the effect of different percentages of body weight support (BWS) on spatiotemporal step characteristics during running. 26 endurance runners (age: 37 ± 9 years) completed a running treadmill protocol consisting of 6 different conditions (BWS combinations: 0-50%), with velocity maintained at 12 km/h. Each condition lasted 1 minute. Step angle, ground contact time (CT), flight time (FT), step length (SL) and frequency (SF), and duration of phases during stance time (phase1: initial contact; phase2: midstance; phase3: propulsion) were measured for every step during the test using a photoelectric cell system. Compared with the baseline condition (100% BW), FT was longer, CT was shorter, SL was longer, SF was lower, and the step angle was higher with each increase in BWS ($p < 0.05$). Also, some changes were observed in the duration of phases during stance time: phase1 did not experience changes across experimental conditions ($p = 0.096$), phase2 decreased and phase3 increased as BW was supported ($p < 0.05$). These results indicate that as BW was supported, runners showed longer FT and SL, shorter CT, lower SF, and greater step angle as well as some changes in the phases during the ground contact. Therefore, this study highlights the effect of different percentages of BWS on spatiotemporal parameters.

Key Words: endurance runners; lower body positive pressure treadmill; spatial-temporal parameters

1. Introduction

The use of treadmills that provide partial body weight support (BWS) has become available to coaches, physical therapists and athletes as a supplemental training and rehabilitation tool. Several technologies for achieving BWS on a treadmill exist, including harness systems, underwater treadmills, and the most recent development, the application of Lower Body Positive Pressure (LBPP). These LBPP treadmills (e.g., AlterG®) use positive air pressure applied within a sealed chamber surrounding the subject's pelvis and legs to support the user's body weight (McNeill, Kline, de Heer, & Coast, 2015). The amount of BWS commonly used can range from no reduction (100% body weight [BW]) all the way down to 20% of BW (i.e., extra air pressure added to lift 80% of BW off the deck). These LBPP treadmills have been used to reduce the ground

reaction forces (GRF) associated with running, while still maintaining a cardiovascular training stimulus via increased treadmill speed (Grabowski & Kram, 2008; McNeill, Kline, et al., 2015).

An important body of literature has examined the effectiveness of AlterG® treadmills in either rehabilitation (Peeler, Christian, Cooper, Leiter, & MacDonald, 2015; Srivastava, Taly, Gupta, Kumar, & Murali, 2016) or physical training settings (Farina, Wright, Ford, Wirfel, & Smoliga, 2016; Gojanovic, Shultz, Feihl, & Matheson, 2015; Grabowski & Kram, 2008; Hunter, Seeley, Hopkins, Carr, & Franson, 2014; McNeill, de Heer, Williams, & Coast, 2015; McNeill, Kline, et al., 2015; Mercer & Chona, 2015; Raffalt, Hovgaard-Hansen, & Jensen, 2013) by studying the biomechanics and physiological response during BWS running.

It is therefore known that running on a LBPP treadmill attenuates peak GRF, metabolic cost (Grabowski & Kram, 2008; Raffalt et al., 2013), and lower limb muscle activity (Hunter et al., 2014; Mercer, Applequist, & Masumoto, 2013). However, there is little objective information available about the effect of BWS percentage on spatiotemporal parameters during running (Gojanovic, Cutti, Shultz, & Matheson, 2012; Mercer & Chona, 2015; Raffalt et al., 2013) and studies mostly focus on step length and rate, with no information reported about time-related parameters (i.e., flight time, stance phases, or step angle), which play a key role in running economy (RE) and, thereby, athletic performance (Santos-Concejero et al., 2014; Tartaruga et al., 2012).

Since information about stride characteristic during BWS running at comfortable velocities (usually used either in clinical settings or training plans) gives insight into the preferred gait pattern of a runner during submaximal effort, the scientific goal in the current study is to determine the effect of different percentages of BWS on spatiotemporal step characteristics during running.

2. Methods

Participants

A group of 26 recreational endurance runners, 23 males and 3 females (age: 37 ± 9 years old; height: 176 ± 8 cm; body mass: 72 ± 10 kg) voluntarily participated in this study. All participants met the inclusion criteria: (1) older than 18 years old, (2)

recreationally active (3-4 running sessions per week), (3) able to run 5-km in less than 25 minutes, (4) did not suffer from any injury within the last 6 months before the data collection.

After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013); it was made clear that the participants were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

Procedures

After they were set up on the LBPP treadmill, subjects performed a self-directed warm-up for up to 10 minutes that included having subjects run at a variety of BWS levels. The subjects made practice runs until they felt, and the researchers agreed, that they had accommodated to running on the treadmill. After warm-up, running velocity was set at 12 km/h, which is a normal pace for these athletes and is consistent with previous studies (Morin, Samozino, Zameziati, & Belli, 2007). All subjects verbally reported feeling comfortable running on the treadmill at the set speed.

Subjects completed a total of 6 different running exercises consisting of specific BWS combinations (effective weight of 100%, 90%, 80%, 70%, 60% and 50% of BW). The order of these conditions was always in order of increasing BWS, while velocity was maintained at 12 km/h. Each condition lasted 1 minute in order to allow an acclimatization period (45-50 s) and a recording period (10 s).

OptoGait is an optical detection system and requires two parallel bars. The bars are composed of a transmitter and a receptor slat (96 LEDs). LEDs on the transmitting bar communicate continuously with those on the other one. For this study, the two parallel bars of the device system were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface (**Figura 14**). This device was connected to a computer controlled by the researcher. Data were recorded and averaged for the subsequent analysis. Considering the findings from a previous study (Brown, Zifchock, & Hillstrom, 2014), limb dominance was not taken into account so that the results were averaged (left-right) and dominant-non dominant foot were not considered.



Figura 14. An illustrated example: Anti-gravity treadmill with the OptoGait system placed on the side edges at the same level as the contact surface

Materials and testing

i) Anthropometry. For descriptive purposes, height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer and balance (Seca, Bonn, Germany). All measurements were taken with the participants wearing running shorts and underwear.

ii) Biomechanics. Although shoes were not standardized across participants, all athletes wore their habitual road racing shoes. Step angle, ground contact time (CT), flight time (FT), and step length (SL) and step frequency (SF) were measured for every step during the treadmill speed test using a photoelectric cell system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatiotemporal

parameters of the gait of young adults (Lee et al., 2014). The system detects any interruptions and therefore measures the CT and FT with a precision of 1/1000 s.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.
- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls (i.e., right-left).
- SL (m): length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.
- SF (steps/min): number of ground contact events per minute.
- Step angle (°): is the angle of the parable tangent deriving from the SL and the height obtained with FT. These parameters allow us to tie in SL with FT explaining it as a bound. The determination of SL is described above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the Optogait system as indicated by Santos-Concejero et al. (2014).
- Percentage of ground CT at which the different sub-phases of stance phase occur (based on activated LEDs). This was also automatically measured for every step during the treadmill test by the Optogait system:
 - Initial contact (Phase1): time from initial ground contact (1 LED activated is needed to be considered) to foot flat (the number of LEDs activated stays steady ± 2 LEDs).
 - Midstance (Phase2): time from foot flat to initial take-off. During this phase, the number of LEDs stays steady ± 1 LEDs. This phase finishes when the heel comes off the ground and the number of LEDs is reduced ≥ 2 .
 - Propulsion (Phase3): time from initial take-off (the number of LEDs is reduced ≥ 2) to toe-off (when forefoot comes off the ground and the number of LEDs is 0).

iii) Anti-gravity treadmill: An LBPP was used for all running conditions (Version 1.20, model: Anti-Gravity Treadmill M320/F320; Alter-G, Inc., Fremont, CA, USA).

Statistical analysis

Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro Wilk and Levene's, respectively) were conducted on all data before analysis. The independent variable in this study was BWS (10%, 20%, 30%, 40%, and 50%, with 0% BWS as the baseline measure - which means 100% of body weight). Each dependent variable (CT, FT, SL, SF, step angle and sub-phases of stance phase) was compared across conditions using a repeated measures analysis of variance (ANOVA) with post-hoc Bonferroni correction, in order to determine between BWS conditions differences. Descriptive statistics are represented as mean (SD). An alpha level of 5% was set ($p < 0.05$) and the effect size was reported using eta squared (η^2). Data analysis was performed using SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3. Results

Figure 15 shows the effects of the different intensities of BWS (0-50%) on FT and CT. When compared with the baseline condition (100% BW), FT was longer ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.937$) as BW was supported (from 0.086 s at 0% to 0.161 s at 50%), while CT was shorter ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.899$) as BW was supported (from 0.246 s at 0% to 0.206 s at 50%). The post-hoc test revealed significant differences ($p < 0.01$) in those variables – FT and CT – with every 10% change in BWS. Percentages of each variable – CT and FT – during the step cycle support those findings.

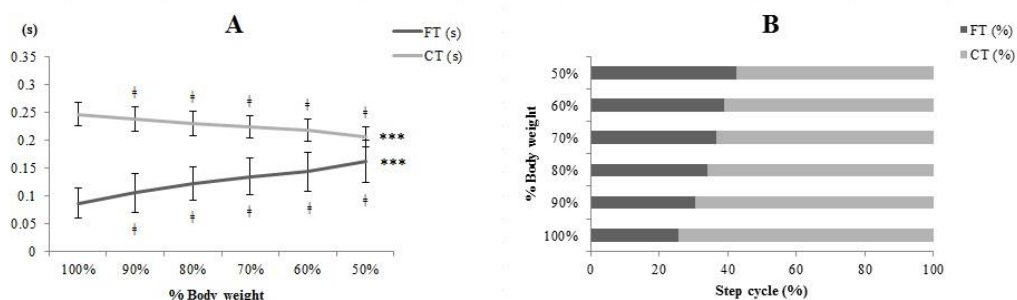


Figure 15. Effects of different intensities of BWS (0–50%) on FT and CT (a), and percentages of each variable – CT and FT – during step cycle (b). BWS: body weight support; FT: flight time; CT: contact time; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition.

The effect of BWS (0-50%) on percentages of different phases during the stance time is shown in **Figura 16**. When compared with baseline data (100% BW or 0% BWS), phase 1 did not experience significant change across experimental conditions ($p = 0.096$, $\text{Eta}^2 = 0.383$), whereas phase 2 decreased ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.716$, with significant changes [$p < 0.05$] between each BWS condition), and phase 3 increased ($p = 0.015$, $\text{Eta}^2 = 0.517$) as BW was supported (post-hoc test indicated significant differences [$p < 0.05$] between all BWS conditions).

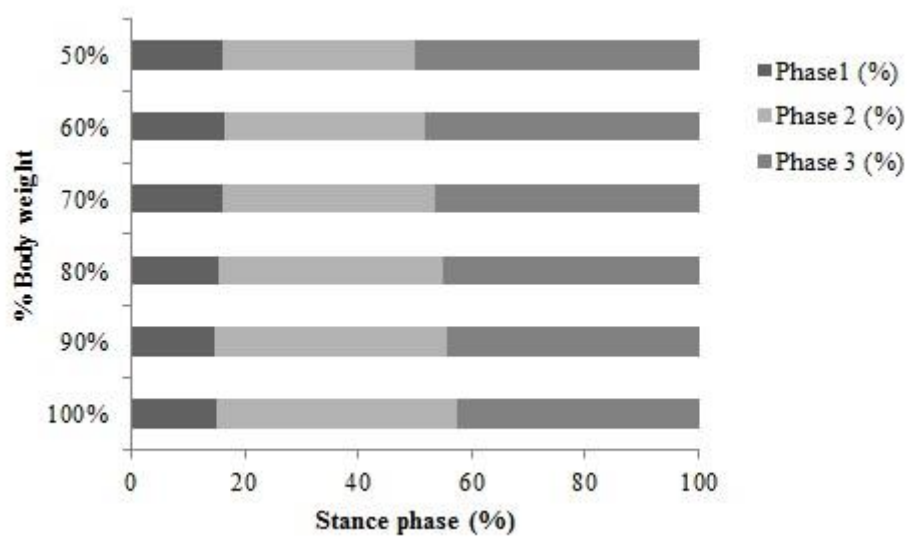


Figura 16. The effect of BWS (0–50%) on percentages of different sub-phases during the stance time. BWS: body weight support; Phase1: initial contact; Phase2: midstance; Phase3: propulsion.

The results obtained for SL and SF are shown in **Figura 17** and **Figura 18**, respectively. SL was significantly longer ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.691$) as BW was supported (from ~119 cm at 0% to ~132 cm at 50%). The post-hoc analysis showed that every increased in BWS caused significant changes [$p < 0.01$] in SL. SF was lower ($p = 0.715$, $\text{Eta}^2 = 0.715$), with BWS (~181 steps/min at 0%, ~164 steps/min at 50%) and the post-hoc analysis revealed significant reductions ($p < 0.01$) with every increase in BWS.

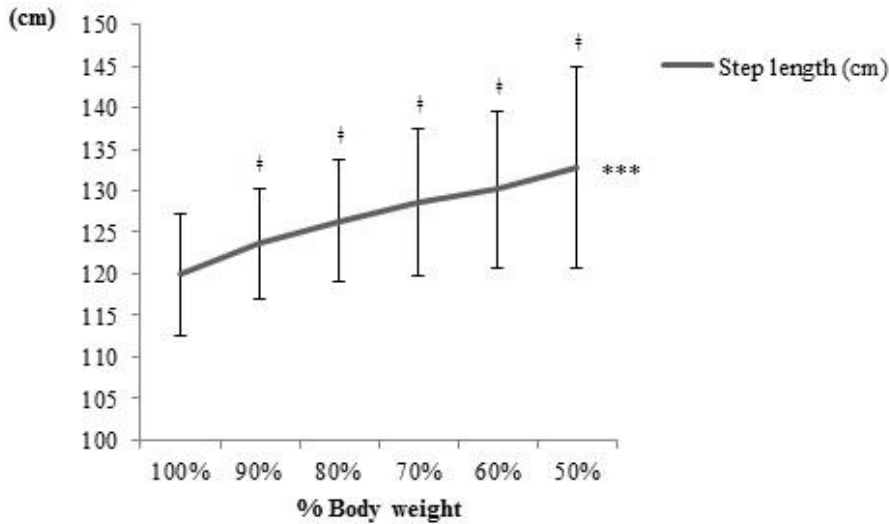


Figura 17. The effect of BWS (0–50%) on SL. BWS: body weight support; SL: step length; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition

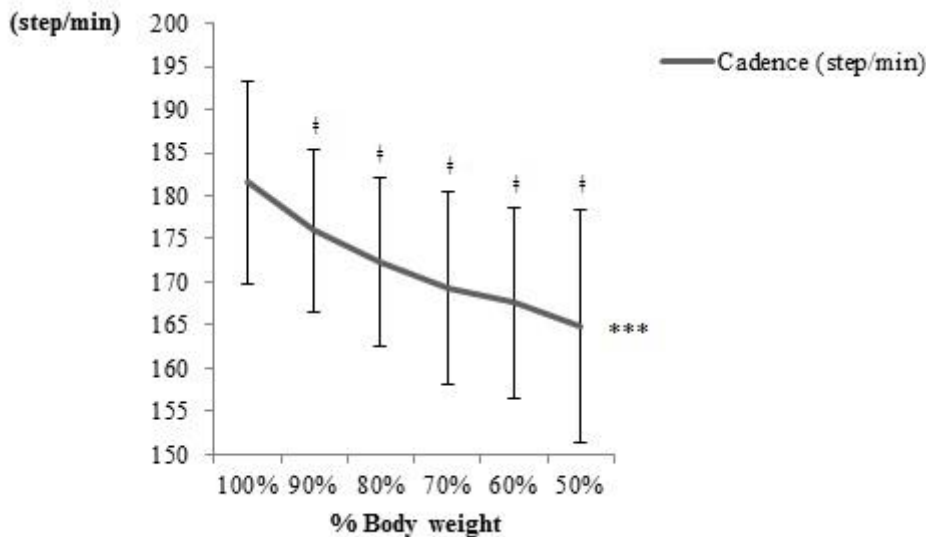


Figura 18. The effect of BWS (0–50%) on SF. BWS: body weight support; SF: step frequency; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition

Figura 19 shows the dynamics of step angle across different levels of support (0-50% BWS). The step angle was significantly higher ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.894$) with each increase in BWS (1.873° at baseline, and 5.644° at 50% BWS) showing significant differences ($p < 0.01$) between each BWS condition.

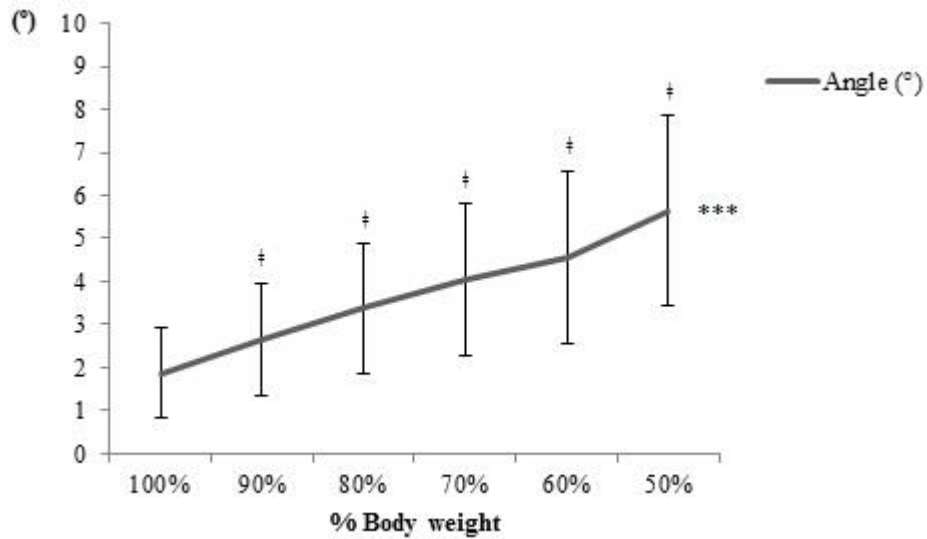


Figura 19. The effect of BWS (0–50%) on step angle. BWS: body weight support; *** $p < 0.001$; + indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition

4. Discussion

The main aim of this study was to determine the effect of different percentages of BWS on spatiotemporal step characteristics during running at a comfortable speed. The results obtained show that a reduction in BW (10%, 20%, 30%, 40% and 50%) during running causes kinematic alterations. Specifically, as BW is supported, runners show longer FT and SL, shorter CT and SF and greater step angle as well as some changes in the duration of the different phases during ground contact (initial contact [phase1] was maintained whilst midstance [phase2] was shorter, and propulsion [phase3] was longer).

Another interesting finding of the current study was the relationship between the percentage of BWS and biomechanical adaptations. In a systematic review, Farina et al. (2016) noticed that biomechanical alterations to unweighting do not necessarily occur proportionately to BW reductions, and our findings are consistent with that statement. The percentage of BWS does not represent the actual percentage of kinematic alteration, so that biomechanical responses do not scale directly proportionately to BW reductions. The results obtained in the current study support that statement and it is important for LBPP treadmill users and clinicians to be aware of this.

Spatiotemporal step characteristics during running have been widely studied, establishing relationships either with athletic performance (Barnes, Mcguigan, & Kilding, 2014; Schubert, Kempf, & Heiderscheit, 2014; Tartaruga et al., 2012) or with risk of injury (Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille, & Ryan, 2011; Lenhart, Thelen, Wille, Chumanov, & Heiderscheit, 2014; Lenhart, Thelen, & Heiderscheit, 2014; Mercer, Devita, Derrick, & Bates, 2003). In terms of athletic performance, spatiotemporal variables have been related to RE - longer CT and shorter FT are associated with poorer economy (Williams & Cavanagh, 1987). Whereas in terms of risk of injury, some variables such as SL or SF at a fixed speed can alter muscle loads (Lenhart, Thelen, & Heiderscheit, 2014), joint forces (Lenhart, Thelen, Wille, et al., 2014) and running mechanics (Heiderscheit et al., 2011).

The aforementioned variables have been widely studied and their importance is thereby recognised. However, the literature regarding other variables controlled in the current study (i.e., phases during stance phase or step angle) is limited, despite some studies having noted these as important parameters of running kinematics. As far as the authors know, just one study has analysed the influence of the distribution of the different

sub-phases during ground contact (Santos-Concejero et al., 2014). Since a variation in the distribution of these phases during the gait cycle may be related to RE, and thereby athletic performance (Santos-Concejero et al., 2014), more research on this topic is needed. Regarding step angle, as Santos-Concejero et al. (2014) concluded, seems to be an easily obtainable measure that is both an indirect indicator of flight phase biomechanics and the vertical component of ground contact forces. A previous study (Heise & Martin, 2001) showed that less economical runners exhibit greater total and net vertical impulses, indicating wasteful vertical motion, which has been strongly associated with greater step angles (Santos-Concejero et al., 2014).

Finally, despite the amount of information available about running with BWS being limited, some previous studies have focused on spatiotemporal step characteristics when running with BWS and similar findings to those reached in our study were reported (Gojanovic et al., 2012; Mercer & Chona, 2015; Raffalt et al., 2013). Raffalt et al. (Raffalt et al., 2013) reported that SL increased as BWS increased from 0 to 25%, 50%, and 75%. Likewise, Gojanovic et al. (2012) found an increased SL even with lower BWS levels (from 0 to 5%, 10%, and 15%). Also, Mercer and Chona (2015) used higher levels of BWS (60-80%) and found that SL increased when compared with running with no BWS, but this was not the case between experimental conditions (i.e., SL was not different across the different levels of 60-80% BWS). The results obtained in the current study are in consonance with those findings that show an increased SL as BW is supported.

Logically, those spatiotemporal adaptations lead to some changes in running kinematics and kinetics that must be taken into consideration. First, at a kinematic level, a greater SF results in some changes in the knee joint - a more flexed knee at initial contact, as well as less peak knee flexion during stance -, ankle joint - a more plantar flexed position at initial contact -, and hip joint -less hip peak flexion and adduction during loading response (Heiderscheit et al., 2011). Likewise, changes in vertical displacement of the body's centre of mass have been reported when SF increases - as SF increases, the runner's centre of mass excursion is reduced (Heiderscheit et al., 2011). Second, in terms of running kinetics, a greater SF has been related to a reduced peak vertical GRF (Heiderscheit et al., 2011; Morin et al., 2007; Schubert et al., 2014). Also, an increased SF results in decreased CT, an alteration previously associated with an increase in leg stiffness (Morin et al., 2007).

However, from a practical point of view, what does this mean? What implications do these spatiotemporal adaptations have in terms of athletic performance or injury management? On the one hand, these findings indicate that when running with BWS, SF decreases and step angle increases with each reduction of BW when compared with the baseline condition (0% BWS) and these adaptations have been related to kinematic and kinetic changes that may impair RE and leg stiffness. On the other hand, running on a LBPP treadmill attenuates peak GRF, metabolic cost (Grabowski & Kram, 2008; Raffalt et al., 2013), and lower limb muscle activity (Hunter et al., 2014; Mercer et al., 2013), as well as reducing CT and phase2 during stance time, which play a key role in RE and, thereby, athletic performance (Santos-Concejero et al., 2014; Tartaruga et al., 2012). Therefore, the authors suggest that a LBPP treadmill might be an interesting tool for either in a rehabilitation or 'return-to-play' context (i.e., clinical setting), or for recreational runners (to make both first long runs and changes in running kinematic easier).

Some limitations need to be considered. First, the establishment of a standard running pace. This may lead to differences in terms of relative intensity, so that a relative pace should have been chosen for each subject. Second, more information about fitness level and training background of the participants should have been collected and reported. Runners under 25 min in a 5-km trial might include a heterogeneous athletic level and thereby, it might influence on the response to that standard running pace. Third, the phases during stance time were measured as a percentage of time so that some absolute changes in time per phase might yield if the CT was shorter with BWS. Fourth, order effect in BWS conditions were not taken into consideration. Abrupt changes (larger than 10%) might alter adaptations to those conditions. Notwithstanding these limitations, this study highlights how spatiotemporal parameters change when running with BWS (which is a tool more and more frequently used by coaches and physical therapists).

5. Conclusions

To sum up, the data obtained highlights the effects of different percentages of BWS (0-50%) on spatiotemporal step characteristics during running at a comfortable speed, showing that as BW is supported, runners show longer FT and SL, shorter CT, lower SF, and greater step angle as well as some changes in the duration of the different phases during ground contact (phase1 was maintained while phase2 was shorter, and phase3 was longer; although the relative time per phase did not vary). Additionally, the current study indicates that the percentage of BWS does not represent the actual percentage of kinematic alteration.

Practical applications

From a practical point of view, determining what happens in spatiotemporal parameters under different BWS conditions is very useful and important for people who works with anti-gravity treadmills. These data will let coaches or physical therapists select the percentage of BWS appropriate according to the main objective.

REFERENCES

Barnes, K., Mcguigan, M., & Kilding, A. (2014). Lower-body determinants of running economy in male and female distance runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1289–1297.

Brown, A. M., Zifchock, R. A., & Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*, 39(3), 915–9. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.007>

Farina, K. A., Wright, A. A., Ford, K. R., Wirfel, L. A., & Smoliga, J. M. (2016). Physiological and Biomechanical Responses to Running on Lower Body Positive Pressure Treadmills in Healthy Populations. *Sports Medicine*, 1–15.

Gojanovic, B., Cutti, P., Shultz, R., & Matheson, G. O. (2012). Maximal Physiological Parameters during Partial Body-Weight Support Treadmill Testing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1935–1941.

Gojanovic, B., Shultz, R., Feihl, F., & Matheson, G. (2015). Overspeed HIIT in Lower-Body Positive Pressure Treadmill Improves Running Performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(12), 2571–8.

Grabowski, A. M., & Kram, R. (2008). Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 288–97.

Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(2), 296–302.

Heise, G. D., & Martin, P. E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 438–442.

Hunter, I., Seeley, M. K., Hopkins, J. T., Carr, C., & Franson, J. J. (2014). EMG activity during positive-pressure treadmill running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 348–352.

Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C., & Shin, S. H. (2014). Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell

System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 81–5. <http://doi.org/10.1589/jpts.26.81>

Lenhart, R. L., Thelen, D. G., Wille, C. M., Chumanov, E. S., & Heiderscheit, B. C. (2014). Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 557–564.

Lenhart, R. L., Thelen, D., & Heiderscheit, B. (2014). Hip muscle loads during running at various step rates. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(10), 766–74, 1–4.

McNeill, D. K. P., de Heer, H. D., Williams, C. P., & Coast, J. R. (2015). Metabolic accommodation to running on a body weight-supported treadmill. *European Journal of Applied Physiology*, 115(5), 905–910.

McNeill, D. K. P., Kline, J. R., de Heer, H. D., & Coast, J. R. (2015). Oxygen consumption of elite distance runners on an anti-gravity treadmill®. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(2), 333–9.

Mercer, J. A., Applequist, B. C., & Masumoto, K. (2013). Muscle Activity While Running at 20%–50% of Normal Body Weight. *Research in Sports Medicine*.

Mercer, J. A., & Chona, C. (2015). Stride length–velocity relationship during running with body weight support. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), 391–395.

Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 307–313.

Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3341–8.

Peeler, J., Christian, M., Cooper, J., Leiter, J., & MacDonald, P. (2015). Managing Knee Osteoarthritis: The Effects of Body Weight Supported Physical Activity on Joint Pain, Function, and Thigh Muscle Strength. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 25(6), 1.

Raffalt, P. C., Hovgaard-Hansen, L., & Jensen, B. R. (2013). Running on a Lower-Body Positive Pressure Treadmill: VO₂max, Respiratory Response, and Vertical Ground Reaction Force. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(2), 213–222.

Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., & Gil, S. M. (2014). Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(7).

Schubert, A. G., Kempf, J., & Heiderscheit, B. C. (2014). Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports Health*, 6(3), 210–7.

Srivastava, A., Taly, A. B., Gupta, A., Kumar, S., & Murali, T. (2016). Bodyweight-supported treadmill training for retraining gait among chronic stroke survivors: A randomized controlled study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.

Tartaruga, M. P., Brisswalter, J., Peyré-Tartaruga, L. A., Ávila, A. O. V., Alberton, C. L., Coertjens, M., ... Kruel, L. F. M. (2012). The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(3), 367–375. <http://doi.org/10.1080/02701367.2012.10599870>

Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol*, 63(3), 1236–1245.

Artículo II

¿Cómo influencia la talla corporal en las características y variabilidad espacio-temporal del paso en corredores recreacionales masculinos?

“How does body height influence spatiotemporal step characteristics and variability in male recreational runners?”

How does body height influence spatiotemporal step characteristics and variability in male recreational runners?

AUTHORS: Latorre-Román, Pedro A ¹; Roche-Seruendo, Luis E. ²; Soto-Hermoso Víctor M. ³; García-Pinillos, Felipe ⁴

¹ University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain). Email: platorre@ujaen.es

² Universidad San Jorge. Campus Universitario, A23 km 299, 50830. Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain). Email: leroche@usj.es

³ University of Granada, Department of Sports Sciences. Carretera de Alfacar s/n. 18071 Granada (Spain). Email: vsoto@ugr.es

⁴ Department of Physical Education, Sport and Recreation. Universidad de La Frontera (Temuco, Chile). Email: fegarpi@gmail.com

Funding sources: This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' Contributions: PALR: conception and study design, acquisition data, analysis and interpretation of data, drafting the article, revising the manuscript critically; LERS: conception and study design, acquisition data, revising the manuscript critically; VMSH: conception and study design, revising the manuscript critically; FGP: conception and study design, revising the manuscript critically PALR All authors have read and approved the final version of the manuscript, and agree with the order of presentation of the authors.

Abstract

Purpose. This study aimed to examine effects of body height on kinematics variables and variability in relation to running speed in recreational runners. **Methods.** One hundred one male endurance runners completed a total of 11 different running speeds on a treadmill. Spatiotemporal variables were measured by using a photoelectric cell system. K-means clustering was performed according to body height, forming two groups: taller group (TG) and shorter group (SG). **Results.** Some between-group differences were found in spatiotemporal step characteristic at different velocities. Additionally, both groups reduced variability in contact time from 10-to-20 km/h. Both groups increased variability in stride angle from 10-to-20 km/h. The TG reached a better variability in propulsion phase from 10-to-20 km/h. In relation to the cadence, both groups increased their variability at 20 km/h. Only the SG increased their variability from 10-to-20 km/h in step length. **Conclusions.** Kinematic variability is affected by running speed and body height. The TG showed lower variability than did the SG.

Keywords: Endurance runners; Body Height; Running kinematics; Running speed; Spatial-temporal parameters

1. Introduction

Recreational running has experienced a significant increase in recent decades. Nevertheless, the annual incidence of running-related injuries is high, occurring in 40–50% of runners¹. Therefore, running-related injuries are a major concern among recreational runners. Running injuries result from a combination of extrinsic and intrinsic factors². Intrinsic factors include above average height, older age, high body weight and high body mass index (BMI), which are also risk factors for the 10 most common injuries across sex in runners³. Likewise, other intrinsic factors, such as body size, limb dominance, muscle strength, imbalance, reaction time, postural stability, anatomical alignment, foot morphology, range of motion or aerobic fitness may also have an influence. Extrinsic factors include level of competition, skill level, shoe type, ankle bracing and playing surface². In addition, it has been suggested that running shoes can be a key factor leading to injury⁴. Therefore, running injuries are very common among recreational runners, mostly occurring in the knee, thigh, and calf muscle⁵.

Running is a complex task involving the coordination of all of the body's segments⁶. In this regard, the higher variability state of a coordinative structure (i.e. the variability of the interaction between segments or joints) is a healthier condition, while the lower variability state is associated with an unhealthy or pathological condition⁷. It is noteworthy that the movement variability from stride-to-stride allows for distribution of applied forces throughout the involved tissues⁸. Gait variability in human walking and running is not random, but rather, it shows self-similarity that is dependent on the speed of locomotion⁹. Mann et al.¹⁰ noted that previously uninjured runners show significantly more randomness in their stride-to-stride foot strike pattern. However, Miller et al.¹¹ emphasised that if a low variability is considered non-positive, a high variability is not necessarily positive. Within any system, there is an optimal variability. Therefore, Van Emmerik et al.¹² emphasised the importance of assessing coordination and variability in gait control. Therefore, it may be important to identify phases (stance, swing), instances (heel strike), or conditions (rested, fatigued) under which the locomotive system is or is not highly variable, in addition to the relation to the aetiology of running injuries¹¹.

Taking into account the above information, which indicated that injury risk, among other factors, depends on body height, speed, and variability in gait control, the purpose of this study was to examine the effects of body height on kinematics variables and variability in relation to running speed in healthy male recreational runners. It is hypothesised that either height or running velocity influence running kinematic.

2. Methods

Participants

A group of 101 male recreationally trained endurance runners, (age: 31.36 ± 7.67 years; height: 177.20 ± 7.36 cm; body mass: 73.88 ± 8.46 kg) voluntarily participated in this study. All participants met the inclusion criteria: (1) older than 18 years old, (2) recreationally active (three to four running sessions per week), (3) able to run 5 km in less than 25 minutes, and (4) not suffer from any injury within the last six months before the data collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013); it was made clear that the participants were free to leave the study if they saw fit. The Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain) approved the study.

Procedures

Before they were set up on the treadmill, subjects performed a typical warm-up consisting of ten minutes of low-intensity running and five minutes of general exercise (i.e., skipping, leg lifts, lateral running, and front to behind arm rotations). After warm-up, subjects completed a total of 3 different running speeds. Each condition lasted 30 seconds (20 s to allow for an acclimatisation period and a recording period of 10 s). For the subsequent analyses, data from 10, 15 and 20 km/h were used as low, moderate and high running intensity.

Materials and testing

i) Anthropometry. Height (cm) was measured with a stadiometer (Seca 222, Hamburg, Germany) and weight with a weighing scale (Seca 899, Hamburg, Germany). Body mass index (BMI) was calculated by dividing weight (in kilograms) by height² (in metres). All measurements were taken with the participants wearing running shorts and underwear.

ii) Biomechanics. All athletes wore their habitual road racing shoes. Stride angle, ground contact time (CT), flight time (FT), step length (SL) and frequency (SF) were measured for every step during the treadmill speed test using a two-metres photoelectric cell system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatiotemporal parameters of the gait of young adults¹³. OptoGait is an optical detection system and requires two parallel bars. The bars are composed of a transmitter and a receptor slat (96 LEDs). LEDs on the transmitting bar communicate continuously with those on the other one.

The system detects any interruptions and therefore measures the CT and FT with a precision of 1/1000 s.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.
- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls (i.e., right-left).
- SL (m): step length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.
- SF (steps/min): number of ground contact events per minute.
- Stride angle (°) (SA): angle of the parable tangent deriving from the SL and the height obtained with FT. These parameters allow us to tie in SL with FT explaining it as a bound. The determination of SL is described above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the Optogait system as indicated by previous studies^{14,15}.

The different sub-phases of the stance phase: initial contact (IC) (Phase 1: time from initial ground contact to foot flat), midstance (MD) (Phase 2: time from foot flat to initial take-off), and propulsion phase (PP) (Phase 3: time from initial take-off to toe-off). This was also automatically measured for every step during the treadmill test by the Optogait system.

Statistical analysis

Descriptive statistics are represented as the mean (SD). Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro Wilk and Levene's, respectively) were conducted on all data before analysis. The independent variable in this study was running speed (10–15–20 km/h). Each dependent variable (CT, FT, SL, SF, SA and sub-phases of stance phase) was compared across conditions using a repeated measure analysis of variance (ANOVA) in relation to variability. On the other hand, k-means clustering was performed according to body height, forming two groups: taller group (TG) and shorter group (SG). An analysis of variance (ANOVA) was performed between the created groups. The level of significance was $p < 0.05$. A data analysis was performed using SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3.Results

Age and anthropometric characteristics in relation to body height groups are shown in **Table 3**. There are no significant differences between groups.

Table 3. Age, anthropometrics characteristics and muscle power (mean, SD) in relation to body height groups

	Taller group (n = 47)	Shorter group (n = 53)	P-value
Age (years)	30.62 (7.65)	32.00 (7.70)	0.369
Body mass (Kg)	78.10 (6.53)	70.13 (8.25)	<0.001
Body Height (cm)	183.09 (4.64)	172.07 (5.11)	<0.001
BMI (Kg/m ²)	23.31 (1.91)	23.66 (2.53)	0.435

Standard deviation (SD). Body mass index (BMI).

Table 4 shows the results of kinematics variables in relation to body height groups. At 10 km/h, the SG achieves higher SF and lower SL than does the TG. Conversely, at 15 km/h, the SG achieves higher FT and lower CT than does the TG. In addition, the SG showed lower variability on MD, PP, lower PP and higher SA than did the TG. Likewise, at 20 km/h, the above changes are maintained, except in SA.

Table 4. Results [mean (SD)] of kinematics variables in relation to body height groups.

	10 km/h			15 km/h			20 km/h		
	Taller group n=47	Shorter group n=54	p-value	Taller group n=16	Shorter group n= 20	p-value	Taller group n=8	Shorter group n=15	p-value
FT (s)	0.049 (0.03)	0.052 (0.03)	0.658	0.083 (0.02)	0.097 (0.02)	0.034	0.113 (0.02)	0.110 (0.02)	0.772
Variability FT (S)	0.011 (0.01)	0.012 (0.01)	0.494	0.009 (0.01)	0.009 (0.01)	0.454	0.012 (0.01)	0.010 (0.01)	0.101
CT (s)	0.328 (0.04)	0.315 (0.03)	0.073	0.269 (0.01)	0.245 (0.02)	0.001	0.208 (0.01)	0.200 (0.01)	0.122
Variability CT (S)	0.013 (0.01)	0.011 (0.01)	0.438	0.007 (0.01)	0.006 (0.01)	0.151	0.006 (0.02)	0.004 (0.01)	0.160
SF(steps/min)	159.86 (9.79)	163.75 (7.91)	0.030	170.66 (6.95)	175.63 (10.3)	0.107	187.17 (8.55)	193.45 (12.68)	0.225
Variability SF (steps/min)	7.65 (14.50)	6.03 (4.05)	0.432	5.38 (1.91)	5.09 (1.67)	0.631	6.52 (2.03)	6.47 (1.54)	0.942
SL (cm)	105.36 (5.74)	102.06 (4.81)	0.002	146.72 (6.19)	142.86 (8.50)	0.138	178.59 (7.82)	173.03 (11.32)	0.231
Variability SL (cm)	4.35 (2.89)	3.77 (1.75)	0.218	4.93 (1.87)	4.57 (2.15)	0.603	5.72 (1.99)	5.60 (1.77)	0.883
SA (°)	0.876 (0.80)	1.067 (1.26)	0.374	1.382 (0.51)	1.968 (0.79)	0.015	2.05 0(0.53)	2.026 (0.55)	0.921
Variability SA (°)	0.331 (0.29)	0.537 (1.25)	0.274	0.288(0.10)	0.313 (0.08)	0.422	0.413 (0.19)	0.316 (0.07)	0.086
IC (s)	0.048 (0.02)	0.046 (0.02)	0.591	0.035 (0.02)	0.032 (0.01)	0.309	0.025 (0.01)	0.025 (0.01)	0.999
Variability IC (s)	0.010 (0.01)	0.009 (0.01)	0.308	0.005 (0.02)	0.004 (0.01)	0.306	0.005 (0.01)	0.004 (0.01)	0.071
MD (s)	0.154 (0.03)	0.147 (0.03)	0.233	0.122 (0.01)	0.119 (0.01)	0.436	0.088 (0.01)	0.093 (0.01)	0.080
Variability MD (s)	0.022 (0.013)	0.019 (0.01)	0.267	0.019 (0.01)	0.014 (0.01)	0.002	0.018 (0.01)	0.013 (0.01)	0.020
PP (s)	0.125 (0.02)	0.121 (0.02)	0.311	0.110 (0.01)	0.092 (0.02)	0.001	0.093 (0.01)	0.081 (0.01)	0.013
Variability PP (s)	0.017 (0.02)	0.013 (0.01)	0.139	0.017 (0.01)	0.010 (0.01)	0.002	0.015 (0.01)	0.011 (0.01)	0.031

Flight time (FT). Contact time (CT). Step frequency (SF). Step length (SL). Step angle (SA). Initial contact (IC). Midstance (MD). Propulsive phase (PP).

Figura 20 shows the variability of sub-phases of the stance phase (s) in height groups relative to running speed. Both groups reduced variability in CT from 10 km/h to 20 km/h. A reduction of variability was found in the initial contact (phase 1), from 10 km/h to 20 km/h in the SG and from 10 km/h to 15 km/h in TG (Figure 1A). Only the TG reached a better variability in PP (phase 3) from 10 km/h to 20 km/h (Figure 1-C).

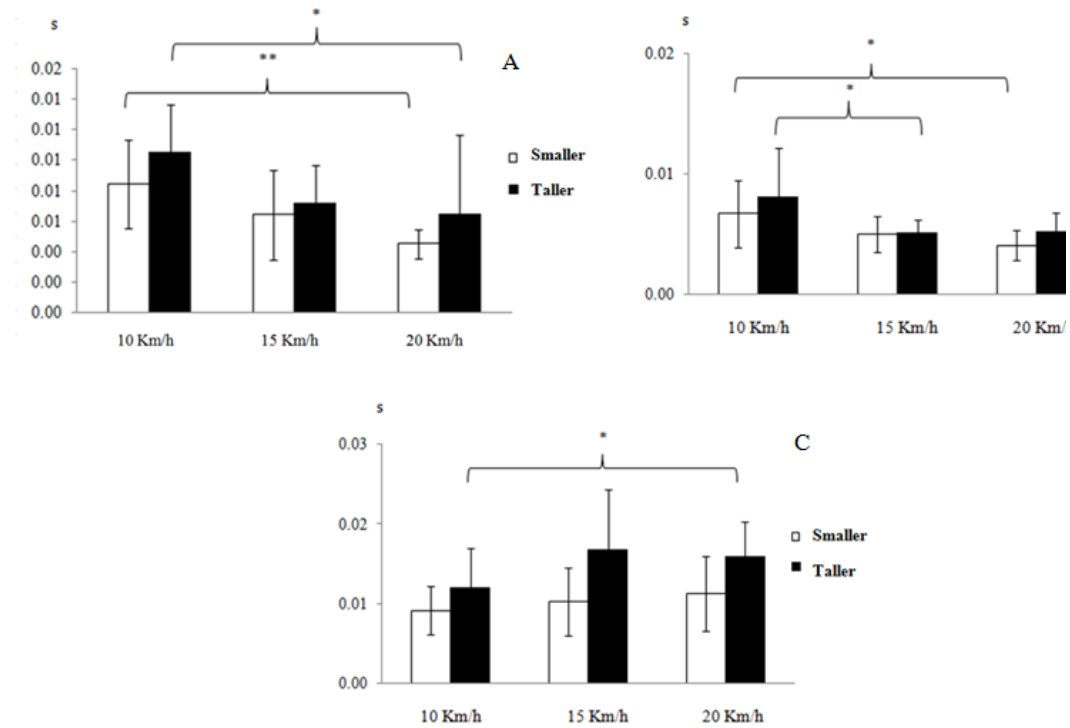


Figura 20. Variability of sub-phases of the stance phase (s) in height groups relative to running speed. (A) phase 1 or initial contact; (B) phase 2 or midstance; (C) phase 3 or propulsive phase.

Figura 21 shows the variability in spatiotemporal parameters in height groups relative to running speed. Both groups increased variability in SA from 10 km/h to 20 km/h (Figure 2-A). In addition, the SG increased this variable from 10 km/h to 15 km/h. In relation to the cadence (Figure 2-B), both groups increased their variability at 20 km/h. Finally, only the SG increased its variability from 10 km/h to 20 km/h in SL (Figure 2-C).

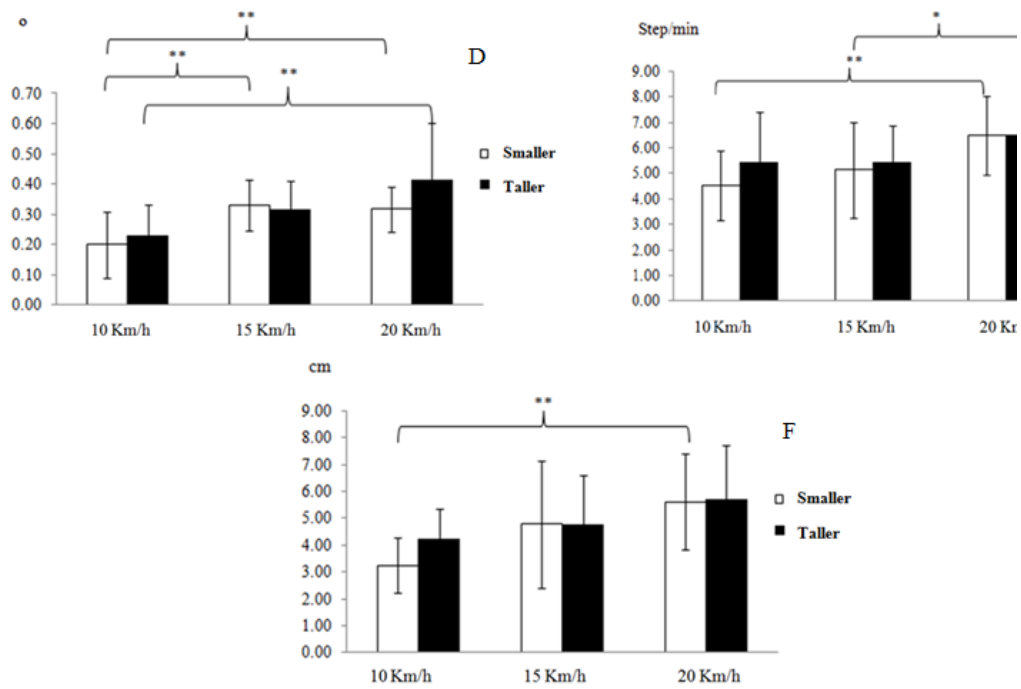


Figura 21. Variability in spatiotemporal parameters in height groups relative to running speed. (D) stride angle (°); (E) cadence or stride frequency (steps/min); (F) step length (cm).

4. Discussion

The purpose of this study was to examine effects of body height on kinematics variables and the variability in relation to running speed in healthy male recreational runners. The main finding of this study was that spatiotemporal parameters were influenced by body height at different running speeds in recreational runners. Another important finding was that the SG achieved lower variability in the MD phase and PP at 15 km/h and 20 km/h. In terms of stride variability and its relationship with running speeds, some between-group differences were found at different running speeds. There is an increase in the variability on SL, SF, PP and SA from 10 km/h to 20 km/h. Broadly, the SG showed a greater variability than did the TG; however, there is a reduction of variability in CT and IC as the speed increases, which was similar in both groups. These results indicate that running speeds may have differential effects on movement variability, resulting in an increase and a decrease in movement variability, depending on the variable analysed. Therefore, variability seems to be speed-dependent, with the findings offering support for previous research ⁹.

The greatest difference in variability happened at the transition of the heel strike and toe-off; however, the injured subjects show more variability than do the uninjured runners during the majority of the stance phase, when the lower extremity is loaded and injuries are more likely to occur, although, the clinical relevance of these findings is still unclear ¹⁶. In this study, there was no change in variability during the MD phase; regarding both the SG and the TG, however, in the initial contact, there was a trend towards reduction of the variability in both groups.

Variability in a normal range is a functional characteristic of the neuromotor system, which enables improvements in flexibility and adaptation to the demands of the task, to changes in the environment, or to both ¹⁷. On the other hand, the sensory information received by the foot may be a relevant factor that determines the range of variability in locomotor patterns, so that variations in the lower extremity joints may be related to the ability of the mechanoreceptors of the heel pad and forefoot to sense the amount of impact forces experienced during the stance period; thus, the footwear causes a lower variability in lower limb ¹⁸. Furthermore, in this study, the sample consists of male recreationally trained endurance runners; it seems that kinematics variability depends on the runner's experience; therefore, the variability in stride interval is significantly smaller for the

trained runners than for the non-runners ¹⁹. Thus, the variability found in this study could be affected by trained status and footwear.

The lower variability state indicates injury, the potential for injury, or a pain level, and this information may be a powerful clinical tool ¹². There was limited evidence for the positive association between male runners of greater height and lower extremity running injuries⁴. Male runners whose height was over 1.70 metres showed a significantly greater risk of suffering new injuries ²⁰. In this study, it seems that taller subjects show less variability in all variables analysed compared to shorter subjects as the speed increases, which could be a risk for injury.

The main limitation of this study is its cross-sectional design and that only healthy subjects were included as participants. Another limitation is that sex differences were not analysed, with previous researchers reporting that women display reduced variability in joint rotations during running at high speed on a treadmill ¹⁷. Another methodological limitation might be related to the number of strides required to obtain a representative and suitable measure of stride-to-stride variability. The number of steps collected in our study was around 30. Future research should address these limitations. To our knowledge, there are no normative references of variability in spatiotemporal parameters during running at different speeds in healthy recreational runners, and thus, this study provides some insights on this topic.

To sum up, kinematic variability is affected by running speed and body height. The taller men showed lower variability than did the shorter men. From a practical point of view and based on the variability changes caused by running speed, to run at several speeds could be relevant in the area of injury prevention.

References

1. Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC. Prevention of running injuries. *Curr Sports Med Rep.* 2010;9(3):176–82.
2. Murphy DF, Connolly D a J, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med.* 2003;37(1):13–29.
3. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36(2):95–101.
4. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2007 Aug;41(8):469–80.
5. van Poppel D, Scholten-Peeters GGM, van Middelkoop M, Verhagen A. P. Prevalence, incidence and course of lower extremity injuries in runners during a 12-month follow-up period. *Scand J Med Sci Sports.* 2014;24(6):943–9.
6. Meardon SA, Hamill J, Derrick TRTR, Hausdorff JM, Jordan K, Challis JH, et al. Running injury and stride time variability over a prolonged run. *Gait Posture.* Elsevier; 2011 Jan;33(1):36–40.
7. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik RE a. Coordinative variability and overuse injury. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2012;4(1):45.
8. Paquette MR, Milner CE, Melcher DA. Foot contact angle variability during a prolonged run with relation to injury history and habitual foot strike pattern. *Scand J Med Sci Sports.* 2016;n/a-n/a.
9. Jordan K, Newell KM. The Structure of Variability in Human Walking and Running is Speed-Dependent. *Exerc Sport Sci Rev.* 2008;36(4):200–4.
10. Mann R, Malisoux L, Nührenbörger C, Urhausen A, Meijer K, Theisen D. Association of previous injury and speed with running style and stride-to-stride fluctuations. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25(6):e638–45.

11. Miller RH, Meardon SA, Derrick TR, Gillette JC. Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *J Appl Biomech.* 2008;24(3):262–70.
12. Van Emmerik RE a., Hamill J, McDermott WJ. Variability and Coordinative Function in Human Gait. *Quest.* 2005;57(1):102–23.
13. Lee MM, Song CH, Lee KJ, Jung SW, Shin DC, Shin SH. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *J Phys Ther Sci.* 2014 ;26(1):81–5.
14. Santos-Concejero J, Tam N, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, Zabala-Lili J, et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J strength Cond Res.* 2014;28(7):1889-1895.
15. Roche-Seruendo LE, García-Pinillos F, Haicaguerre J, Bataller-Cervero A V., Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PÁ. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity. *J Strength Cond Res.* 2017 Feb;
16. DeLeo AT, Dierks TA, Ferber R, Davis IS. Lower extremity joint coupling during running: A current update. *Clinical Biomechanics.* 2004;19 (10): 983–91.
17. Barrett R, Noordegraaf MV, Morrison S. Gender differences in the variability of lower extremity kinematics during treadmill locomotion. *J Mot Behav.* 2008;40(1):62–70.
18. Kurz MJ, Stergiou N, Nasher LM, Ganevia SC, Gurke D, Dingwell JB, et al. The spanning set indicates that variability during the stance period of running is affected by footwear. *Gait Posture.* Elsevier; 2003;17(2):132–5.
19. Nakayama Y, Kudo K, Ohtsuki T. Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners. *Gait Posture.* 2010;31(3):331–5.
20. Walter SD, Hart LE, McIntosh JM, Sutton JR. The Ontario cohort study of running-related injuries. *Arch Intern Med.* 1989;149(11):2561–4.

Artículo III

¿INFLUENCIA LA RIGIDEZ DEL ARCO LOS
PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES DE CARRERA?

“

*“Does arch stiffness influence spatiotemporal parameters of
running?”*

DOES ARCH STIFFNESS INFLUENCE SPATIOTEMPORAL PARAMETERS
OF RUNNING?

Arch stiffness and spatiotemporal gait characteristics

AUTHORS MSc. Roche-Seruendo, Luis Enrique^a; PhD. Latorre-Román, Pedro Ángel^b; Prof. Soto-Hermoso, Víctor Manuel^c; PhD. Bataller-Cervero, Ana Vanesa^a; PhD. Escalona-Marfil, Carles^{d,e}; PhD. García-Pinillos, Felipe^f

^a Universidad San Jorge. Campus Universitario, A23 km 299, 50830. Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain)

^b University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain).

^c University of Granada, Department of Sports Sciences. Carretera de Alfacar s/n. 18071 Granada (Spain).

^d Facultat de Ciències de la Salut de Manresa. Universitat Central de Catalunya (Manresa, Spain)

^e Department of Physical Therapy. EUSES. University of Girona (Girona, Spain)

^f Department of Physical Education, Sport and Recreation. Universidad de La Frontera (Temuco, Chile)

CORRESPONDING AUTHOR: Felipe García-Pinillos, fegarpi@gmail.com, +34 660 062066, Universidad de La Frontera, Uruguay, 1980 (Temuco, Chile)

Abstract

This study aimed to determine the influence of the arch stiffness on spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed. A group of 97 (52 males and 45 females) endurance runners performed a running protocol on a treadmill for 10 minutes as a familiarisation task at 10 km.h⁻¹, and 1 minute at 11 km.h⁻¹ plus 1 minute at 12 km.h⁻¹ (with a recording period of 10 seconds). Spatiotemporal parameters were measured using the OptoGait system and foot function was assessed by determining arch stiffness. Cluster k-means analysis grouped subjects according to the arch stiffness, by obtaining a group of low arch stiffness (LAS group, n=62) and a group of high arch stiffness (HAS group, n=35) with significant differences in arch stiffness ($p < 0.001$, ES=-2.479). The LAS group reported lower contact time (CT, $p = 0.010$, ES=-0.576), shorter step length (SL, $p = 0.008$, ES=-0.577) and higher step frequency (SF, $p = 0.006$, ES=0.602) than the HAS group. The Pearson correlation analysis reported significant correlations between arch stiffness and CT ($p = 0.011$, $r = 0.256$), SF ($p = 0.034$, $r = -0.216$) and SL ($p = 0.045$, $r = 0.204$). The linear regression model found a significant, but weak, association between arch stiffness and CT ($p = 0.011$, $R^2 = 0.056$) with the rest of spatiotemporal parameters excluded from the model ($p \geq 0.05$). The results suggest that arch stiffness is a determinant factor in spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed for amateur endurance runners.

Key words: Arch height; Arch mobility; Endurance runners; Foot; Kinematics

Does arch stiffness influence spatiotemporal parameters of running?

Arch stiffness and spatiotemporal gait characteristics

Abstract

This study aimed to determine the influence of the arch stiffness on spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed. A group of 97 (52 males and 45 females) endurance runners performed a running protocol on a treadmill for 10 minutes as a familiarisation task at 10 km.h⁻¹, and 1 minute at 11 km.h⁻¹ plus 1 minute at 12 km.h⁻¹ (with a recording period of 10 seconds). Spatiotemporal parameters were measured using the OptoGait system and foot function was assessed by determining arch stiffness. Cluster k-means analysis grouped subjects according to the arch stiffness, by obtaining a group of low arch stiffness (LAS group, n=62) and a group of high arch stiffness (HAS group, n=35) with significant differences in arch stiffness ($p<0.001$, $ES=-2.479$). The LAS group reported lower contact time (CT, $p=0.010$, $ES=-0.576$), shorter step length (SL, $p=0.008$, $ES=-0.577$) and higher step frequency (SF, $p=0.006$, $ES=0.602$) than the HAS group. The Pearson correlation analysis reported significant correlations between arch stiffness and CT ($p=0.011$, $r=0.256$), SF ($p=0.034$, $r=-0.216$) and SL ($p=0.045$, $r=0.204$). The linear regression model found a significant, but weak, association between arch stiffness and CT ($p=0.011$, $R^2=0.056$) with the rest of spatiotemporal parameters excluded from the model ($p\geq 0.05$). The results suggest that arch stiffness is a determinant factor in spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed for amateur endurance runners.

Key words: Arch height; Arch mobility; Endurance runners; Foot; Kinematics

1. Introduction

Since the foot is the interface with the ground during gait, structural changes here may cause compensatory malalignment and, consequently, mechanical deviations of the entire lower extremity (Cowan, Jones, & Robinson, 1993; Neal et al., 2014; Tong & Kong, 2013; Williams, McClay, Hamill, & Buchanan, 2001). In fact, recent systematic reviews (Neal et al., 2014; Tong & Kong, 2013) have established that static foot posture is a risk factor for the development of overuse injuries in the lower extremities.

Static foot classification techniques are underpinned by the premise that structure dictates function, and therefore the structural alignment of the foot can be used to predict dynamic foot motion (McPoil & Cornwall, 2007). However, the association between static foot posture and dynamic foot function is controversial and poorly understood (Langley, Cramp, & Morrison, 2015; Neal et al., 2014).

In this context, differences in lower extremity kinematics and kinetics between high- and low-arched runners have received much attention (Cowan et al., 1993; Williams, Tierney, Butler, & Butler, 2014; Williams, Davis, Scholz, Hamill, & Buchanan, 2004) despite arch mobility being reported as independent of the static height of the medial longitudinal arch (Lees, Lake, & Klenerman, 2005; Nachbauer & Nigg, 1992). Decreased mobility of the arch in high-arched runners has been suggested to relate to an increased need for compliance at other lower extremity joints, such as the knee (Williams et al., 2004). However, a mobile arch or midfoot that compresses under force may result in both midfoot and rearfoot pronation, even in a high-arched foot (Williams et al., 2014). Because of this change in rearfoot pronation and the coupling present in the rearfoot and lower leg, it is likely that an individual with a mobile high-arched will demonstrate different lower extremity kinematics and kinetics (Williams et al., 2014).

Nevertheless, limited evidence is available about arch stiffness and its role in the spring-mass model during running. Stiffness may be an important factor during running as it represents the ability of the entire lower extremity to attenuate the excessive forces generated during the stance phase (Butler, Crowell, & Davis, 2003). If the system becomes too compliant, there may be an overload of structures associated with force attenuation. If there is decreased compliance (increased stiffness), there may be an increase in forces up the kinetic chain (Butler et al., 2003). The structure of the foot allows it to act as a shock attenuator during early and mid-stance and a rigid lever during push-

off, and the arch plays a major role in each of these functions (Williams et al., 2004; Zifchock, Davis, Hillstrom, & Song, 2006).

Some studies (Lees et al., 2005; McPoil & Cornwall, 2007; Nachbauer & Nigg, 1992; Williams et al., 2014; Williams et al., 2004, 2001) have explored the relationship between static foot assessments and dynamic foot motion during running, but any of them has considered arch stiffness and its influence on running biomechanics. Therefore, the aim of this study is to determine the influence of the arch stiffness on spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed in endurance runners. The authors hypothesise that an individual with a stiff arch would demonstrate different lower extremity kinematics during running.

2. Material and methods

2.1. Participants

A group of 97 (52 males and 45 females) recreationally trained endurance runners (age: 27 ± 8 years; range: 18-40 years; height: 172 ± 9 cm; body mass: 66 ± 10 kg) voluntarily participated in this study. All subjects met the inclusion criteria: (i) over 18 years old; (ii) recreationally active (3-4 running sessions per week, at least once on a treadmill); (iii) able to run 5-km in less than 25 minutes; (iv) have not suffered from any injury within the last 6 months before data collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (World Medical Association, 2013); it was made clear that the subjects were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

2.2. Procedures

The study was conducted in February 2016. At the time of these observations, the subjects had completed between 2 and 4 months of training. Subjects were individually tested on one specific day (between 16:00 and 21:00 h). Prior to all testing, subjects refrained from severe physical activity for at least 48 h and all testing was at least 3 h after ingestion of a meal. Tests were performed with the subjects' usual training shoes to attain their most typical performance.

The treadmill protocol (on a motorized treadmill, Salter M-835, Salter Int., Barcelona, Spain) was preceded by a standardized 10-min accommodation programme (as a warm-up). Athletes were experienced in running on a treadmill, but previous studies (Lavcanska, Taylor, & Schache, 2005; Schieb, 1986) on human locomotion have shown that accommodation to a new condition occurs in ~6-8 min. The accommodation period was carried out at 10 km.h⁻¹. After warming-up, running velocity was increased 1 km.h⁻¹ every minute until a speed of 12 km/h was reached. The participants ran at that velocity for 1 minute with an acclimatisation period (45-50 s) and a recording period (10 s). This is a normal pace for these athletes and is consistent with previous studies (Morin, Samozino, Zameziati, & Belli, 2007). All subjects verbally reported feeling comfortable running on the treadmill at the set speed. The short duration of the speed condition aimed to minimise the effect of fatigue on running kinematics.

2.3. Materials and testing

i) Anthropometry. For descriptive purposes, body height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer and balance (SECA 222 and 634, respectively, SECA Corp., Hamburg, Germany). All measurements were taken with the subjects wearing running shorts and underwear.

ii) Spatiotemporal parameters were measured using the OptoGait system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatiotemporal parameters of the gait of young adults, reporting a high correlation with all spatiotemporal parameters via intra-class correlation coefficients (0.785–0.952), coefficients of variation (1.66–4.06%), standard error of measurement (2.17–5.96%), and minimum detectable change (6.01–16.52%) (Lee et al., 2014). The two parallel bars of

the device system were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface. This device was connected to a computer controlled by the researcher. Data were recorded and averaged for the subsequent analysis. In accordance with the findings from a previous study (Brown, Zifchock, & Hillstrom, 2014), limb dominance was not taken into account. Step angle (SA), CT, flight time (FT), SL and step frequency (SF) were measured for every step during the treadmill test.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.

- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls (i.e., right-left).

- SL (m): length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.

- SF (steps/min): number of ground contact events per minute.

- SA (°): Step angle is the angle of the parable tangent deriving from the SL and the height obtained with FT. These parameters allow us to tie in SL with FT explaining it as a bound. The determination of SL is described above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the Optogait system (Santos-Concejero et al., 2014).

- Percentage of ground CT at which the different sub-phases of stance phase occur (based on activated LEDs): initial contact (Phase1: time from initial ground contact to foot flat), mid-stance (Phase2: time from foot flat to initial take-off), and propulsion (Phase3: time from initial take-off to toe-off). This was also automatically measured for every step during the treadmill test by the Optogait system.

iii) Foot measurements were performed by the same experienced examiner. The average of three repeated measurements was computed and used for subsequent analysis. The static foot posture and foot mobility measures have reported moderate to good intra-rater reliability (ICC 0.81-0.99) and moderate to good inter-rater reliability (ICC 0.58-0.99) (McPoil, Vicenzino, Cornwall, Collins, & Warren, 2009; Williams & McClay, 2000).

Foot structure was characterized by arch height and arch stiffness. Arch height was defined as the height of the dorsum of the foot normalized to foot length. Stiffness is a measure of the amount of deformation per unit of load. Therefore, for the purpose of this

study, arch stiffness was defined as the change in arch height index (AHI) due to the increase in load between sitting and standing. Measurements were taken by a single investigator using the AHI Measurement System (Butler, Hillstrom, Song, Richards, & Davis, 2008). These authors reported high intrarater and interrater reliability. Participants were asked to sit in a height adjustable chair. The chair was then adjusted to keep knees and hips under a 90° alignment and with slight contact between plantar foot surface and the measurement platform. A specially designed platform for undertaking this measurement was used (McPoil et al., 2009). The dorsum of the foot at 50% of total foot length was measured with a digital calliper. The total foot length was considered from the most posterior aspect of the calcaneus fixed at a heel cup to the most distal aspect of the longest toe. It was repeated in a bipedal stance position assuming body weight. Both feet were fixed in the heel cups positioned 15 cm apart. The dorsal arch height (DAH) difference was calculated as the difference between dorsal arch in bipedal standing and in sitting position, known as sit-to-stand difference (McPoil et al., 2008); whereas the AHI was calculated as (Williams & McClay, 2000):

$$\text{AHI} = \text{Dorsum Height} / \text{Truncated Foot Length} \quad (1)$$

Based on previous studies (Zifchock et al., 2006), arch stiffness was calculated assuming a 40% change in load from the seated to standing conditions (40% change reflected the difference between half the body weight and the weight of the foot+shank):

$$\text{Arch Stiffness} = (0.40 \times \text{BodyWeight}) / (\text{AHI (seated)} - \text{AHI (standing)}) \quad (2)$$

2.4. Statistical analysis

Descriptive statistics are represented as mean (SD). Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro-Wilk and Levene's test, respectively) were conducted on all data before analysis. A cluster k-means was performed by grouping according to the arch stiffness. A one-way analysis of variance (ANOVA) was performed in order to compare subgroups (anthropometric characteristic, foot structure and mobility and spatiotemporal parameters). Additionally, a Pearson correlation analysis was performed between the arch stiffness and spatiotemporal parameters. Also, a stepwise multiple linear regression model was conducted by considering arch stiffness as dependent variable, and spatiotemporal parameters as independent variables. The magnitude of the differences

between values was also interpreted using the Cohen's d effect size (ES) (within- and between-group differences) (Thomas et al., 2015). Effect sizes of less than 0.4 represented a small magnitude of change, whereas 0.41–0.7 and greater than 0.7 represented moderate and large magnitudes of change, respectively (Thomas et al., 2015). Data analysis was performed using SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), and the significance level was set at $p < 0.05$.

3. Results

The created sub-groups through cluster k-means analysis (low arch stiffness group [LAS, $n=62$], and high arch stiffness group [HAS, $n=35$]) showed significant differences in body height and body mass ($p < 0.01$), while no differences were found in age or frequency of male and females ($p \geq 0.05$) (**Table 5**).

Table 5. Characteristic of participants according to the created sub-groups (LAS vs HAS groups).

Variable	Total (n=97)	LAS group (n=62)	HAS group (n=35)	P-value
Body height (cm)	172.02 (8.96)	169.84 (8.21)	175.86 (9.03)	0.001
Body weight (kg)	66.00 (10.27)	63.70 (9.38)	70.08 (10.64)	0.003
Age (years)	26.66 (7.54)	27.32 (8.27)	25.49 (4.92)	0.254
Sex [^]				
Male (n=52)	52 (100)	30 (57.7)	22 (42.3)	0.206
Female (n=45)	45 (100)	32 (71.1)	13 (48.9)	

[^]indicates that chi-squared test was performed. LAS: low arch stiffness group; HAS: high arch stiffness group

Table 6 shows a between-groups comparison in relation to foot structure and mobility. The LAS group obtained a lower arch stiffness ($p < 0.001$, $ES = -2.479$) in addition to a greater DAH difference ($p < 0.001$, $ES = 0.989$) and AHI difference ($p < 0.001$, $ES = 1.181$) than the HAS group. No between-group differences were found in weighted and unweighted DAH nor in weighted AHI ($p \geq 0.05$, $ES < 0.4$).

Table 6. Foot structure variables according to the groups comparison

Variable	Total (n=97)	LAS group (n=62)	HAS group (n=35)	P- value	Effect size (d)
Arch stiffness (N.cm ⁻¹)	930.72 (468.26)	662.68 (167.92)	1405.53 (453.24)	<0.001	-2.479
Unweighted DAH (cm)	6.52 (0.53)	6.56 (0.58)	6.46 (0.44)	0.359	0.189
Weighted DAH (cm)	6.00 (0.44)	5.94 (0.45)	6.11 (0.42)	0.067	-0.367
DAH difference (cm)	0.53 (0.30)	0.62 (0.33)	0.35 (0.13)	<0.001	0.989
Unweighted AHI	0.36 (0.03)	0.36 (0.03)	0.34 (0.02)	<0.001	0.753
Weighted AHI	0.32 (0.02)	0.32 (0.02)	0.32 (0.03)	0.908	0.003
AHI difference	0.04 (0.02)	0.04 (0.02)	0.02 (0.01)	<0.001	1.181

DAH: dorsal arch height; DAH difference: dorsal arch height difference (unweighted – weighted);

LAS: low arch stiffness group; HAS: high arch stiffness group; AHI: arch height index

Table 7 shows the spatiotemporal parameters during running at 12 km.h⁻¹ in both groups (LAS vs. HAS). The LAS group reported lower CT (p=0.010, ES=-0.576), shorter SL (p=0.008, ES=-0.577) and higher SF (p=0.006, ES=0.602) than the HAS group. No between-group differences were found on FT, SA and sub-phases during ground contact (p≥0.05, ES<0.4).

Table 7 Spatiotemporal variables, during running at 12 km.h-1, according to the created sub-groups (LAS vs HAS groups).

Variable	Total (n=97)	LAS group (n=62)	HAS group (n=35)	<i>P-value</i>	<i>Effect size</i> (<i>d</i>)
FT (s)	0.071 (0.019)	0.071 (0.021)	0.071 (0.016)	0.917	0.003
CT (s)	0.292 (0.020)	0.288 (0.020)	0.299 (0.018)	0.010	-0.576
SL (cm)	120.886 (6.182)	119.650 (6.035)	123.078 (5.901)	0.008	-0.577
SF (steps/min)	165.871 (8.364)	167.603 (8.311)	162.802 (7.645)	0.006	0.602
SA (°)	1.264 (0.663)	1.293 (0.719)	1.213 (0.558)	0.569	0.121
Phase1 (%)	13.042 (2.688)	13.304 (2.596)	12.580 (2.825)	0.204	0.309
Phase2 (%)	51.897 (3.672)	52.034 (3.430)	51.656 (4.106)	0.628	0.110
Phase3 (%)	35.060 (3.089)	34.662 (2.780)	35.764 (3.504)	0.091	-0.402

LAS: low arch stiffness group; HAS: high arch stiffness group; FT: flight time; CT: contact time; SL: step length; SF: step frequency; SA: step angle; Phase1: initial contact, time from initial ground contact to foot flat; Phase2: midstance, time from foot flat to initial take-off; Phase3: propulsion, time from initial take-off to toe-off

The Pearson correlation analysis reported significant correlations between arch stiffness and CT ($p=0.011$, $r=0.256$), SF ($p=0.034$, $r=-0.216$) and SL ($p=0.045$, $r=0.204$); whereas no significant correlations were found with FT, SA and Phases 1, 2 and 3 ($p \geq 0.05$). The linear regression model found a significant, but weak, association between arch stiffness and CT ($p=0.011$, $R^2=0.056$) with the rest of spatiotemporal parameters excluded from the model ($p \geq 0.05$).

4. Discussion

The purpose of this study was to examine whether arch stiffness influences spatiotemporal gait parameters while running at a comfortable speed (12 km.h⁻¹). The main finding of the current study indicates that arch stiffness seems to be a determinant factor in spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed for amateur endurance runners. A greater arch stiffness is related to longer CT and SL and lower SF while running at 12 km.h⁻¹. Another important finding is the lack of between-group differences in dorsal arch height which may have important implications for clinicians and coaches by adding more evidence to the debate about the use of static foot classification measures when characterising the foot and its biomechanics during running.

In order to properly interpret the results, two points should be taken into consideration: (i) although between-group differences were reported on body mass, the arch stiffness is normalized according to that parameter (body mass) so its potential effect is controlled; (ii) the treadmill protocol performed tried to avoid the influence of fatigue on running biomechanics (Brown et al., 2014).

As for the influence of arch stiffness on spatiotemporal gait parameters, previous studies have focused on the arch height influences rather than how the arch works when standing (a key variable in foot function). As mentioned earlier, lower-body stiffness plays an important factor in the spring-mass model during running (Butler et al., 2003), and the foot seems to be determinant as both a shock attenuator during early and mid-stance and a rigid lever during push-off. Nevertheless, to the best authors' knowledge, no previous studies have examined the influence of the arch stiffness on spatiotemporal gait characteristics during running. Previous works focused on running kinetics (Lees et al., 2005; Nachbauer & Nigg, 1992; Nigg, Bahlsen, Luethi, & Stokes, 1987; Williams et al., 2014; Williams et al., 2001) reported that the effect of arch structure on lower extremity forces is unclear. Whereas Lees et al. (2005) concluded that arch mobility was not the major factor in determining the way in which force is transmitted to the musculoskeletal system in forefoot running, two different works (Williams et al., 2001, 2014) reported greater vertical loading rates in high-arched runners compared to those with low arches. The current study provides evidence on the influence of arch stiffness on spatiotemporal

parameters with HAS runners showing longer CT and SL and lower SF while running at 12 km.h⁻¹.

Previous studies have explored the relationship between static foot assessments (i.e., arch height) and dynamic foot motion during running, with conflicting outcomes. On the one hand, some studies support the concept that the height of the arch, although a commonly used clinical descriptor of foot type, does not appear to be important in defining the functional capacity of the foot in action (Langley et al., 2015; Lees et al., 2005; Nachbauer & Nigg, 1992). In contrast, other studies have suggested a relationship between arch structure and lower extremity kinematics and kinetics during running (McPoil & Cornwall, 2007; Williams et al., 2001, 2014). The lack of methodological consensus (different populations, running velocity and outcome measures) makes the comparison difficult. Nevertheless, the current study highlights the influence of arch stiffness on spatiotemporal gait characteristics at a comfortable speed in endurance runners.

Concerning the lack of differences in dorsal arch height between LAS and HAS, the results obtained are in line with those reported by a recent study (Langley et al., 2015). The authors concluded that static foot classification measures did not predict dynamic arch deformation and thereby questioned the purpose of using static foot classification measures when characterising the foot during running. Likewise, Nachbauer and Nigg (1992) explored the relationship between static medial longitudinal arch height and its deformation during running with no significant relationship between static and dynamic measures. The results reported by the current study reinforce the aforementioned finding about the lack of relationship between static and dynamic foot measures with no differences in DAH between LAS and HAS.

Some limitations must be taken into consideration. First, the effect of running velocity and the kinematic adaptations to increased velocity were not considered. It is possible that kinematic adaptations at higher running velocities are related to arch mobility. Second, a deeper biomechanical analysis (joint angles and kinetic variables) may reveal further differences between groups. Third, foot strike pattern was not controlled in this study. Rearfoot-, midfoot- and forefoot-strike runners have differing biomechanics and therefore may have a different response to foot structure and foot mobility. Notwithstanding these limitations, the current paper identifies arch stiffness as

a determinant factor in spatiotemporal gait characteristics in a sample of 97 endurance runners.

5. Conclusions

The results show differences in spatiotemporal parameters of running between those runners with low arch stiffness and those with high arch stiffness. This finding may indicate that arch stiffness is a determinant factor in spatiotemporal parameters of running at a comfortable speed for amateur endurance runners.

From a practical standpoint, the influence of arch stiffness on running kinematics along with the lack of differences in dorsal arch height between LAS and HAS runners have important implications for clinicians and coaches by adding more evidence to the debate about the use of static foot classification measures when characterising the foot and its biomechanics during running.

Acknowledgments

The authors would like to thank all the athletes who participated in the research and Fisio-Zaragoza for facilitating installation and resources without any interest.

Funding sources

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

References

Brown, A. M., Zifchock, R. A., & Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*, 39(3), 915–9. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.007>

Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(6), 511–7.

Butler, R. J., Hillstrom, H., Song, J., Richards, C. J., & Davis, I. S. (2008). Arch Height Index Measurement System. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(2), 102–106. <https://doi.org/10.7547/0980102>

Cowan, D. N., Jones, B. H., & Robinson, J. R. (1993). Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Archives of Family Medicine*, 2(7), 773–7.

Langley, B., Cramp, M., & Morrison, S. C. (2015). Selected static foot assessments do not predict medial longitudinal arch motion during running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1), 56. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0113-6>

Lavcanska, V., Taylor, N. F., & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4), 544–557. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.08.001>

Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C., & Shin, S. H. (2014). Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 81–5. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.81>

Lees, A., Lake, M., & Klenerman, L. (2005). Shock absorption during forefoot running and its relationship to medial longitudinal arch height. *Foot & Ankle International*, 26(12), 1081–8. <https://doi.org/10.1177/107110070502601214>

McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (2007). Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(2), 102–7.

McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Medoff, L., Vicenzino, B., Forsberg, K., & Hilz, D. (2008). Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(1), 3. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-3>

McPoil, T. G., Vicenzino, B., Cornwall, M. W., Collins, N., & Warren, M. (2009). Reliability and normative values for the foot mobility magnitude: a composite measure of vertical and medial-lateral mobility of the midfoot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(1), 6. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-6>

Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3341–8.

Nachbauer, W., & Nigg, B. M. (1992). Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(11), 1264–9.

Neal, B. S., Griffiths, I. B., Dowling, G. J., Murley, G. S., Munteanu, S. E., Franettovich Smith, M. M., ... Barton, C. J. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 55. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0055-4>

Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951–9.

Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., & Gil, S. M. (2014). Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(7).

Schieb, D. A. (1986). Kinematic Accommodation of Novice Treadmill Runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(1), 1–7.

Thomas, R., J., Silverman, S., Stephen, Nelson, Jack, ... Nelson, J. (2015). *Research Methods in Physical Activity (Seventh Ed)*. Human Kinetics, Champaign, IL.

Tong, J. W. K., & Kong, P. (2013). Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. *The Journal of*

Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 43(10), 700–14.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225>

Williams, D. S., Davis, I. M., Scholz, J. P., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2004). High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & Posture*, 19(3), 263–9. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00087-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00087-0)

Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements Used to Characterize the Foot and the Medial Longitudinal Arch: Reliability and Validity. *Physical Therapy*, 7(9), 745–750. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.864>

Williams, D. S., McClay, I. S., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2001). Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 153–163. <https://doi.org/10.1123/jab.17.2.153>

Williams, D. S., Tierney, R. N., & Butler, R. J. (2014). Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics, and ground reaction forces in high-arched runners. *Journal of Athletic Training*, 49(3), 290–6. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.05>

World Medical Association. (2013). World Medical Association Declaration of Helsinki. *JAMA*, 310(20), 2191. <https://doi.org/10.1001/jama.2013.281053>

Zifchock, R. A., Davis, I., Hillstrom, H., & Song, J. (2006). The Effect of Gender, Age, and Lateral Dominance on Arch Height and Arch Stiffness. *Foot & Ankle International*, 27(5), 367–372. <https://doi.org/10.1177/107110070602700509>

Artículo IV

Falta de influencia de parámetros de rendimiento muscular en las adaptaciones espacio-temporales al incrementar la velocidad de carrera



“Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity”

LACK OF INFLUENCE OF MUSCULAR PERFORMANCE PARAMETERS ON
SPATIO-TEMPORAL ADAPTATIONS WITH INCREASED RUNNING VELOCITY

MUSCLE PERFORMANCE AND SPATIOTEMPORAL STEP PARAMETERS

AUTHORS Roche-Seruendo Luis E¹; García-Pinillos Felipe²; Haicaguerre
Joana¹; Bataller-Cervero Ana V.¹; Soto-Hermoso Víctor M.³; Latorre-Román
Pedro Á.²

1 San Jorge University (Zaragoza, Spain)

2 University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las
Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain).

3 University of Granada, Department of Sport Sciences. Carretera de
Alfacar s/n. 18071 Granada (Spain).

CORRESPONDING AUTHOR: Felipe García-Pinillos, fegarpi@gmail.com,
+34 660 062066, University of Jaen, Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building,
Dep. 142. 23071, Jaén (Spain).

Conflict of interest: The authors declare no conflict of interests

Acknowledgments: This paper is part of the thesis of the first author RocheSeruendo
LE. The thesis plan is registered in the PhD program in Biomedicine (B11/56/1) of
Universidad de Granada (Granada, Spain). The authors would like to thank all the athletes
who participated in the research and Fisio-Zaragoza for facilitating installation and
resources without any interest.

ABSTRACT

This study aimed to analyse the influence of muscular performance parameters on spatio-temporal gait characteristics during running when gradually increasing speed. 51 recreationally trained male endurance runners (age: 28 ± 8 years) voluntarily participated in this study. Subjects performed a battery of jumping tests (squat jump, countermovement jump, and 20 cm drop jump), and after that, the subjects performed an incremental running test (10 to 20 km/h) on a motorized treadmill. Spatio-temporal parameters were measured using the OptoGait system. Cluster k-means analysis grouped subjects according to the jumping test performance, by obtaining a group of good jumpers (GJ, $n = 19$) and a group of bad jumpers (BJ, $n = 32$). With increased running velocity, contact time was shorter, flight time and step length longer, whereas cadence and stride angle were greater ($p < 0.001$). No significant differences between groups ($p \geq 0.05$) were found at any running speed. The results obtained indicate that increased running velocity produced no differences in spatio-temporal adaptations between those runners with good jumping ability and those with poor jumping ability. Based on that, it seems that muscular performance parameters do not play a key role in spatio-temporal adaptations experienced by recreational endurance runners with increased velocity. However, taken into consideration the well-known relationship between running performance and neuromuscular performance, the authors suggest that muscular performance parameters would be much more determinant in the presence of fatigue (exhausted condition), or in the case of considering other variables such as running economy or kinetic.

Key words: endurance runners; jumping ability; reactive strength index; running kinematics

1. INTRODUCTION

Distance running performance is influenced not only by factors related to oxygen uptake and utilization but also by factors related to muscle recruitment and force production (28,29). Although success in endurance sports requires high maximal oxygen uptake (VO_{2max}), it cannot fully explain all the measured differences in endurance performance. Simultaneous strength and endurance training has been shown to improve muscle strength, running economy (RE), and distance running performance without any changes in VO_{2max} (29) suggesting that neuromuscular factors may also be important determinants of endurance running performance. In fact, jumping ability has been associated with short-distance running performance (10,19), and also with long-distance events (19).

Additionally, the way in which you move (running biomechanics in this case) can favour or limit your running performance by influencing RE and efficiency (1,2,25,34). It is reliant on a complex interaction of factors that lead to efficient muscular work and result in fast and effective running gait (2,34). Traditionally, physiological factors, muscle fibre distribution, age, sex, and anthropometric factors have been found to account for interindividual variability in RE (2,34). However, RE is also influenced by biomechanical variables, largely contributed from ground contact and stride characteristics (31,34) - small vertical oscillations (1), greater stride angles (31), longer strides (1), and lower ground reaction forces (17) have been related to superior RE.

Both neuromuscular and biomechanical parameters during running are highly influenced by running velocity (5,18). Increases in running speed lead to greater levels of neuromuscular engagement (mainly in the hamstring muscles) (18). Likewise, it seems clear that to run faster, ground contact time (CT) need to be decreased to aid in repositioning the legs during running (5), whereas step length (SL) is suggested to increase linearly with running velocity up to 25 km/h (5). Additionally, increased running velocity led to a greater hip flexion and lower ankle flexion at initial contact, lower knee and ankle flexion at midstance and greater hip extension at toe-off (5-7,9). These differences appear to be totally logical since lower ankle flexion at initial contact and lower knee and ankle flexions at midstance have been associated to shorter CT (5,9).

However, the question is, are those spatio-temporal adaptations dependent of muscular performance parameters? As far as the authors know, no previous studies have

investigated whether kinematic alterations (spatio-temporal adaptations specifically) to increased running velocity differ between those runners with a good jumping ability and those without (an indirect way to measure neuromuscular performance (3)). Therefore, the main goal of this study is to analyse the influence of muscular performance parameters on spatio-temporal gait characteristics during running when gradually increasing speed. The authors hypothesise that runners with good muscular performance will experience different spatio-temporal adaptations in response to an increase in running velocity than those with a lower muscular performance.

2. METHODS

Experimental Approach to the Problem

Endurance runners performed an incremental running test and a battery of jumping tests. An analysis of the dynamic of spatio-temporal gait characteristics at different velocities during running on a treadmill was performed as well as to determine its relationship with the muscular performance parameters (measured in a laboratory setting). A unilateral crossover design was used, with all subjects performing the same protocol and conditions.

Subjects

A group of 51 recreationally trained male endurance runners (age: 28 ± 8 years; height: 178 ± 7 cm; body mass: 73 ± 8 kg) voluntarily participated in this study. All subjects met the inclusion criteria: (i) over 18 years old; (ii) recreationally active (3-4 running sessions per week, at least once on a treadmill); (iii) able to run 5-km in less than 25 minutes; (iv) had not suffered from any injury within the last 6 months before the data collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013); it was made clear that the subjects were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

Procedures

The study was conducted in February 2016. At the time of these observations, the subjects had completed between 2 and 4 months of training. Subjects were cited on one specific day and they were individually tested (between 16:00 and 21:00 h). Prior to all testing subjects refrained from severe physical activity for at least 48 h and all testing was at least 3 h after ingestion of a meal. Tests were performed with the subjects' usual training shoes to attain their most typical performance.

Before the running protocol, the subjects performed a warm-up, which consisted of 10 min of continuous running and 5 min general exercises (high skipping, leg flexion, jumping exercises and short bursts of acceleration). Then, the subjects performed a battery of jumping tests (squat jump [SJ], countermovement jump [CMJ], and 20 cm drop jump [DJ20]), and after that, the subjects performed an incremental running test on a motorized treadmill (Salter M-835, Salter Int., Barcelona, Spain).

The treadmill protocol was preceded by a standardized 10-min accommodation programme. Athletes were experienced in running on a treadmill, but anyway, previous studies (32) on human locomotion have shown that accommodation to a new condition occurs in ~8 min. The running test started at 10 km/h and running speed was increased 1 km/h every 20 s (10 s acclimatization period: 10 s recording period), finishing at 20 km/h for all subjects. The short duration of speed conditions aimed to minimize the effect of fatigue on running kinematics and let most of the subjects complete this speed range (10-20 km/h) at which recreational runners usually run in both training and competition.

Materials and testing

i) Anthropometry. For descriptive purposes, height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer and balance (SECA 222 and 634, respectively, SECA Corp., Hamburg, Germany). All measurements were taken with the subjects wearing running shorts and underwear.

ii) Biomechanics. Spatio-temporal parameters were measured using the OptoGait system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults, reporting a high level of correlation with all spatio-temporal parameters by intra-class correlation coefficients (0.785–0.952), coefficients of variation (1.66–4.06%), standard error of measurement (2.17–5.96%), and minimum detectable change (6.01–16.52%) (20). The two parallel bars of the device system were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface. This device was connected to a computer controlled by the researcher. Data was recorded and averaged for the subsequent analysis. In accordance with the findings from Brown et al. (4), limb dominance was not taken into account. Stride angle, CT, flight time (FT), SL and stride frequency (SF) were measured for every step during the treadmill test.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.
- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls of the same foot.
- SL (m): length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.
- SF (steps/min): number of ground contact events per minute.
- Stride angle (°): angle of the parable tangent derived from the theoretical arc traced during a stride between the foot and the ground (31). The theoretical parabola for the stride angle determination was calculated by the system through the stride length and the maximal height of the foot during a stride. The determination of stride length is described above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the Optogait system as indicated by Santos-Concejero et al. (31).

iii) Muscular performance, indirectly measured through jumping test. The CMJ, SJ and DJ20 (from a 20 cm height box) were recorded using the same system (OptoGait, Microgate, Bolzano, Italy), a technology previously validated (14). This device measures the contact time on the floor and the flight time, using photoelectric cells. Flight time was used to calculate the height of the rise using the body's centre of gravity. Subjects performed two trials of every test, with a 15-s recovery period between them with the best trial being used for the statistical analysis. Subjects were encouraged to achieve maximum performance throughout both running and jumping protocols.

Vertical jumping tests are commonly used to evaluate muscular performance (12,13) and the effectiveness of the stretch-shortening cycle (SSC) in runners (10,15). Additionally, the ability to develop force quickly is a requisite ability in most sports and the reactive strength index (RSI) has been developed as a measure of explosive strength and is derived by evaluating jump height divided by ground contact time during the DJ (11). RSI was also calculated in the current study.

Statistical analysis

Descriptive statistics are represented as mean (SD). Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro-Wilk and Levene's test, respectively) were conducted on all data before analysis. A cluster k-means was performed by grouping according to the jumping tests performance (CMJ, SJ and DJ20). A one-way analysis of variance (ANOVA) was performed in order to compare subgroups (anthropometric characteristic, spatio-temporal and muscular performance parameters). A repeated measures ANOVA was performed to determine the effect of velocity on spatio-temporal parameters for the whole group and the subgroups created. The reliability of jumping ability test (CMJ, DJ20 and SJ) was assessed by using intraclass correlation coefficients (ICCs) between test-retest and confidence interval (CI).

3. RESULTS

Test-retest reliability analysis of jumping tests performed in this study shows an ICC of 0.986 (95% CI, 0.972–0.993) for the CMJ; 0.963 (95% CI, 0.927–0.981) for the SJ; and 0.883 (95% CI, 0.637–0.963) for the DJ20.

Variables	Males (n=51)	Good jumpers (n = 19)	Bad jumpers (n = 32)	p-value
Age (years)	27.56 (7.54)	26.50 (5.02)	28.19 (8.7)	0.442
Height (m)	1.78 (0.07)	1.79 (0.05)	1.77 (0.08)	0.544
Body mass (kg)	73.12 (7.96)	73.68 (6.68)	72.77 (8.74)	0.699
BMI	22.09 (1.82)	23.10 (1.69)	23.09 (1.92)	0.977

Table 8 shows the anthropometric characteristic of subjects for the whole group and

Variables	Males (n=51)	Good jumpers (n = 19)	Bad jumpers (n = 32)	p-value
Age (years)	27.56 (7.54)	26.50 (5.02)	28.19 (8.7)	0.442
Height (m)	1.78 (0.07)	1.79 (0.05)	1.77 (0.08)	0.544
Body mass (kg)	73.12 (7.96)	73.68 (6.68)	72.77 (8.74)	0.699
BMI	22.09 (1.82)	23.10 (1.69)	23.09 (1.92)	0.977

for the subgroups created according to the vertical jump performance. No between-group differences ($p \geq 0.05$) were found in any variable (age, height, body mass, BMI).

Table 8. Characteristic of participants (mean, SD).

Variables	Males (n=51)	Good jumpers (n = 19)	Bad jumpers (n = 32)	p-value
Age (years)	27.56 (7.54)	26.50 (5.02)	28.19 (8.7)	0.442
Height (m)	1.78 (0.07)	1.79 (0.05)	1.77 (0.08)	0.544
Body mass (kg)	73.12 (7.96)	73.68 (6.68)	72.77 (8.74)	0.699
BMI	22.09 (1.82)	23.10 (1.69)	23.09 (1.92)	0.977

BMI: body mass index

Cluster k-means analysis grouped subjects according to the jumping tests performance, by obtaining a group of good jumpers (GJ, $n = 19$) and a group of bad jumpers (BJ, $n = 32$). Between-group differences (Table 2) were found in CMJ (+ 8.6 cm, $p < 0.001$), DJ20 (+ 5.93 cm, $p < 0.001$), SJ (+ 8.34 cm, $p < 0.001$), and RSI (30.89, $p < 0.001$).

Table 9. Jumping test performance (mean, SD).

Table 9. Jumping test performance (mean, SD).

CMJ: countermovement jump; DJ20cm: drop jump from a 20 cm height; SJ: squat jump; RSI: reactive strength index (height reached during DJ20 / contact time)

The effect of velocity on temporal gait parameters is shown in **Figura 22**. With increased running velocity, CT was shorter and FT was longer (significant changes in every + 1 km/h step, $p < 0.001$) with no significant differences between groups at any running speed ($p \geq 0.05$).

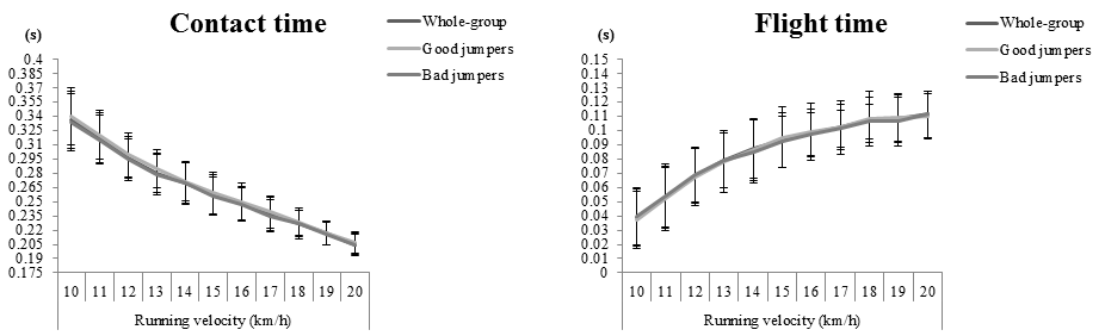


Figura 22. Temporal parameters (CT and FT) with increased running velocity for the whole group and groups created according to jumping ability.

The effect of running velocity on spatio-temporal variables (SL, SF and stride angle) is presented in **Figura 23**. With increased running velocity, SL was longer and SF and stride angle were greater ($p < 0.001$), with no significant differences between groups at any running speed ($p \geq 0.05$).

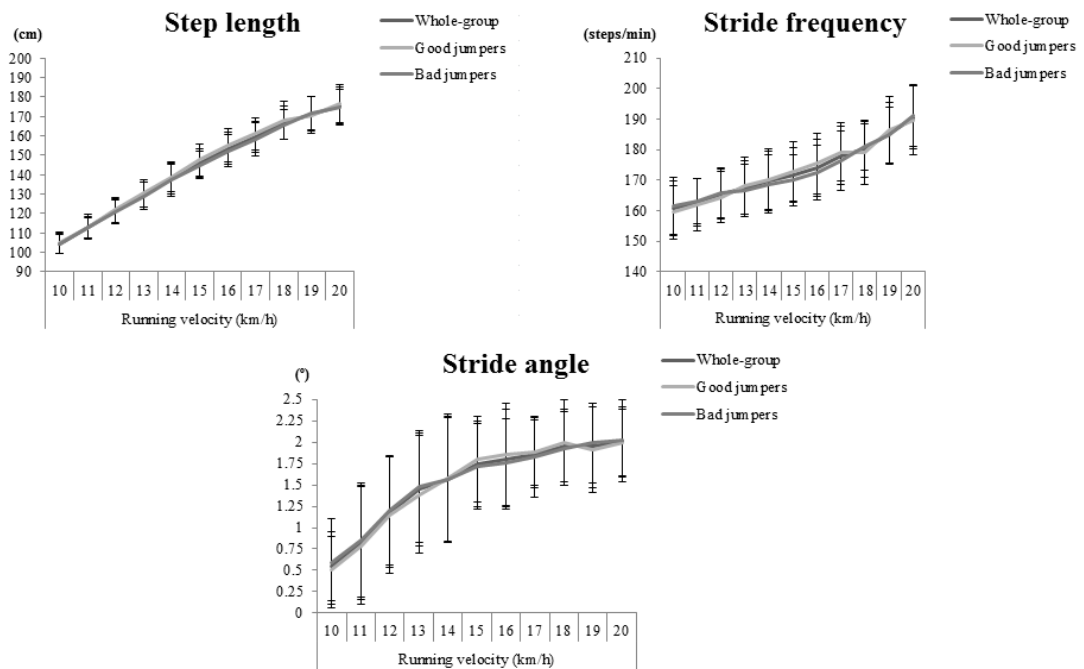


Figura 23. Spatio-temporal parameters with increased running velocity for the whole group and groups created according to jumping ability.

4. DISCUSSION

This study aimed to analyse the influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations during running at different velocities (incremental, from 10 to 20 km/h). The main finding of the current study was the lack of between-group differences (GJ vs. BJ) in the kinematic adaptations experienced by subjects when they increased running velocity. With increased running velocity, even though in a non-fatigued condition, CT was shorter, FT and SL were longer and SF and stride angle were greater, but no differences were found between groups of good and bad jumpers - an indirect measure of muscular performance (3).

Regarding spatio-temporal adaptations with increased running velocity, the results obtained in the current study reinforce previous studies' findings. It seems clear that to run faster, FT needs to be increased and CT needs to be decreased to aid in repositioning the legs during running (5). Based on that relationship, SF also needs to be increased to run faster (26). More controversial is the dynamic of SL when velocity increases. It has been suggested that SL increases linearly with running velocity up to $25 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (5), which is in consonance with our findings (SL increased over the protocol up to 20 km/h). Changes in these parameters during running have been suggested as influencing factors on impact shock (16,23,24) and, thereby, on risk of injury (21–23). Changes in spatio-temporal parameters at a fixed speed can alter electromyography and kinetics (8,16,21,22,33) and, thereby, the magnitude and rate of impact force loading during the stance phase of running (23). Running injuries may be associated with that magnitude and rate of impact force loading during the stance phase of running (23).

As for the stride angle, the available information is quite limited which makes comparisons much more difficult. A previous study by Santos-Concejero et al. (31) points to stride angle as an easily obtainable measure that reveals greater potential for running performance and RE than other biomechanical variables. The current study shows that stride angle increases with an increased running velocity and this finding is in consonance with the results reported by that study (31). The authors suggest this adaptation may be a marker of the athlete's ability to efficiently maximize FT and minimize CT with effective energy transfer during ground contact. Greater stride angles would lead athletes to experience shorter CT, allowing a better RE (27,31). As indicated by previous studies (31), this phenomenon could be due to an early contraction of the muscles involved in the movement of a stride during the stance phase, leading the centre of mass to be projected forward more efficiently. All these changes in spatio-temporal parameters have also been associated to athletic performance. For example, when SF is manipulated during running the musculoskeletal system alters the mechanical behaviour of its spring system (26) and this yields an effect on parameters related to RE and efficiency (34). Increased SF results in decreased ground CT, vertical displacement of centre of mass, and leg length variation (compression) (26,34). Likewise, CT appears to be a strong and direct determinant of leg stiffness (26) - decreasing CT yielded an increase in leg stiffness and vice versa (26).

On the other hand, the results obtained in the current study indicated that there were no differences in the aforementioned spatio-temporal adaptations with increased running velocity between groups with good and bad jumpers (GJ and BJ, respectively) (an indirect measure of muscular performance (3)). Whereas the effect of running velocity on spatial and temporal parameters seems clear, the involvement of neuromuscular factors on these adaptations has not yet been determined. It seems well established that neuromuscular factors are important determinants of endurance running performance (10,19,28,29). As indicated by Pruyn et al. (30), higher levels of lower-body stiffness appear to be advantageous for athletes when performing rapid and (or) repeated stretch-shorten cycle movements (i.e. running). Both muscle and tendon properties may be important in this transfer of energy during human locomotion. Stored energy in these springs (muscle and tendon) could conceivably reduce muscle activation and spare energy expenditure, thus improving RE (10), and that is why the authors hypothesised that runners would experience different spatio-temporal adaptations according to their muscular performance. Nevertheless, this study indicates that spatio-temporal adaptations to an incremental running protocol are not determined by muscular parameters, at least in these conditions: amateur endurance runners performing an incremental test in the absence of fatigue. The authors suggest that muscular performance parameters might be much more determinant in the presence of fatigue (exhausted condition), or in the case of considering other variables such as RE or running kinetics.

Finally, some limitations must be taken into consideration when interpreting these results. First, sex differences were not assessed, with females not participating in the current study. Second, the lack of data related to parameters that might play an important role in this relationship, such as ground reaction forces (running kinetic) and RE measures. Notwithstanding these limitations, the current study highlights the dynamic of spatio-temporal parameters during an incremental running test in amateur endurance runners (parameters frequently used by coaches and clinicians for assessing athletes), and determines the lack of influence of neuromuscular parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity (in amateur runners and in the absence of fatigue).

5. Conclusion

In conclusion, the results obtained indicate that increased running velocity produced no differences in spatio-temporal adaptations between those runners with good jumping ability and those with bad/poor jumping ability. However, taking into consideration the well-known relationship between running performance and neuromuscular performance, the authors suggest that muscular performance parameters might be much more determinant in the presence of fatigue (exhausted condition), or in the case of considering other variables, such as RE or running kinetics.

Practical application

From a practical point of view, these data suggest that coaches and sport scientists should be prudent to establish relationships between running kinematics and neuromuscular parameters through an isolated assessment. It seems that muscular performance parameters do not play a key role in spatio-temporal adaptations experienced by recreational endurance runners with increased velocity (at least, under these conditions: lack of fatigue effects and amateur runners).

References

1. Anderson, T. Biomechanics and Running Economy. *Sport Med* 22: 76–89, 1996.
2. Barnes, KR and Kilding, AE. Running economy: measurement, norms, and determining factors. *Sport Med - Open* 1: 8, 2015.
3. Bosco, C, Tihanyi, J-, Atteri, FL, Fekete, G, Apor, P, and Rusko, H. The effect of fatigue on store and re-use of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 128: 109–117, 1986.
4. Brown, AM, Zifchock, RA, and Hillstrom, HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait Posture* 39: 915–9, 2014.
5. Brughelli, M, Cronin, J, and Chaouachi, A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *J strength Cond Res* 24: 1–7, 2010.
6. Castro, A, LaRoche, DP, Fraga, CHW, and Gonçalves, M. Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. *Sci Sports* 28: e85–e92, 2013.
7. Chan-Roper, M, Hunter, I, W Myrer, J, L Eggett, D, and K Seeley, M. Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *J Sports Sci Med* 11: 77–82, 2012.
8. Chumanov, ES, Wall-Scheffler, C, and Heiderscheit, BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23: 1260–8, 2008.
9. Daoud, AI, Geissler, GJ, Wang, F, Saretsky, J, Daoud, YA, and Lieberman, DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study. *Med Sci Sports Exerc* 44: 1325–1334, 2012.
10. Dumke, CL, Pfaffenroth, CM, McBride, JM, and McCauley, GO. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int J Sports Physiol Perform* 5: 249–61, 2010.
11. Ebben, WP and Petushek, EJ. Using the reactive strength index modified to evaluate plyometric performance. *J strength Cond Res* 24: 1983–7, 2010.
12. García-Pinillos, F, Soto-Hermoso, VM, and Latorre-Román, PA. Acute effects of extended interval training on countermovement jump and handgrip strength

performance in endurance athletes: postactivation potentiation. *J strength Cond Res* 29: 11–21, 2015.

13. García-Pinillos, F, Soto-Hermoso, VM, and Latorre-Román, PÁ. Acute Physiological and Thermoregulatory Responses to Extended Interval Training in Endurance Runners: Influence of Athletic Performance and Age. *J Hum Kinet* 49: 209–17, 2015.

14. 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: 556–60, 2011.

15. Harrison, AJ, Keane, SP, and Coglan, J. Force-velocity relationship and stretch-shortening cycle function in sprint and endurance athletes. *J Strength Cond Res* 18: 473–9, 2004.

16. 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.

17. Heise, GD and Martin, PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol* 84: 438–442, 2001.

18. Higashihara, A, Ono, T, Kubota, J, Okuwaki, T, and Fukubayashi, T. Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *J Sports Sci* 28: 1085–92, 2010.

19. Hudgins, B, Scharfenberg, J, Triplett, NT, and McBride, JM. Relationship between jumping ability and running performance in events of varying distance. *J strength Cond Res* 27: 563–7, 2013.

20. Lee, MM, Song, CH, Lee, KJ, Jung, SW, Shin, DC, and Shin, SH. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *J Phys Ther Sci* 26: 81–5, 2014.

21. Lenhart, RL, Thelen, D, and Heiderscheit, B. Hip muscle loads during running at various step rates. *J Orthop Sports Phys Ther* 44: 766–74, 1–4, 2014.

22. Lenhart, RL, Thelen, DG, Wille, CM, Chumanov, ES, and Heiderscheit, BC. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med Sci Sports Exerc* 46: 557–564, 2014.
23. Mercer, JA, Devita, P, Derrick, TR, and Bates, BT. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Med Sci Sports Exerc* 35: 307–313, 2003.
24. Mercer, JA, Vance, J, Hreljac, A, and Hamill, J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *Eur J Appl Physiol* 87: 403–8, 2002.
25. Mooses, M, Mooses, K, Haile, DW, Durussel, J, Kaasik, P, and Pitsiladis, YP. Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners. *J Sports Sci* 33: 136–44, 2015.
26. Morin, JB, Samozino, P, Zameziati, K, and Belli, A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 40: 3341–8, 2007.
27. Novacheck, TF. The biomechanics of running. *Gait Posture* 7: 77–95, 1998.
28. Nummela, A, Paavolainen, L, Sharwood, K, Lambert, M, Noakes, T, and Rusko, H. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 97: 1–8, 2006.
29. Paavolainen, L, Hakkinen, K, Hamalainen, I, Nummela, A, and Rusko, H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *J Appl Physiol* 86: 1527–1533, 1999.
30. Pruyn, EC, Watsford, M, and Murphy, A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Metab* 39: 1144–50, 2014.
31. Santos-Concejero, J, Tam, N, Granados, C, Irazusta, J, Bidaurrezaga-Letona, I, Zabala-Lili, J, et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J strength Cond Res* 28, 2014.
32. Schieb, DA. Kinematic Accommodation of Novice Treadmill Runners. *Res Q Exerc Sport* 57: 1–7, 1986.

33. Schubert, AG, Kempf, J, and Heiderscheit, BC. Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports Health* 6: 210–7, 2014.

34. Tartaruga, MP, Brisswalter, J, Peyré-Tartaruga, LA, Ávila, AOV, Alberton, CL, Coertjens, M, et al. The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. *Res Q Exerc Sport* 83: 367–375, 2012.

Artículo V

¿CÓMO AFECTA EL GRADO DE PENDIENTE A LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES DURANTE LA CARERRA? INFLUENCIA DEL NIVEL ATLÉTICO Y DE LA RIGIDEZ VERTICAL Y DE LA PIERNA.

“How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness”

How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running?
Influence of athletic level and vertical and leg stiffness

AUTHORS: García-Pinillos, Felipe¹; Roche-Seruendo, Luis E.²; Carlier, Camille³; Soto-Hermoso Victor M.⁴; Latorre-Román, Pedro A.⁵

¹ Department of Physical Education, Sport and Recreation. Universidad de La Frontera (Temuco, Chile). Email: fegarpi@gmail.com

² Universidad San Jorge. Campus Universitario, A23 km 299, 50830. Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain). Email: leroche@usj.es

³ Universidad San Jorge. Campus Universitario, A23 km 299, 50830. Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain). Email: carlier.camille@gmail.com

⁴ University of Granada, Department of Sports Sciences. Carretera de Alfacar s/n. 18071 Granada (Spain). Email: vsoto@ugr.es

⁵ University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain). Email: platorre@ujaen.es

CORRESPONDING AUTHOR: Luis Enrique Roche-Seruendo, leroche@usj.es, Universidad San Jorge. Campus Universitario, A23 km 299, 50830. Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain).

Word count (Abstract): 250

Word count (Main text): 3751

Competing interests: None

Funding sources: This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' Contributions: FGP: analysis and interpretation of data and drafting the article; LERS: conception and study design, acquisition data, revising the manuscript critically; CC: acquisition data, revising the manuscript critically; VMSH: conception and study design, revising the manuscript critically PALR: conception and study design, acquisition data, revising the manuscript critically. All authors have read and approved the final version of the manuscript, and agree with the order of presentation of the authors.

Abstract

Background

The aims of this study were to determine the effect of different slope gradients (0%–11%) on spatiotemporal gait characteristics during running and to examine the influence of athletic level and lower body stiffness on the adaptations when running uphill.

Methods

22 male endurance runners (12 amateurs and 10 highly-trained) performed a running test on a motorized treadmill. Velocity was set at 12 km/h, and subjects completed six different conditions (0, 3, 5, 7, 9 and 11% gradients). Spatiotemporal parameters were measured using OptoGait system. Vertical and leg stiffness were calculated according to the sine-wave method.

Findings

A 2x6 ANOVA found no significant between-group differences in spatiotemporal parameters at any gradient ($P \geq 0.05$); however, some significant differences in spatiotemporal parameters were observed within-groups at increasing gradients ($P < 0.05$). Significant vertical and leg stiffness differences ($P < 0.05$) were found in both groups with increasing gradients. Stepwise linear regression analysis showed that leg stiffness was strongly associated with contact time ($R^2 = 0.797$, $P < 0.001$), whereas vertical stiffness was associated with spatiotemporal adaptations to different slope gradients ($R^2 = 0.547$, $P = 0.002$).

Interpretation

In conclusion, increasing slope gradient at a given running velocity caused spatiotemporal adaptations (i.e. increased contact time and step frequency and decreased flight time, step length and step angle) regardless of the athletic level of the runner. Moreover, leg stiffness plays a key role in spatiotemporal gait characteristics when running flat, whereas vertical stiffness is strongly associated with spatiotemporal adaptations when running uphill.

Keywords

endurance runners; spatial temporal parameters; running kinematics; slope; stiffness

1. Introduction

It is well-known that running biomechanics can favour or limit your running performance by influencing the economy and efficiency of running (1–4). It is reliant on a complex interaction of factors that leads to efficient muscular work and results in a fast and effective running gait (1,2). Physiological factors, muscle fibre distribution, age, sex, and anthropometric factors have traditionally been found to account for interindividual variability in running economy (1,2); however, running economy is also influenced by biomechanical variables (1,2,4–7).

The majority of running biomechanics studies have only considered flat (level) running; however, trail running has become increasingly popular and it includes a broad range of distances and slope variations. Running speed was reported to decrease by 0.1–0.3 km.h⁻¹ for every 1% change in gradient (8), which led to important biomechanical, neuromuscular and physiological adaptations. Thus the study of the physiological and biomechanical changes associated with graded running is important, as the ability to appropriately regulate locomotor behaviour in response to gradient changes is fundamental to the understanding of human locomotion control (9).

Several studies have examined the influence of uphill running on kinematic variables (9–17) and observed differences when compared to level running; however, the results from these studies are controversial. On the one hand, uphill running was characterized by a shorter duration of the swing phase and a greater proportion of the stride cycle spent in stance (16). Higher gradients were also reported to be associated with a higher step frequency (SF) during uphill running (10,12,18). Conversely, some studies (10,18) did not observe any variation in contact time (CT), flight time (FT), SF and step length (SL) at a given running speed (~11 km.h⁻¹) between level running and uphill running.

In addition, limited evidence is available on the influence of potential confounding variables such as lower body stiffness or athletic level. This leaves certain questions unanswered, including whether trained athletes adapt to different slope gradients in the same way as amateurs, and whether stiffness influences spatiotemporal adaptations during uphill running. Some studies have considered the effect of athletic level on the biomechanical response to different speeds (19) and different slopes (13); however, the lack of methodological consensus makes the comparison difficult. In addition, despite stiffness being strongly related to hopping and jumping performance (20), running

performance (21), running economy (6,22), and injury incidence (20,23), some level of stiffness appears to be required for optimal performance although its value remains a topic of debate among researchers. Therefore, more evidence is clearly needed to highlight the effect of slope gradient on spatiotemporal gait characteristics during running, and the influence of athletic level and lower body stiffness on this relationship.

2. Methods

2.1 Participants

A group of 22 male endurance runners (mean age: 32 years (SD=7 years); mean height: 176 cm (SD=6 cm); mean body mass: 71 kg (SD= 5 kg)) voluntarily participated in this study. All subjects were older than 18 years old and they had not suffered from any injury in the 6 months preceding the data collection. The 22 athletes were selected by convenience according to their athletic level (amateur or highly-trained). For the amateur group (n=12), the additional inclusion criterion was that the runners must be able to run 10 km in 45-50 min (mean time: 48.1 min SD (1.3 min)), whereas athletes had to have a 10 km personal best of 30-35 min (mean time: 33.3 min (SD=1.4 min)) to be included in the highly-trained group (n=10). After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013)(24); it was made clear that the subjects were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the ethics committee at the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

2.2 Procedures

Subjects were cited on one specific day and were individually tested (between 16:00 and 21:00 h). Subjects refrained from severe physical activity for at least 48 h prior to testing, and all tests were performed at least 3 h after the ingestion of a meal. Tests were performed using the subject's usual training shoes to attain their most typical performance.

The subjects performed a warm-up before the running protocol, which consisted of 10 min of continuous running and 5 min of general exercises (i.e., high skipping, leg flexion, jumping exercises and short bursts of acceleration). The running protocol was performed on a motorized treadmill (Salter M-835, Salter Int., Barcelona, Spain).

The treadmill protocol was preceded by a standardized 10-min accommodation programme. Athletes were experienced at running on a treadmill; however, previous studies (25) on human locomotion have showed that accommodation to a new condition occurs within ~8 min. The running velocity was set at 12 km/h, as this was considered to be a normal pace for these athletes and was consistent with previous studies (26). All subjects verbally reported feeling comfortable when running on the treadmill at the set speed.

Subjects completed a total of 6 different running conditions (0, 3, 5, 7, 9 and 11 % of slope gradients). The order of these conditions was incremental (from 0% to 11%), and velocity was maintained at 12 km/h. Each condition lasted 1 min to accommodate an acclimatization period (30 s) and a recording period (30 s). The short duration of the gradient conditions aimed to minimize the effect of fatigue on running kinematics (i.e., the whole running protocol lasted 6 min).

2.3 Materials and Testing

i) Anthropometry. For descriptive purposes, height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer and weighing scale (SECA 222 and 634, respectively, SECA Corp., Hamburg, Germany). All measurements were taken while the subjects were wearing running shorts and underwear.

ii) Biomechanics. Spatiotemporal parameters were measured using the OptoGait system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatiotemporal parameters of gait in young adults. This previous study reported a high level of correlation with all spatiotemporal parameters using intra-class correlation coefficients (0.785–0.952), coefficients of variation (1.66–4.06%), standard error of measurement (2.17–5.96%), and the minimum detectable change (6.01–16.52%) (27). The device used two parallel bars that were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface. The device was connected to a computer controlled by the researcher, and data were recorded and averaged for the subsequent analysis. In accordance with the findings of Brown et al. (28), limb dominance was not taken into account. Step angle (SA), CT, FT, SL and SF were measured for every step during the treadmill test.

- CT (s) was defined as the time from when the foot contacted the ground to when the toes lifted off the ground.
- FT (s) was defined as the time from the toes lifting off to the initial ground contact of the consecutive footfall.
- SL (m) was defined as the length the treadmill belt moved from the toes lifting off to the initial ground contact of the next step.
- SF (steps/min) was defined as the number of ground contact events per minute.
- SA ($^{\circ}$) was defined as the angle of the parable tangent, which was derived from the SL and the height obtained with FT. These parameters allowed the tying together of SL and FT. The determination of SL is provided above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the OptoGait system as indicated by Santos-Concejero et al. (5).
- The percentage of ground CT at which the different subphases of stance occurred (based on activated LEDs) was automatically measured by the OptoGait system for every step:
 - o Initial contact (Phase1) was defined as the time taken from initial ground contact (one LED activated is needed to be considered) to the foot becoming flat (the number of LEDs activated stays steady with a variation of two LEDs).
 - o Midstance (Phase2) was defined as the time taken from a foot flat to the initial take-off. During this phase, the number of LEDs stayed steady a variation of one LEDs. This phase finished when the heel came off the ground and the number of LEDs was reduced to ≥ 2 .
 - o Propulsion (Phase3) was defined as the time taken from initial take-off (the number of LEDs was reduced ≥ 2) to the toe lifting off (i.e. when the forefoot comes off the ground and the number of LEDs is 0).

iii) Vertical (K_{vert}) and leg stiffness (K_{leg}) were calculated according to Morin's method (29). The K_{leg} (Kn.m^{-1}) was defined as the ratio of the maximal force in the spring to the maximum leg compression at the middle of the stance phase (30). The K_{vert} (kN.m^{-1}) was defined as the ratio of the maximal force to the vertical displacement of the centre of mass as it reached its lowest point (i.e., the middle of the stance phase) (30). K_{vert} represents the overall body stiffness and defines the relationship between the ground reaction force and the vertical displacement of the centre of mass, while K_{leg} represents

the stiffness of the lower extremity complex (e.g., foot, ankle, knee, and hip joints) and describes the ratio between the ground reaction force and the deformation in leg length (29).

This method allows the estimation of K_{leg} and K_{vert} during running using only a few mechanical parameters (i.e., body mass, forward velocity, leg length, FT, and CT). As indicated by Morin et al. (29), stiffness values calculated with the sine-wave method ranged from 0.67-6.93% less than the force platform method, which was acceptable. Another paper (31) concluded that the measurements of K_{vert} and K_{leg} obtained during treadmill running by using the sine-wave method were highly reliable for both intra-day and inter-day designs, exhibiting ICCs between 0.86 and 0.99.

2.4 Statistical Analysis

Descriptive statistics are represented as mean (SD). Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro-Wilk and Levene's test, respectively) were conducted on all data before analysis. A one-way analysis of variance (ANOVA) was performed to compare the groups' characteristics. A repeated measures ANOVA (2 x 6, group x measurements) was performed to determine the effect of different slope gradients on spatiotemporal parameters and stiffness for the whole group and the subgroups. A partial correlation analysis, adjusted by athletic level, was conducted between stiffness and spatiotemporal gait characteristics and between stiffness and spatiotemporal adaptations with increased gradients (Δ) (i.e., CT at 11% - CT at 0%). Finally, a stepwise linear regression analysis was performed between stiffness (K_{vert} and K_{leg}), spatiotemporal characteristics and spatiotemporal adaptations with increased gradients.

3. Results

Table 10 shows the characteristics of the participants. No between-group differences ($p \geq 0.05$) were found in age or anthropometric data.

Table 10. Characteristics of participants according to their level of athletic performance

	Whole-group (n=22)	Amateur (n=12)	Highly-trained (n=10)	p-value
Age (years)	32.34 (6.95)	34.40 (6.93)	29.87 (6.44)	0.130
Body mass (kg)	71.05 (5.15)	72.67 (5.30)	69.10 (4.48)	0.108
Height (cm)	176.36 (6.11)	174.08 (6.59)	179.10 (4.33)	0.053

Figura 24 shows the spatiotemporal variables (CT, FT, SF, SA and SL) with increasing slope gradient (0-11%) and compares the amateur vs. highly-trained group. The 2x6 ANOVA found no significant between-group differences in CT ($p=0.315$), FT ($p=0.116$), SF ($p=0.189$), SA ($p=0.189$) and SL ($p=0.266$) at any gradient; however, significant within-group differences were observed with increased gradients (related to level running, 0% slope) in both groups for every variable ($p<0.05$).

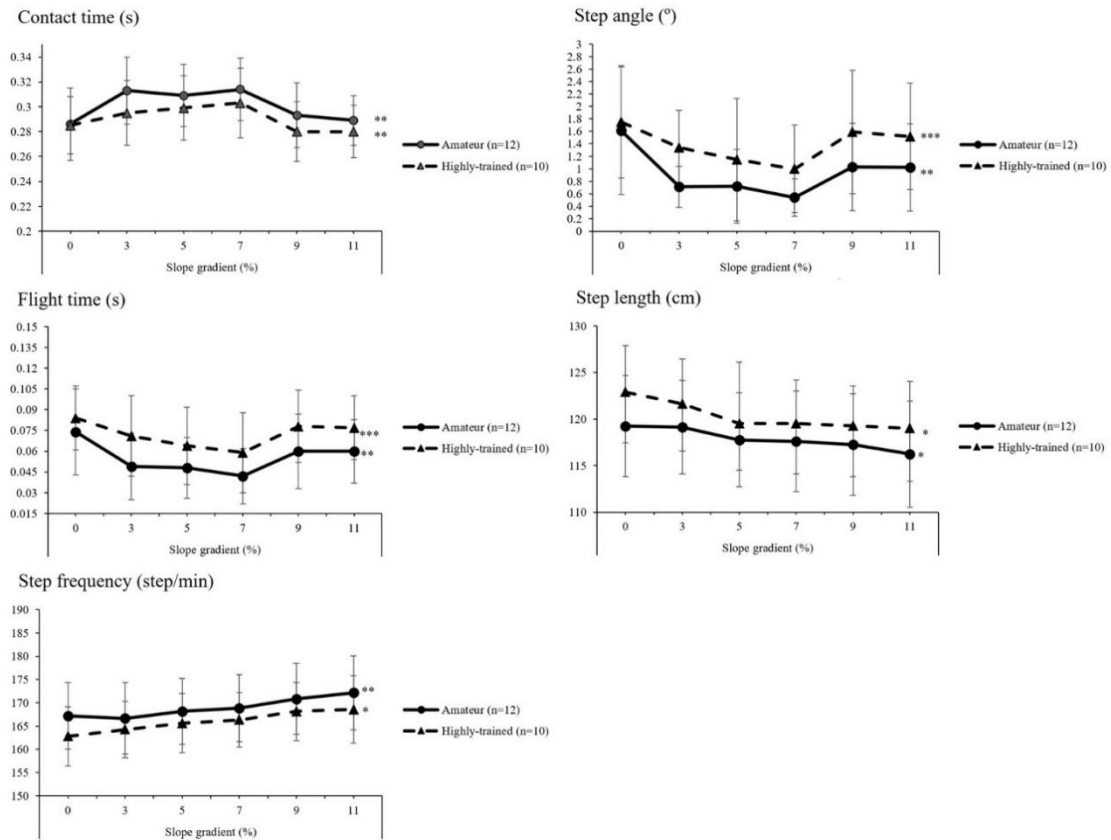


Figura 24. Dynamics of spatiotemporal variables (contact time, flight time, step frequency, step angle and step length) with increased slope gradients (0-11%) according to the athletic level (amateur vs. highly-trained groups). * indicates within-group differences, $p<0.05$; ** indicates within-group differences, $p<0.01$, *** indicates within-group differences, $p<0.001$

Figura 25 shows the CT-FT percentages during the step cycle (A), and the percentages of the different sub-phases during the ground contact phase (B). No significant between-group differences were found in CT and FT percentages during the step cycle (%CT: $p=0.131$; %FT: 0.191), while significant within-group differences ($p<0.001$) were found in both groups for CT and FT (relative to level running) (Figure 2-A). As for the percentages of the different sub-phases of ground contact phase (Figure 2-B), no between-group differences were found in Phase1 ($p=0.779$), Phase2 ($p=0.393$) or Phase3 ($p=0.174$); however, significant within-group differences ($p<0.05$) were found in both groups for each variable (relative to level running).

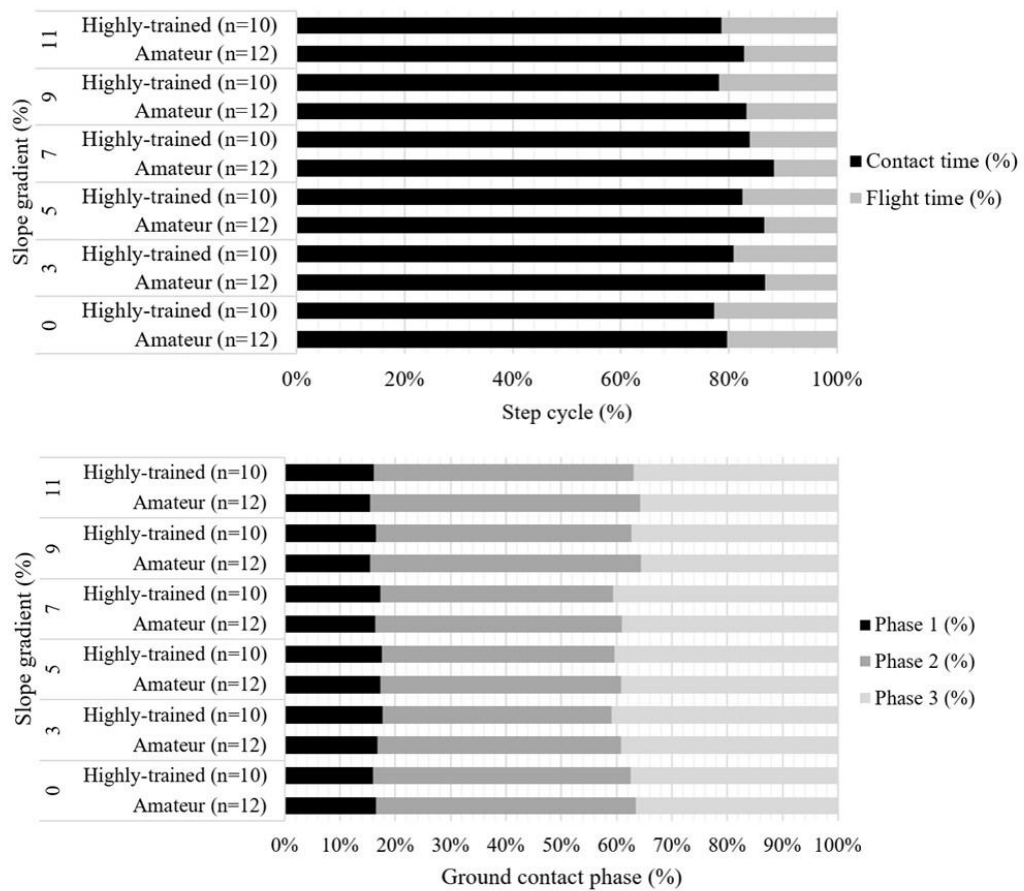


Figura 25. Spatiotemporal parameters with increasing slope gradients: (A) Contact and flight times (in percentages) during the step cycle; (B) Percentages of the different sub-phases during the ground contact period. Phase 1: initial contact; Phase 2: midstance; Phase 3: propulsion

Figura 26 shows comparison of amateur vs. highly-trained athletes over the entire protocol (0-11% slope gradients) for Kvert and Kleg. Between-group differences were found for Kvert ($p=0.017$) which was higher in the amateur group, but not for Kleg ($p \geq 0.05$). Significant Kvert differences were found in both the amateur group (amateurs, $p=0.048$) and the highly-trained group ($p=0.043$) with increased slope gradients. Kvert significantly increased when running on severe slopes (9% and 11%) compared to level running (0%) in both amateurs ($p=0.039$ at 9%, $p=0.010$ at 11%) and highly-trained athletes ($p=0.004$ at 9%, $p=0.006$ at 11%). Kleg was significantly reduced at increased gradients in both amateurs ($p=0.03$) and highly-trained athletes ($p=0.043$). Amateur athletes reduced Kleg at 3% slope ($p=0.001$), 5% slope ($p=0.004$) and 7% gradient ($p<0.001$) relative to level running, whereas highly-trained athletes reduced Kleg at 5% ($p=0.037$) and 7% gradients ($p=0.019$).

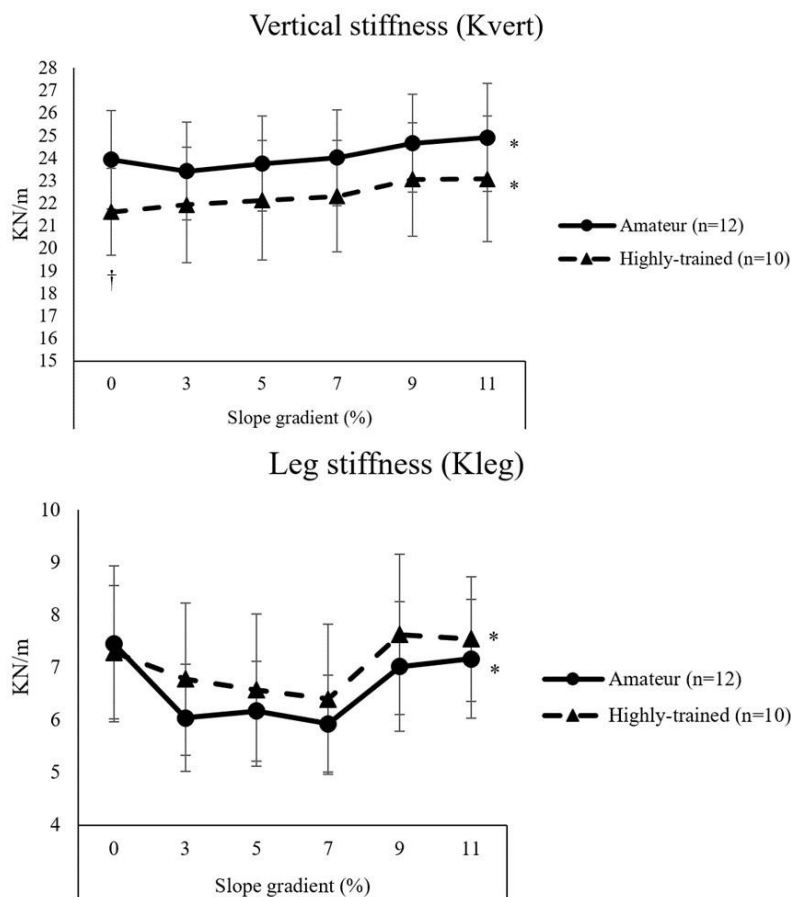


Figura 26. Vertical (Kvert) and leg stiffness (Kleg) during the running protocol at different slope gradients according to the athletic level (amateur vs. highly-trained comparison). * indicates within-group differences, $p<0.05$; † indicates between-group differences ($p<0.05$)

Partial correlation analysis adjusted by athletic level revealed some significant correlations between stiffness and certain spatiotemporal parameters. During level running (0%), K_{vert} was significantly correlated with SF and SL ($r=0.674$ and -0.665 , respectively; $p<0.001$); while K_{leg} was significantly correlated with FT, CT and SA ($r=0.852$, -0.901 and 0.872 , respectively; $p<0.001$). Spatiotemporal adaptations when running uphill compared to level running (Δ : 11%-0% comparison) were correlated with K_{vert} and K_{leg} . K_{vert} was shown to be significantly correlated with ΔSF and ΔSL ($r=0.872$ and -0.805 , $p<0.001$), while K_{leg} was significantly correlated with ΔCT , ΔFT and ΔSA ($r= -0.998$, 0.875 and 0.893 , respectively; $p<0.001$).

Stepwise linear regression analysis showed significant associations between stiffness and spatiotemporal parameters. During level running (0%), K_{vert} (dependent variable) showed a significant association with SF ($R^2= 0.483$, $p<0.001$), with FT, CT, SL and SA excluded from the model. K_{leg} showed a significant association with CT ($R^2= 0.797$, $p<0.001$), with the rest of spatiotemporal parameters excluded from the model. Regarding the association between stiffness and spatiotemporal adaptations to different slope gradients, K_{vert} was associated with ΔCT , ΔFT , ΔSF and ΔSA with ΔSL excluded from the model ($R^2= 0.547$, $p=0.002$), while K_{leg} was associated with ΔCT with the rest of the variables excluded from the model ($R^2= 0.322$, $p=0.003$).

4. Discussion

The aims of this study were to determine the effect of different gradients (0-11%) on spatiotemporal gait characteristics during running and to examine the influence of athletic level and lower body stiffness on the spatiotemporal adaptations when running uphill. The main findings were: (i) at a given speed ($12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), runners increased their CT and SF and decreased their FT, SL and SA at increased gradients (0-11%); (ii) no differences in the spatiotemporal adaptations were found between amateur and highly-trained athletes with increasing gradients, although highly-trained athletes showed (a non-significant) increased FT, SL, SA, and phase3 during stance period, and reduced CT, SF and phase2; (iii) relative to level running, K_{vert} increased with severe slopes (9-11%) while K_{leg} was reduced with moderate slopes (3-7%) regardless of the athletic level and; (iv) K_{leg} was strongly associated with spatiotemporal parameters during level running, whereas K_{vert} was associated with spatiotemporal adaptations at increasing gradients (0-11%).

As mentioned previously, several studies have examined the influence of uphill running on kinematic variables (9–17) and observed differences when compared to level running. However, the results remained inconclusive. This study indicated that, at a given speed ($12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), runners increased their CT and SF, and decreased their FT, SL and SA as the gradient increased (0–11%). In addition, despite no significant differences with increased gradients, the percentage of CT increased more at lower gradients; however, the percentage of FT showed an opposing dynamic during the subphases of the stance period, with phase 1 remaining unchanged, phase 2 decreasing at moderate gradients (3, 5 and 7%) and gently increasing at 9%–11% gradients and phase 3 showing the opposite results to phase 2.

Higher gradients have been reported to be associated with a higher SF during uphill running (10,12,17,18). Padulo et al. (32) indicated that there was an increase in the phase 3 and a decrease of ground reaction force at a constant speed on slopes, which produced a considerable SF increase and SL decrease. Swanson and Caldwell (16) used a speed of $\sim 16 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ at 0% and 30% gradient and reported a reduction in SL and an increase in SF. Gottschall and Kram (10) also found a decrease in SL and an increase in SF at $\sim 11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ speed and gradients of 3, 6, and 9%. The results from this study support the result of these aforementioned experiments. Conversely, other studies reported no changes or opposing changes when running uphill; for example, Telhan et al. (18) reported no changes in SF and SL when comparing –7% downhill, level (0%), and 7% uphill running at $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, whereas Gottschall and Kram (10) found no change in CT. One reason for the lack of agreement may be the methodological disparities.

The running technique of the highly-trained athletes may be expected to adapt better to the need for efficient work output than the amateur runner, who would react differently to the altered circumstances. To the best of the authors' knowledge, only one previous study (13) has examined the dynamics of CT, FT, SL and SF at different running speeds and considering different gradients (0, 2, and 7%), in amateur and elite marathon runners. Padulo et al. (32) suggested that increasing gradients could depress the best quality of highly-trained athletes (i.e., their ability to use the ground reaction force to increase the SL and FT in a shorter stretch-shortening cycle), and that this may explain for the lack of differences in the spatiotemporal adaptations to running uphill between amateurs and highly-trained athletes. These results are in line with the current study results, which found no significant differences between the two athletic groups. However, we must be

cautious to interpret data because a no significant trend is observed in the amateur vs. highly-trained comparison (with highly-trained athletes showing increased FT, SL, SA, and phase3 during stance period, and reduced CT, SF and phase2). The authors hypothesize that a greater sample size or a more homogeneous group might reveal differences in spatiotemporal adaptations.

During locomotion, K_{vert} is always greater than K_{leg} because leg length changes exceed those of the centre of mass (29,31). Although K_{vert} and K_{leg} are derived from similar mechanical concepts, they are not synonymous and adapt differently to changes in running conditions (29–31,33), therefore examining both K_{vert} and K_{leg} is justified. Limited evidence is available on the effect of running uphill on stiffness. A previous study (34) concluded that K_{vert} increased when running uphill, whereas K_{leg} remained constant across the different gradients under investigation (-8 to +8%). These results partially agree with those reported in this study, which were that K_{vert} increased with severe gradients (9-11%) while K_{leg} was reduced with moderate slopes (3-7%) (relative to level running). Methodological differences (i.e., the Lussiana's study was performed at $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ and with slopes -8 to +8%) along with methodological limitations (i.e., the calculation of stiffness during running on slopes, discussed further in the limitations section) make the comparison difficult. Nevertheless, the regression model performed in the current study provides some interesting information about the dynamics of lower body stiffness during level and uphill running. A strong association between K_{leg} and spatiotemporal parameters was found during level running, whereas K_{vert} was associated with spatiotemporal adaptations at increased slope gradients (0-11%). Padulo et al. (32), indicated that increasing the slope could depress the capability of using the ground reaction force to increase SL and FT in a shorter stretch-shortening cycle. The authors suggest that athletes have to apply greater forces (F_{max} in the Morin's equation (29)) to maintain running velocity despite increased slope gradients and that, along with the reduction of the centre of mass displacement caused by higher SF (17), K_{vert} increases during running uphill.

This study also reports no differences between the amateur and highly-trained groups, apart from higher K_{vert} observed during level running in the amateur athletes. However, a previous study (29) concluded that elite middle-distance runners showed higher K_{vert} and K_{leg} than the non-specialists athletes. Again, the data should be interpreted with caution due to methodological differences. The authors suggested that

the differences might be due to the foot strike pattern and/or SF. First, a previous work showed that increases in plantar-flexion angles during ground contact cause significant changes in the spring-mass characteristics describing human motion, with higher stiffness values (35). This parameter was not controlled in the current study and therefore more evidence is needed to highlight the role of foot strike pattern. Second, a higher SF seems to be related to a higher K_{vert} (30). Amateurs showed a non-significant higher SF during level running which may explain the differences.

The relationship between stiffness and running performance is complex and often misunderstood (33). While some authors have reported a lack of correlation between the lower body stiffness and the running economy value (36,37), most evidence suggests that increased K_{leg} is associated with a better running economy (6,22,38). Arampatzis et al. (39) argued that more compliant quadriceps, tendons and aponeuroses augmented force production at submaximal running intensities and thus reduced energy costs. McMahon et al. (40) suggested that the degree of stiffness required for the successful completion of a task depends on the specific task being performed, therefore more research is clearly needed.

Eventually, some limitations of this study also need to be considered. First, the use of laboratory settings to simulate uphill running creates significant technical challenges and limits the subject's ability to regulate their running speed (8). Second, there are limits to the assessment of stiffness during slope running (e.g., the assumption of symmetrical oscillations of the spring-mass model is not entirely respected). Notwithstanding these limitations, it seems important to investigate if spatiotemporal adaptations during uphill running vary with athletic levels, how stiffness changes with gradient, and what role stiffness plays in spatiotemporal gait characteristics while running at different gradients.

5. Conclusions

In conclusion, an increased slope gradient (0-11%) at a given running velocity (12 km.h⁻¹) caused spatiotemporal adaptations (i.e., increased CT and SF and decreased FT, SL and SA) regardless of the athletic level of the runner (although a non-significant trend differentiated the adaptations between the amateur and highly-trained groups). The results also indicated that leg stiffness plays a key role in the characteristics of spatiotemporal gait during level running, whereas vertical stiffness is strongly associated with spatiotemporal adaptations when running uphill.

Acknowledgements

This paper is part of the thesis of the first author Roche-Seruendo LE. The thesis plan is registered in the PhD program in Biomedicine (B11/56/1) of Universidad de Granada (Granada, Spain). The authors would like to thank all the athletes who participated in the research.

References

1. Barnes KR, Kilding AE. Running economy: measurement, norms, and determining factors. *Sport Med - Open*. 2015;1(1):8.
2. Tartaruga MP, Brisswalter J, Peyré-Tartaruga LA, Ávila AOV, Alberton CL, Coertjens M, et al. The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. *Res Q Exerc Sport*. 2012;83(3):367–75.
3. Mooses M, Mooses K, Haile DW, Durussel J, Kaasik P, Pitsiladis YP. Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners. *J Sports Sci*. 2015;33(2):136–44.
4. Anderson T. Biomechanics and Running Economy. *Sport Med*. 1996 Aug;22(2):76–89.
5. Santos-Concejero J, Tam N, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, Zabala-Lili J, et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J strength Cond Res*. 2014;28(7).
6. Heise GD, Martin PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol*. 2001 May 14;84(5):438–42.
7. Moore IS. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sport Med*. 2016 Jun 27;46(6):793–807.
8. Townshend AD, Worringham CJ, Stewart IB. Spontaneous pacing during overground hill running. *Med Sci Sports Exerc*. 2010 Jan;42(1):160–9.

9. Vernillo G, Giandolini M, Edwards WB, Morin JB, Samozino P, Horvais N, et al. Biomechanics and Physiology of Uphill and Downhill Running. *Sport Med.* 2017;47(4):615–29.
10. Gottschall JS, Kram R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech.* 2005 Mar 1;38(3):445–52.
11. Snyder KL, Farley CT. Energetically optimal stride frequency in running: the effects of incline and decline. *J Exp Biol.* 2011;214(12):2089–95.
12. Lussiana T, Fabre N, Hébert-Losier K, Mourot L. Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scand J Med Sci Sports.* 2013;23(4):246–53.
13. Padulo J, Annino G, Migliaccio GM, D'Ottavio S, Tihanyi J. Kinematics of Running at Different Slopes and Speeds. Vol. 26, *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2012. p. 1331–9.
14. Padulo J, Annino G, Smith L, Migliaccio G, Camino R, Tihanyi J, et al. Uphill Running at Iso-Efficiency Speed. *Int J Sports Med.* 2012;33(10):819–23.
15. Padulo J, Powell D, Milia R, Ardigò LP. A paradigm of uphill running. *PLoS One.* 2013;8(7):69–76.
16. Swanson SC, Caldwell GE. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Jun;32(6):1146–55.
17. Lussiana T, Hébert-Losier K, Mourot L. Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *J Sport Heal Sci.* 2014;
18. Telhan G, Franz JR, Dicharry J, Wilder RP, Riley PO, Kerrigan DC. Lower Limb Joint Kinetics During Moderately Sloped Running. *J Athl Train.* 2010 Jan;45(1):16–21.
19. Gómez-Molina J, Ogueta-Alday A, Stickley C, Tobalina JC, Cabrejas-Ugartondo J, García-López J. Differences in spatio-temporal parameters between trained runners and untrained participants. *J strength Cond Res.* 2016 Oct 6;31(8):2169–75.

20. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002 Apr;12(2):127–35.
21. Taylor MJD, Beneke R. Spring mass characteristics of the fastest men on Earth. *Int J Sports Med.* 2012 Aug 17;33(8):667–70.
22. Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med Sci Sport Exerc.* 2002;34(8):1324–31.
23. Butler RJ, Crowell HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech.* 2003 Jul;18(6):511–7.
24. World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki. *JAMA.* 2013;310(20):2191.
25. Schieb DA. Kinematic Accommodation of Novice Treadmill Runners. *Res Q Exerc Sport.* 1986 Mar;57(1):1–7.
26. 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.* 2007 Jan;40(15):3341–8.
27. Lee MM, Song CH, Lee KJ, Jung SW, Shin DC, Shin SH. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(1):81–5.
28. Brown AM, Zifchock RA, Hillstrom HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait Posture.* 2014;39(3):915–9.
29. Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech.* 2005;21(2):167–80.
30. Farley CT, González O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech.* 1996;29(2):181–6.
31. Pappas P, Paradisis G, Tsolakis C, Smirniotou A, Morin J-B. Reliabilities of leg and vertical stiffness during treadmill running. *Sport Biomech.* 2014 Oct 2;13(4):391–9.

32. Padulo J, Annino G, Migliaccio GM, D'Ottavio S, Tihanyi J. Kinematics of Running at Different Slopes and Speeds. *J Strength Cond Res.* 2012;26(5):1331–9.
33. Brughelli M, Cronin J. Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffness. *Sport Med.* 2008;38(8):647–57.
34. Lussiana T, Hébert-Losier K, Mourot L. Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *J Sport Heal Sci.* 2015;4(2):195–202.
35. Horvais N, Samozino P. Effect of midsole geometry on foot-strike pattern and running kinematics. *Footwear Sci.* 2013;5(2):81–9.
36. Slawinski J, Heubert R, Quievre J, Billat V, Hannon C. Changes in Spring-Mass Model Parameters and Energy Cost During Track Running to Exhaustion. *J Strength Cond Res.* 2008;22(3):930–6.
37. Heise GD, Martin PE. “Leg spring” characteristics and the aerobic demand of running. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(5):750–4.
38. 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 Jun;5(2):249–61.
39. Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech.* 1999 Dec;32(12):1349–53.
40. McMahon JJ, Comfort P, Pearson S. Lower Limb Stiffness: Effect on Performance and Training Considerations. *Strength Cond J.* 2012;34(6):94–101.

Artículo VI

Fiabilidad absoluta y validez concurrente del sistema stryd™ para la valoración de la cinemática de la zancada corriendo a diferentes velocidades

“Absolute reliability and concurrent validity of the Stryd™ system for the assessment of running stride kinematics at different velocities”

Absolute reliability and concurrent validity of the Stryd™ system for the assessment of running stride kinematics at different velocities

Running title: Stryd™ system and running stride kinematics

AUTHORS: García-Pinillos, Felipe¹; Roche-Seruendo, Luis E.²; Latorre-Román, Pedro A.³

⁵ Department of Physical Education, Sport and Recreation. Universidad de La Frontera (Temuco, Chile). Email: fegarpi@gmail.com

¹ Universidad San Jorge. Campus Universitario, A23 km 299, 50830. Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain). Email: leroche@usj.es

² University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain). Email: platorre@ujaen.es

CORRESPONDING AUTHOR: Felipe García-Pinillos, fegarpi@gmail.com, +34 660 062066, Universidad de La Frontera, Uruguay, 1980 (Temuco, Chile)

Competing interests: None

Funding sources: This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' Contributions: FGP: analysis and interpretation of data and drafting the article; LERS: conception and study design, acquisition data, revising the manuscript critically; PALR: conception and study design, acquisition data, revising the manuscript critically. All authors have read and approved the final version of the manuscript, and agree with the order of presentation of the authors.

Abstract

This study aimed to determine the absolute reliability and to evaluate the concurrent validity of the Stryd™ system for measuring spatio-temporal variables during running at different velocities (8-20 km.h⁻¹) by comparing data with another widely-used device for this purpose (the OptoGait™ system). Eighteen trained male endurance runners performed an incremental running test (8-20 km. h⁻¹ with 3 min stages) on a treadmill. Spatio-temporal parameters (contact time [CT], flight time [FT], step length [SL], and step frequency [SF]) were measured using two different devices (Stryd™ and OptoGait™ systems). The Stryd™ system showed a CV <3%, except for FT (3.7-11.6%). The OptoGait™ achieved CV <4%, except for FT (6.0-30.6%). Pearson correlation analysis showed large correlations for CT and FT, and almost perfect for SL and SF over the entire protocol. Paired t-tests showed that CT was underestimated (p<0.05, ES>0.7; ~4-8%), FT overestimated (p<0.05, ES>0.7; ~7-65%), while SL and SF showed significant differences (p<0.05) but a very small ES (<0.1, with differences <1%). The Stryd™ is a practical portable device that is reliable for measuring CT, FT, SL, and SF during running. It provides accurate SL and SF measures but underestimates CT (0.5-8%) and overestimates FT (3-67%) compared to a photocell-based system.

Key words: biomechanics; reliability; running; technology; validity

1. Introduction

The number of people suffering from running-related injuries (RRI) has steadily increased as the popularity of running has increased (1,6). Recent research suggests that injury incidence levels among runners have reached as high as 85% in recent research (6,17). In an effort to combat RRI levels, there has been increased demand for running gait research. Previous studies have examined the influence of stride characteristics on the risk of injury (e.g., spatio-temporal parameters such as step frequency, step length, and ground contact time (14,22)).

Likewise, from an athletic performance standpoint, the way in which one moves (running biomechanics in this case) can favour or limit your running performance by influencing running economy (RE) and efficiency (2,4,16,23). Performance relies on several interacting factors that lead to efficient muscular work and result in a fast and effective running gait (4,23). Traditionally, physiological factors, muscle fibre distribution, age, sex, and anthropometric factors have been found to account for interindividual variability in RE (4,23). However, RE is also influenced by biomechanical variables, largely related to ground contact and stride characteristics (21,23) such as vertical oscillations (2), step angles (21), step length (2), and ground reaction forces (9).

Therefore, interest in running gait analysis is reasonable in both an injury prevention and an athletic performance context. While previous methods of analysis have generally required well-equipped research laboratories, recently, there has been a move to produce low-cost, portable gait analysis equipment. This has allowed researchers to remove participants from an artificial laboratory environment and measure participants in a more natural environment (18).

The variety of available technologies for gait analysis (e.g., accelerometers, gyroscopes, force plates, pressure plates, and photoelectric cells) implies a variety of devices should exist for analyzing stride characteristics. However, some of these devices have not yet been validated. The validity and reliability of a gait analysis system are essential to determine whether results are due to changes in gait pattern or are simply systematic measurement errors. Therefore, the aim of the current study is to determine the absolute reliability (within-subject variation) and to evaluate the concurrent validity of the Stryd™ system for measuring spatio-temporal variables during running at different

velocities (usual for endurance runners at training and competing, 8-20 km.h⁻¹) by comparing data with a widely-used device for this purpose (i.e., the OptoGait™ system).

2. Methods

Experimental approach to the problem

With the introduction of new wireless devices, establishment of their reliability and validity are essential before practical use. In this study, the Stryd™ system was compared to the OptoGait™ system for measuring spatio-temporal variables during running at different velocities (8-20 km.h⁻¹).

Participants

A group of eighteen recreationally trained male endurance runners (age range: 19-46 years; age: 33.97±7.10 years; height: 176.06±4.61 cm; body mass: 70.46±6.15 kg; fat mass: 9.81±4.39%) voluntarily participated in this study. All participants met the inclusion criteria: (1) older than 18 years old, (2) recreationally active (3-4 running sessions per week), (3) able to run 10-km in less than 40 minutes, (4) not suffering from any injury within the last 6 months before the data collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013). It was made clear that the participants were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

Procedures

The study was conducted in June 2017. At the time of these observations, the subjects had completed between 6-7 months of training. Subjects were individually tested on one day (between 16:00 and 21:00 h). Prior to all testing, subjects refrained from severe physical activity for at least 48 h and all testing was at least 3 h after eating. Tests were performed with the subjects' usual training shoes to measure their typical performance.

Subjects performed an incremental running test on a motorized treadmill (HP cosmos Pulsar 4P, HP cosmos Sports & Medical, GmbH, Germany). The initial speed was set at 8km.h⁻¹, and speed increased by 1 km.h⁻¹ every 3 min until running speed reached 20 km.h⁻¹. The slope was maintained at 1%. The treadmill protocol was preceded by a

standardized 10-min accommodation programme. Athletes were experienced in running on a treadmill.

Materials and testing

i) Anthropometry. For descriptive purposes, height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer (SECA 222, SECA Corp., Hamburg, Germany) and BIA device (Tanita BC-601, Tanita Corp. Tokyo, Japan). All measurements were taken with subjects wearing running shorts and underwear.

ii) Biomechanics. Spatio-temporal parameters were measured using two different devices:

The OptoGait™ system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. OptoGait™ achieved a high level of correlation with all spatio-temporal parameters by intra-class correlation coefficients (0.785–0.952), coefficients of variation (1.66–4.06%), standard error of measurement (2.17–5.96%), and minimum detectable change (6.01–16.52%)(12). The system detects any interruptions and therefore measures both CT and FT with a precision of 1/1000 s. The two parallel bars of the device system were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface. This device was connected to a computer controlled by the researcher. Data was recorded and averaged for the subsequent analysis. In accordance with the findings from Brown et al. (5), limb dominance was not taken into account. Contact time (CT), flight time (FT), step length (SL), and step frequency (SF or cadence) were measured for every step during the treadmill test.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.
- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls (e.g., right-left).
- SL (m): length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.
- SF or cadence (steps/min): number of ground contact events per minute.

Stryd™ (Stryd Powermeter, Stryd Inc. Boulder CO, USA): a relatively new device which estimates power in watts. Stryd™ is carbon fibre-reinforced foot pod that weights 9.1 grams. Based on a 6-axis inertial motion sensor (3-axis gyroscope, 3-axis accelerometer), this device provides spatio-temporal data including CT and SF. From CT and SF, in addition to running velocity, the authors calculated FT and SL as follows:

$$FT (s) = \text{step time (s)} - CT (s),$$

where step time is the time from the beginning of the step cycle (take-off) to the end (previous frame to take-off),

$$\text{step time (s)} = SF (\text{steps/min}) / 60$$

$$SL (\text{cm}) = \text{running velocity (m.min}^{-1}) / SF (\text{steps/min})$$

Statistical analysis

Descriptive statistics are represented as mean (SD). Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro-Wilk and Levene's test, respectively) were conducted on all data before analysis. Coefficient of variation (CV, %) was calculated as a measure of absolute reliability (within-subject variation) (3,10). To determine concurrent validity, a Pearson correlation analysis was performed between OptoGait™ and Stryd™ data for each spatiotemporal variable analysed (CT, FT, SL, and SF). In addition to measures of statistical significance, the following criteria were adopted to interpret the magnitude of correlations between measurement variables: <0.1 (trivial), 0.1–0.3 (small), 0.3–0.5 (moderate), 0.5–0.7 (large), 0.7–0.9 (very large) and 0.9–1.0 (almost perfect) (11). Pairwise comparisons of means (t-test) were also conducted between data (CT, FT, SL, and SF) from the two devices (OptoGait™ and Stryd™) at different running speeds (8-20 km.h⁻¹). Additionally, the magnitude of the differences between values were also interpreted using the Cohen's d effect size (ES) (24). Effect sizes of less than 0.4 represented a small magnitude of change while 0.41–0.7 and greater than 0.7 represented moderate and large magnitudes of change, respectively (24). The level of significance used was p<0.05. Data analysis was performed using SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, Ill).

Validity

The Pearson correlation analysis is shown in **Table 12** (CT, FT, SL, and SF or cadence at 8-20 km.h⁻¹ running velocities). CT from both devices showed large correlations (0.5-0.7, p<0.05) at low speeds (8-11 km.h⁻¹) and race speeds (14-16 km.h⁻¹). FT from OptoGait™ and Stryd™ showed large and very large correlations, respectively (0.602 < r > 0.834, p<0.05) over the velocities tested (8-20 km.h⁻¹). SL and SF from both devices were nearly perfectly correlated (r > 0.9, p<0.001) at every running velocity tested.

Table 12. Coefficient of variation (%) of the spatio-temporal parameters (CT, FT, SL and SF) at different running velocities (8-20 km.h⁻¹) from OptoGait system and from Stryd system.

Speed (km.h ⁻¹)	Contact time (CT)		Flight time (FT)		Step length (SL)		Step frequency (SF)	
	Stryd	OptoGait	Stryd	OptoGait	Stryd	OptoGait	Stryd	OptoGait
8	1.46	3.01	11.60	30.58	1.32	3.78	1.31	3.13
9	1.38	2.91	9.38	24.17	1.38	3.61	1.33	3.30
10	1.53	2.90	7.35	18.62	1.22	3.39	1.19	3.14
11	1.43	2.79	5.78	14.01	1.13	3.28	1.11	3.06
12	1.37	2.59	5.21	11.44	1.24	3.04	1.19	2.77
13	1.22	2.56	4.27	9.05	1.09	2.74	1.05	2.79
14	1.27	2.48	4.18	8.26	1.14	2.63	1.13	2.52
15	1.34	2.41	4.29	7.05	1.33	2.24	1.26	2.35
16	1.91	2.53	4.59	6.46	1.20	1.98	1.17	2.33
17	1.56	2.38	3.73	6.38	1.32	2.02	1.29	2.30
18	1.98	2.33	5.11	6.37	1.86	2.08	1.69	2.15
19	2.23	2.45	5.39	6.41	2.02	2.24	1.87	2.27
20	2.32	2.48	7.56	6.01	2.08	2.66	2.01	3.54

A paired t-test demonstrated some significant differences ($p < 0.05$) and large ES (> 0.7) in the variables analysed (CT, FT, SL, and cadence). CT (**Figure 27**) was underestimated for Stryd™ compared to OptoGait™ data (8-18 km.h⁻¹, $p < 0.001$ and $ES > 0.7$; ~6-8%). Differences were smaller at 19 km.h⁻¹ ($p < 0.05$ and $ES > 0.7$; ~4%) and no differences were observed at 20 km.h⁻¹ ($p \geq 0.05$ and $ES < 0.1$; ~0.5%).

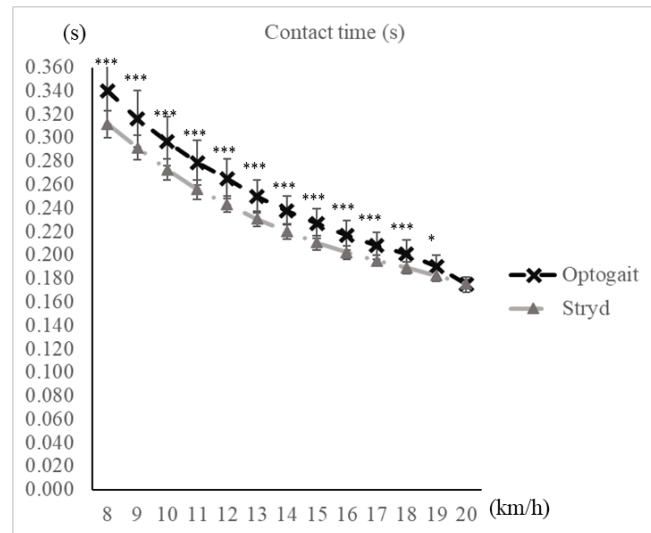


Figure 27. Contact time (s) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

FT (**Figure 28**) was overestimated for Stryd™ based on OptoGait™ data at running velocities between 8-19 km.h⁻¹ ($p < 0.05$, $ES > 0.7$; from ~65% at 8 km.h⁻¹ to ~7% at 19 km.h⁻¹). No significant differences were found at 20 km.h⁻¹ ($p \geq 0.05$ and $ES = 0.57$; ~3%).

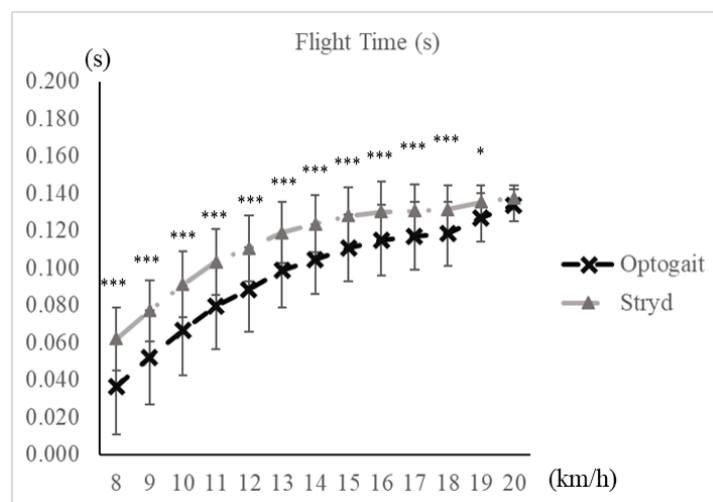


Figure 28. Flight time (s) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

SL from both devices is shown in **Figure 29**. P-values show significant differences ($p < 0.05$) between data from Stryd™ and OptoGait™ at most analysed velocities, although Cohen's d showed a very small magnitude of changes ($ES < 0.1$), with Stryd™ data overestimated compared to OptoGait™ data ($< 1\%$). Likewise, significant differences ($p < 0.05$) were found in cadence between the two devices (**Figure 30**) but Cohen's d reported a very small change ($ES < 0.1$) with differences smaller than 1%.

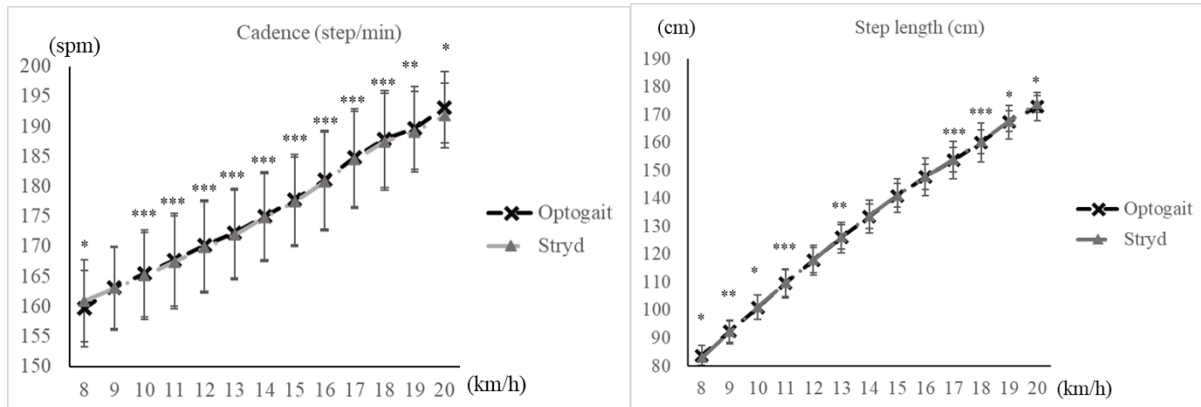


Figure 30. (left) Step frequency (cadence, step/min) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

Figure 29. (right) Step length (cm) during running measured by Stryd™ and OptoGait™ systems. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

4. Discussion

This study aimed to determine the absolute reliability and to evaluate the concurrent validity of the Stryd™ system for measuring spatio-temporal variables during running at different velocities (8-20 km.h⁻¹) by comparing data with device widely-used for this purpose (OptoGait system™). The major findings of this study were: (i) CV, as a measure of reliability, was lower in all analysed variables for the Stryd™ system than for the OptoGait™ system ($< 5\%$ in all cases, except for FT); (ii) concurrent validity of the Stryd™ and OptoGait™ systems regarding spatio-temporal variables is not yet settled: moderate for CT, low for FT, and very high for SL and SF. Results from Pearson correlation analysis indicated a strong concurrent validity over the entire range of running velocities (8-20 km.h⁻¹), with large correlations in CT, very large correlations in FT and almost perfect correlations in SL and SF. However, the paired t-test let us improve our comparison and some interesting findings are worth noting: (i) The Stryd™ system underestimated CT (up to ~8% at low velocities) and overestimated FT (up to ~65% at low velocities) compared with the OptoGait system™, with reduced differences at high

running velocities; (ii) despite differences in p-values, the very small magnitude of changes reported suggests that SL and SF (from the Stryd™ system) are valid variables over running velocities of 8-20 km.h⁻¹, compared with the OptoGait™ system.

As mentioned earlier, scientists have discovered the potential of accelerometers (and inertial measurement units, IMUs) in assessing gait analysis without the restrictions of laboratory technology. Having the chance to measure athletes or clients in a natural environment and using less expensive and more time-efficient equipment is a huge step forward for coaches and clinicians. Nevertheless, this advantage would be worthless if the data were not valid. The Stryd™ system (based on a 6-axis inertial motion sensor: 3-axis gyroscope, 3-axis accelerometer) is mainly a running power meter, but it also provides spatio-temporal variables that are used by coaches and clinicians (information easily accessible to users) as a feedback, necessitating confirmation of the validity of these data.

In the current study the authors compared Stryd™ data with a widely-used device for assessing spatio-temporal variables during locomotion. The OptoGait™ system is composed of photoelectric cells positioned along transmitting receiving bars of 1 m in length with a maximum distance of 6 m between bars. The transmitting-receiving bars contain infrared LED diodes, enabling communication between the two bars. When a subject passes between the transmitting bar and the receiving bar, the system automatically calculates spatio-temporal parameters by sensing interruptions in communication. The assessment results of this gait analysis system have been previously validated in healthy adults walking at a comfortable speed (12) and the system has been used to examine spatio-temporal parameters of athletes when running at different velocities and under different conditions (15,20).

Stryd system™ (www.stryd.com) is a pioneer in manufacturing wearable power meters for running. Power meters have helped performance-focused cyclists revolutionize their training and racing (19), and the same may soon be accomplished for runners. This power meter for runners is a foot pod that attaches to a running shoe to measure twelve metrics to quantify performance: pace, distance, elevation, running power, form power, cadence, ground contact time, vertical oscillation, leg stiffness. This is a relatively new tool, and there is not yet data to demonstrate validity and reliability of this device, making this type of study beneficial.

Comparing between devices and technologies (i.e., photoelectric cells vs. IMUs), the authors hypothesize that differences in temporal variables might be at least partially explained by the height of the OptoGait system™'s LED diodes. As described by Lienhard et al. (13), the LED diodes of the OptoGait™ system are positioned 3 mm above ground and sensing of heel contact occurs prior to sensing of toe lift-off occurs later in the gait cycle (timing differences). In a similar previously published study (7), the authors assessed the reliability and validity of an accelerometer-based system (Myotest®) against a photocell-based system (OptoJump™) for measuring running stride kinematics. In line with our data, the authors reported CT 34% shorter and FT 64% longer than the photocell-based system. That work (7) also found a good validity in SF. Therefore, the data obtained in the current study agree with those reported by previous studies that compared accelerometer-based systems to photocell-based systems, and our results support the explanation for this discrepancy given by Lienhard et al. (13).

Some final limitations need to be taken into consideration. First, the use of photocell-based systems as the gold standard reference for establishing concurrent validity should be evaluated, instead of instruments that measure ground reaction force, such as a force platform. Because we do not possess such equipment in our laboratory, the use of the OptoGait system was considered to be an adequate proxy system given its demonstrated good validity compared to GAITRite system® –pressure platform- (12) or compared to force platform during jumping tests (8). Furthermore, the OptoGait system™ is more practical and portable for recording several consecutive steps than force or pressure platforms imbedded into the ground in series where participants often have to adjust SL and target platforms to obtain clearly defined foot contact data. A second consideration is that validation data was obtained from an analysis based on within-subject variation (CV) rather than on different days. Although the number of steps analysed in 3-min of running at these velocities is high (400-500 step/min), our current reliability statistics might not generalise to runs performed several days apart.

5. Conclusion

To sum up, based on traditional thresholds, the absolute (i.e., CV) reliability of CT, FT, SL, and SF derived using the Stryd™ device were classified as adequate for running assessments, and this suggests that the Stryd™ is useful for monitoring individuals and quantifying changes in functional performance over time. However, the concurrent validity of Stryd™ as compared to OptoGait™ was moderate for CT, low for FT, and very high for SL and SF. While correlation analysis reported a strong concurrent validity over the entire range of running velocities (8-20 km.h⁻¹) for the analysed variables, the paired comparisons added to those correlations by showing that the Stryd™ system underestimated CT (0.5-8%) and overestimated FT (3-67%) compared with OptoGait™ system, with reduced differences at elevated running velocities (8-20 km.h⁻¹). On the other hand, SL and SF were valid variables (<1%) over the entire range of running velocities, as compared with the OptoGait™ system.

Practical applications

From a practical point of view, these findings have important implications for scientists and clinicians about the limitations of comparing spatio-temporal parameters from these devices.

References

1. Abt, J, Sell, T, Chu, Y, Lovalekar, M, Burdett, R, and Lephart, S. Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *J Strength Cond Res* 25: 1479–1485, 2011.
2. Anderson, T. Biomechanics and Running Economy. *Sport Med* 22: 76–89, 1996.
3. Atkinson, G and Nevill, AM. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sport Med* 26: 217–238, 1998.
4. Barnes, KR and Kilding, AE. Running economy: measurement, norms, and determining factors. *Sport Med - Open* 1: 8, 2015.
5. Brown, AM, Zifchock, RA, and Hillstrom, HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait Posture* 39: 915–9, 2014. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213007029>
6. Fields, KB, Sykes, JC, Walker, KM, and Jackson, JC. Prevention of running injuries. *Curr. Sports Med. Rep.* 9: 176–182, 2010.
7. Gindre, C, Lussiana, T, Hebert-Losier, K, and Morin, J-B. Reliability and validity of the Myotest® for measuring running stride kinematics. *J Sport Sci* 1–7, 2015. Available from: https://www.researchgate.net/profile/Thibault_Lussiana2/publication/280089781_Reliability_and_validity_of_the_MyotestR_for_measuring_running_stride_kinematics/links/55a8083e08ae815a04212eb1/Reliability-and-validity-of-the-MyotestR-for-measuring-running-st
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: 556–60, 2011. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20647944>
9. Heise, GD and Martin, PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol* 84: 438–442, 2001.

10. Hopkins, WG. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sport Med* 30: 1–15, 2000.
11. Hopkins, WG, Marshall, SW, Batterham, AM, and Hanin, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 41: 3–13, 2009.
12. Lee, MM, Song, CH, Lee, KJ, Jung, SW, Shin, DC, and Shin, SH. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *J Phys Ther Sci* 26: 81–5, 2014. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3927048&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
13. Lienhard, K, Schneider, D, and Maffiuletti, NA. Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Med Eng Phys* 35: 500–4, 2013.
14. Luedke, LE, Heiderscheit, BC, Williams, DSB, and Rauh, MJ. Influence of Step Rate on Shin Injury and Anterior Knee Pain in High School Runners. *Med Sci Sports Exerc* 48: 1244–50, 2016.
15. Lussiana, T, Hébert-Losier, K, Millet, GP, and Mourot, L. Biomechanical Changes during a 50-minute Run in Different Footwear and on Various Slopes. *J Appl Biomech* 32: 40–49, 2016. Available from: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.2015-0108>
16. Mooses, M, Mooses, K, Haile, DW, Durussel, J, Kaasik, P, and Pitsiladis, YP. Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners. *J Sports Sci* 33: 136–44, 2015. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24916998>
17. Nielsen, RO, Buist, I, Sørensen, H, Lind, M, and Rasmussen, S. Training errors and running related injuries: a systematic review. *Int J Sports Phys Ther* 7: 58–75, 2012.
18. Norris, M, Anderson, R, and Kenny, IC. Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic review. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng Technol* 228: 3–15, 2014.

19. Passfield, L, Hopker, J, Jobson, S, Friel, D, and Zabala, M. Knowledge is power: Issues of measuring training and performance in cycling. *J Sports Sci* 35: 1426–1434, 2017.
20. Roche-Seruendo, LE, García-Pinillos, F, Haicaguerre, J, Bataller-Cervero, A V., Soto-Hermoso, VM, and Latorre-Román, PÁ. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity. *J Strength Cond Res* , 2017. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28195978>
21. Santos-Concejero, J, Tam, N, Granados, C, Irazusta, J, Bidaurrezaga-Letona, I, Zabala-Lili, J, et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J strength Cond Res* 28, 2014.
22. Schubert, AG, Kempf, J, and Heiderscheit, BC. Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports Health* 6: 210–7, 2014.
23. Tartaruga, MP, Brisswalter, J, Peyré-Tartaruga, LA, Ávila, AOV, Alberton, CL, Coertjens, M, et al. The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. *Res Q Exerc Sport* 83: 367–375, 2012. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2012.10599870>
24. Thomas, R., J, Silverman, S, Stephen, Nelson, Jack, et al. Research Methods in Physical Activity. Seventh Ed. Human Kinetics, Champaign, IL, 2015.

5. CONCLUSIONES GENERALES

Las investigaciones desarrolladas a lo largo de esta memoria de tesis han demostrado la interacción entre diferentes variables que afectan al comportamiento del modelo masa muelle en la carrera. Variables como la velocidad, la inclinación, la talla del sujeto, el peso relativo del sujeto, la rigidez del arco plantar o el nivel atlético han mostrado ser variables influyentes. En la revisión bibliográfica realizada se han encontrado otras variables que han demostrado influir de diferentes maneras al modelo masa muelle. En la **Figura 31** se muestran algunas interrelaciones halladas y otras dadas propiamente por la definición de las mismas.

El modelo masa-muelle de la carrera es modulado por diferentes variables mostrándose como la mejor manera simplificada de análisis de la carrera. Los cambios en velocidad y en inclinación demuestran adaptaciones en los parámetros del modelo masa muelle. Algunas características antropométricas como la talla y el peso juegan un papel relevante en el comportamiento y adaptaciones de este modelo. Atendiendo a los estudios realizados el comportamiento de la rigidez de la pierna, de la extremidad inferior en general y del pie en particular son variables de gran interés ya que modulan el comportamiento de dicho modelo masa-muelle. En cuanto a las características funcionales del sujeto (capacidad de salto y nivel atlético) no parece existir diferencias significativas en el comportamiento del modelo masa muelle ni en cómo se adaptan al cambio de velocidad o de inclinación respectivamente, aunque parece existir una tendencia no significativa entre corredores con diferente nivel atlético. El estudio del comportamiento de la rigidez vertical en las adaptaciones a los cambios de inclinación y la rigidez de la pierna en la carrera a nivel juegan un papel fundamental en el comportamiento del modelo. Para estudiar e implementar estas variables fuera del laboratorio, los sistemas de acelerometría como el sistema StrydTM pueden jugar un papel relevante ya que presentan una alta validez concurrente con otros sistemas de referencia.

Los hallazgos más relevantes de la tesis nos permiten afirmar que el modelo masa-muelle viene en gran medida determinado por la velocidad de desplazamiento del sujeto y características del terreno en el que se desplaza (inclinación...). Las características estructurales (masa y peso del sujeto, talla y longitud de la pierna) y morfo-funcionales (rigidez de la pierna, rigidez del arco plantar, rigidez vertical, nivel atlético, ...) del

modelo masa muelle, son a su vez factores que modularán el comportamiento de dicho modelo.

La interacción de las diferentes variables deja claro que no existe una sola manera de correr que sirva para todos los corredores. Todas las variables analizadas y comentadas durante los estudios han mostrado influir en el comportamiento del sujeto tanto a nivel cinético y cinemático, como a nivel fisiológico. A la hora de valorar el comportamiento del sujeto durante la carrera será necesario evaluar cada uno de los aspectos indicados como influyentes de cara a un conocimiento más profundo del sujeto, huyendo de generalidades y de recetas universales.

Si bien es cierto que existe una amplia base de conocimiento en torno al comportamiento general del modelo de carrera, solamente conocemos la interacción entre piezas aisladas del puzle sin llegar a un conocimiento integrador del mismo. Es por ello que la nueva era de adquisición y gestión de los datos será fundamental para desvelar el complejo sistema que representa el movimiento humano y en específico la carrera.

CONCLUSIONES ESPECÍFICAS

1. Los corredores, a velocidad confortable de carrera en un tapiz rodante tipo LBPP presentan un aumento de la SL, el Tf y el SA con una disminución del Tc y la SF al aumentar el soporte corporal (disminuimos el peso del sujeto). Además, hubo cambios en las subfases del contacto. La fase 1 no cambió, la fase 2 disminuyó y la 3 aumentó porcentualmente.

La disminución del peso corporal gracias al soporte brindado por los tapices LBPP ha demostrado implicar cambios en el comportamiento del modelo masa-muelle. Parece ser que disminuir el peso del sujeto genera cambios similares a los producidos por el aumento del rendimiento (disminución del Tc y de la SF, aumento de la SL, del Tf y del SA). Este hallazgo nos plantea la opción de usar este tipo de tapices como medio de entrenamiento similar al que produce el entrenamiento de super-velocidad o asistido. Igualmente, en sujetos con peso elevado nos permite acercar su comportamiento biomecánico al experimentado por una reducción de peso o al producido aumento del rendimiento y plantear un entrenamiento asistido en carrera más similar al llevado a cabo por un atleta entrenado.

2. El promedio y la variabilidad de las características espacio-temporales se ven afectadas por la velocidad y la talla del sujeto. Las personas altas presentaron una menor variabilidad que las personas bajas.

El estudio de la variabilidad es una variable de interés actual creciente. La influencia de la altura en los parámetros espacio-temporales había sido previamente estudiada pero no respecto a la influencia en el comportamiento en variabilidad. Este estudio nos ha permitido saber que los sujetos altos presentan una menor variabilidad que las personas bajas. Esto podría implicar que, a una velocidad dada, una mayor altura (y de manera indirecta longitud de piernas) puede implicar una ventaja a la hora de correr implicando menor número de adaptaciones y por tanto una ejecución menos variable. Esto podría tener repercusiones a nivel de rendimiento deportivo y de aparición de lesiones.

3. Los resultados sugieren que, en corredores de resistencia amateurs, la rigidez del arco plantar es un factor que modula los parámetros espacio-temporales corriendo a velocidad confortable. Además, la ausencia de diferencia en la rigidez entre los sujetos con mayor y menor altura del arco plantar implica que el tipo de pie no es factor directo de relación con la rigidez del mismo.

Estos hallazgos respecto a la morfología y rigidez del arco plantar tienen gran repercusión a la hora de plantear que variables debemos tener en cuenta en un estudio sobre la repercusión del pie en el modelo de carrera. Según el estudio realizado las variables morfológicas como la altura del arco pierden relevancia respecto a variables como la rigidez del arco que implica el estudio del comportamiento del pie bajo carga y por tanto de una manera similar a la ocurrida en condiciones de movimiento.

4. No existen diferencias en las adaptaciones espacio-temporales al aumentar la velocidad entre los corredores con menor y mayor capacidad de salto. Sin embargo, teniendo en cuenta la relación entre el rendimiento neuromuscular y la de la carrera parece que estos parámetros pueden ser más determinantes en condiciones de fatiga o en relación a otras variables como la RE o la cinética de carrera.

A tenor de lo hallado en el estudio, las manifestaciones de la fuerza que podemos valorar a través de baterías de salto no guardan relación con las variables espacio-temporales y la capacidad de adaptación ante diferentes velocidades. Los saltos verticales guardan cierta similitud con el gesto de la carrera, pero a su vez difieren en aspectos fundamentales de ejecución. Por ello, los resultados obtenidos de baterías de saltos en corredores de fondo no deben ser directamente extrapolados a las implicaciones biomecánicas teóricas que les acompañarían en el modelo masa muelle. No obstante, la amplia bibliografía que relaciona estas manifestaciones con el rendimiento muscular a velocidades altas y en situaciones de fatiga nos obliga a interpretar estos resultados con precaución y a valorar que podrían ser más determinantes en condiciones más extremas.

5. El aumento de inclinación de la pendiente (0-11%) a una velocidad determinada ($12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) genera adaptaciones de los parámetros espacio-temporales (aumento del CT y de la SF; disminución de FT, SL y SA) independientemente del nivel atlético del corredor (aunque existen tendencias no significativas entre el grupo de altamente entrenados y amateur). La rigidez de la pierna juega un papel fundamental en las características de la carrera en el suelo plano mientras que la rigidez vertical está fuertemente asociada a las adaptaciones cuando corremos en inclinación.

La rigidez vertical y de la pierna, como variables de función íntimamente relacionadas con el comportamiento del modelo masa-muelle han demostrado en este estudio ser de gran importancia para la correcta interpretación de la adaptación del sujeto a los cambios de velocidad y de inclinación. Los corredores altamente entrenados

mostraron una menor rigidez de vertical y una mayor rigidez de la pierna. Esto unido a que los corredores altamente experimentados mostraron un menor Tc y SF y una mayor Tf, SA y SL nos hace pensar que aumentar la producción de fuerza y potencia está ligado a un mayor rendimiento. Esta rigidez, muestra comportamientos diferentes en suelo plano y en inclinación por ello no se deben extrapolar las conclusiones en suelo plano al comportamiento en terreno inclinado.

6. La fiabilidad absoluta de las variables Tf, Tc, SL y SF derivadas del uso de Stryd™ fue clasificada como adecuada para la valoración de carrera. No obstante, la validez concurrente de Stryd™ comparado el sistema OptoGait™ fue moderada para el Tc, baja para el Tf y muy alta para SF y SL. El sistema Stryd™ infravaloró el Tc (0-8%) y sobrevaloró Tf (3-67%) comparado con OptoGait™. Estas diferencias fueron menores a altas velocidades. Por el contrario, SL y SF fueron variables válidas (<1%) en todo el rango de velocidades comparado con OptoGait™. Todo esto sugiere que Stryd™ puede ser una herramienta adecuada para la monitorización y control en el tiempo de los cambios individuales en el rendimiento.

El uso de Stryd™ para el estudio de las variables asociadas al modelo masa muelle presenta un gran interés de cara a la implementación de protocolos en suelo. Esto permitirá aplicar los protocolos de laboratorio para estudios de variables influyentes en el modelo masa muelle a un entorno real.

6. LIMITACIONES GENERALES

Finalmente comentar las limitaciones generales que presentan los estudios.

Primero hay que recalcar que todos los estudios han sido realizados en tapiz rodante. En la introducción ya se valora esto como factor condicionante. Aunque, es cierto que los autores destacan pequeñas variaciones al correr en cinta, estas han sido consideradas despreciables comparadas con correr en el suelo. Hay que destacar que correr en suelo implica la capacidad de variar la velocidad y esto tiene grandes repercusiones en estudios que implican fatiga. No obstante, nuestro planteamiento permite un control preciso de la velocidad que se ha mostrado una de las principales variables influyentes en el comportamiento del modelo masa-muelle y de las variables espacio-temporales.

En alguno de los estudios se realizó el test a una velocidad concreta y estandarizada para todos los sujetos. Esto puede llevar a diferencias en cuanto a intensidad relativa de la velocidad. No obstante, y como se destaca en el párrafo anterior, el control preciso de la velocidad absoluta es importante para ver el comportamiento del modelo.

Tal y como se demuestra en el **Artículo VI** el nivel de rendimiento del corredor implica cambios en el comportamiento del modelo. Tanto en ese como en otros de los estudios debería mejorarse la definición y las variables de control de rendimiento del individuo. Un mayor número de variables que definan el nivel de rendimiento del corredor, probablemente, nos hubiera permitido obtener conclusiones más extrapolables a grupos poblaciones concretos.

En los diferentes estudios la aplicación ordenada de los cambios (velocidad, inclinación y soporte de peso corporal) y la magnitud del cambio puede haber influido en las adaptaciones provocadas.

La duración de las fases ha sido tomada de manera porcentual de cara a ser comparable entre diferentes velocidades. No obstante, se han podido producir cambios en los valores absolutos que no se han podido valorar al producirse cambios en los tiempos de contacto y de vuelo.

Los estudios solo han implicado a población joven, activa y sana. Por lo tanto, los resultados obtenidos no pueden extrapolarse a otras edades, niveles de actividad física o en poblaciones con patología. En algunos estudios, además, solo se ha valorado a población de sexo masculino y por tanto, estos resultados no se podrían extrapolar a sexo

femenino. En otros no se han estudiado las diferencias entre sexos que podrían haber llevado a conclusiones más específicas para cada grupo poblacional.

En cuanto a la variabilidad, en el **Artículo II**, el número de pasos recolectados estaba entorno a 30 pasos. Aunque algunos autores recomiendan un mayor número de pasos, existe una amplia controversia en el número exacto según se trate de marcha o carrera, o según se realice en suelo o tapiz rodante.

La influencia que ha mostrado la rigidez del arco plantar en el comportamiento del modelo masa-muelle durante la carrera ha sido valorada con un sistema que valora al sujeto en el paso de sedestación a bipedestación. Si bien este método ha mostrado correlación con lo que ocurre en dinámica, un estudio de la rigidez del arco en condiciones reales con sistemas cinemáticos y cinéticos más precisos hubiera sido recomendable.

En los estudios no se ha controlado el patrón de contacto inicial ni la condición de calzado. Estas variables forman parte de una controversia actual existente en el ámbito científico ya que son influyen en la biomecánica de carrera.

En el **Artículo V** se simula la inclinación en tapiz rodante lo que impide al sujeto la propia adaptación y cambio de velocidad de carrera. Además, para la valoración de la rigidez se asume que la oscilación del modelo-masa muelle es simétrica mientras sabemos que esto no se respeta completamente en esta situación. Esta asunción y las tomadas para el cálculo de la rigidez de la pierna y vertical usando el método sinusoidal de Morin, ha sido adoptadas por falta de medios técnicos que permitieran registrar las fuerzas de reacción del suelo durante la carrera en tapiz rodante y la localización precisa del centro de masas del individuo.

Sabemos que el uso de sistemas de fotocélulas para el análisis de los tiempos de contacto y de vuelo ha demostrado una sobrevaloración del tiempo de contacto e infravaloración del tiempo de vuelo. La selección de estos equipos permitió introducirlos en entornos de valoración (como el tapiz LBPP) que no hubiera sido posible con otros sistemas. No obstante, en nuestros estudios se llevaron a cabo calibraciones de la profundidad de cinta y las correcciones pertinentes para controlar este efecto. Además, los sistemas basados en fotocélulas han demostrado buena validez comparados con sistemas considerados Gold-Standard.

7. PERSPECTIVAS FUTURAS DE ESTUDIO

La incursión progresiva en el deporte y la salud de las nuevas tecnologías wearables y de bajo coste disparará el número de datos disponibles para comprender el comportamiento profundo del modelo masa muelle. El acceso masivo al concepto de salud o deporte “4.0” donde el propio sujeto de estudio recolecta y cede los datos para un posterior análisis dentro de un marco de macro-datos (“bigdata”) dará lugar a la nueva era en la comprensión del movimiento humano específicamente en la carrera.

Es fundamental comprender las variables que deben ser incluídas en esa recogida de datos para la posterior integración en los algoritmos que permitan desvelar qué modula de manera definitiva el comportamiento del modelo masa muelle. El alto número de variables implicadas en el comportamiento del movimiento durante la carrera hace que los próximos estudios deban tener un aumento del número de sujetos sometidos a análisis.

En este sentido, los resultados de la tesis sugieren incluir en estos algoritmos algunas de las variables como la talla, el peso, la velocidad de desplazamiento, la inclinación del terreno, rigidez de la pierna, vertical y del arco, o el nivel atlético. Otros aspectos desarrollados en la bibliografía parecen indicar la inclusión de variables como el tipo de contacto inicial, el calzado utilizado, características básicas del terreno o condiciones de fatiga entre otros. Controlar, desarrollar e integrar las diferentes variables en protocolos de estudio complejos permitirá hallar las fórmulas que conectan el comportamiento de todas las variables del modelo.

En esta línea es necesario realizar un estudio en suelo y entorno real de entrenamiento y competición donde se controlen todas las variables arriba mencionadas mientras se evalúan las variables del modelo masa muelle. Para ello el uso de sistemas de acelerometría como Stryd o Runscribe (otro wearable que incluye variables de cinemática y cinética como tipo de contacto inicial, pronación o impacto) permitirán llevar los estudios aplicados en esta tesis a un entorno real ampliando el número de variables controladas y explorando la interconexión entre todas ellas.

La realización de estos mismos protocolos o los aplicados en entorno real a grupos poblacionales diferentes (diferentes edades (ancianos, niños en diferentes etapas de desarrollo...), en mujeres, en grupos de diferentes niveles atléticos (con un mayor control de las variables de rendimiento) podrá permitirnos generalizar los estudios aquí desarrollados.

Tener el comportamiento de una población concreta nos sirve de línea basal para comparar con poblaciones en situación patológica. Las variables de comportamiento del modelo masan-muelle no solo se han asociado al rendimiento sino también a la aparición de lesiones y por ello es necesario estudios que investiguen esa relación. Actualmente, hemos comenzado un proyecto con un grupo médico que trata tendinopatías en extremidad inferior en corredores dónde se explorarán todas las variables hasta ahora desarrolladas y con la metodología general aplicada durante todos los estudios.

Algunas variables de rendimiento muscular y control motor podrían verse alteradas en situaciones de fatiga o de extenuación máxima. En esta línea, explorar lo que ocurre al modelo masa muelle durante una prueba a extenuación podría darnos información de los fenómenos compensatorios producidos. En esta línea ya se ha dado comienzo a un proyecto que busca testar estas variables en dichas condiciones.

La variabilidad de la marcha es un tema de actualidad en el estudio de la biomecánica y el control motor. Actualmente no existen valores normativos para diferentes grupos poblaciones, edades, sexo y en diferentes condiciones de velocidad e inclinación. Además, los estudios planteados hasta ahora, planteaban un alto número de zancadas necesarias para establecer una variabilidad fiable. Muchos de estos estudios se han realizado en marcha y/o en suelo mientras que nuestros estudios se han realizado en tapiz rodante y corriendo. Actualmente, estamos analizando el número mínimo de pasos que debemos dar corriendo a diferentes velocidades para que se estabilice la variabilidad ya que los resultados obtenidos apuntan que el número puede ser inferior al actual planteado en la literatura. Esto podría reducir el tiempo de análisis dedicado al estudio de la variabilidad en un futuro.

En un futuro y para profundizar en el conocimiento del control se realizarán estudios que contemplen un procesamiento matemático más complejo de las diferentes variables interconectadas. Será necesario añadir variables relacionadas con el nivel de rendimiento muscular y atlético del sujeto y otras de corte fisiológico.

La visión global del individuo es necesaria en todo su conjunto y para ello el uso del “big data” abre una nueva era de estudio en muchos campos, incluida la biomecánica.

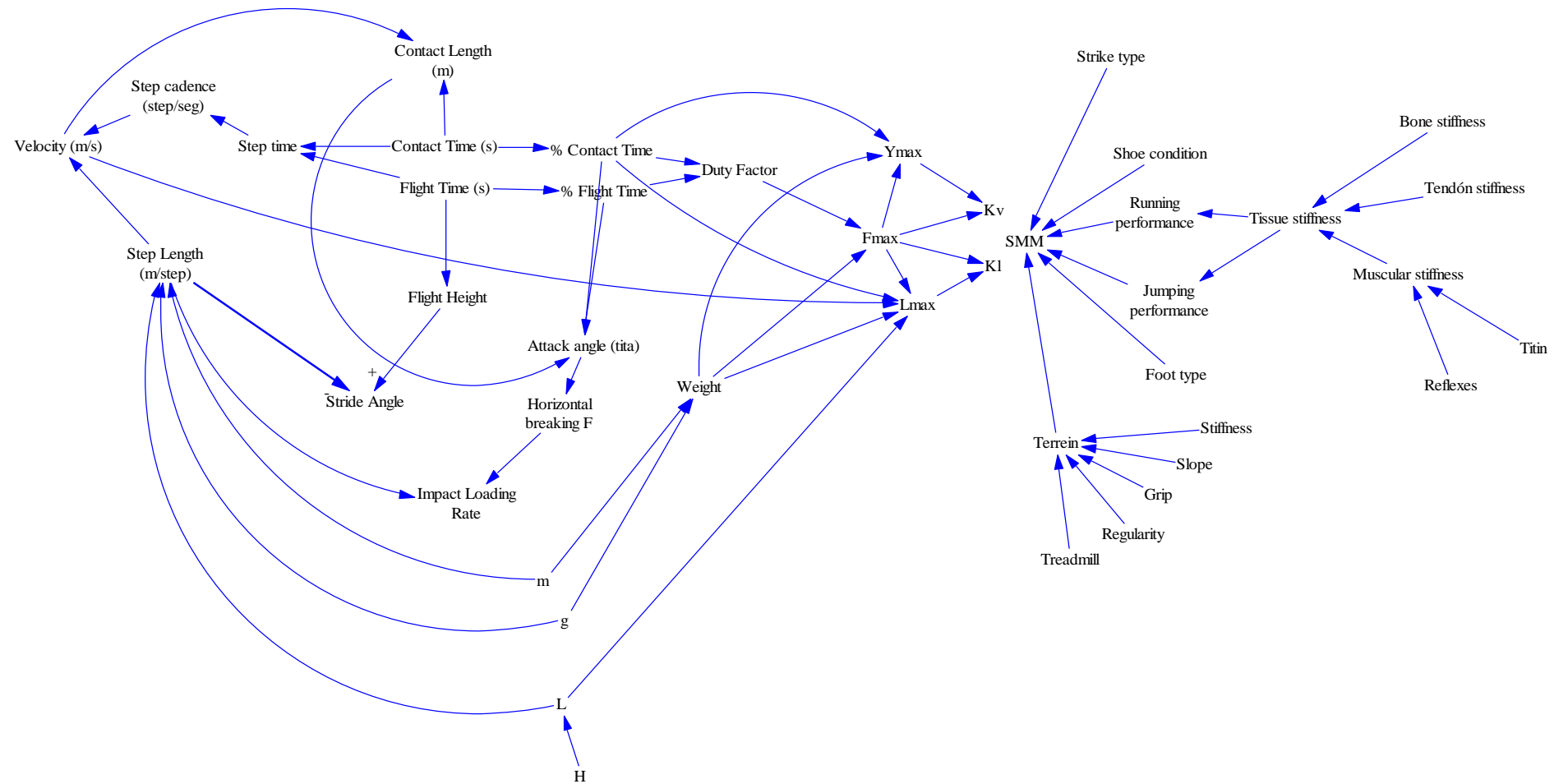


Figura 31. Modelo relacional entre las variables asociadas al modelo masa-muelle aplicado a la carrera. (Roche-Seruendo; 2018)

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology*. 2003; 88(4-5): 297-316.
2. Buschges A. Sensory control and organization of neural networks mediating coordination of multisegmental organs for locomotion. *Journal of neurophysiology*. 2005; 93(3): 1127-35.
3. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. External work in walking. *Journal of applied physiology*. 1963; 18: 1-9.
4. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical work in running. *Journal of applied physiology*. 1964; 19: 249-56.
5. Schmidt-Nielsen K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. *Science*. 1972; 177(4045): 222-8.
6. Pugh LGCE. Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *The Journal of physiology*. 1970; 207(3): 823-35.
7. Alexander RM. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological reviews*. 1989; 69(4): 1199-227.
8. Cavagna GA, Willems PA, Heglund NC. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of physiology*. 2000; 528(Pt 3): 657-68.
9. Minetti AE. Invariant aspects of human locomotion in different gravitational environments. *Acta astronautica*. 2001; 49(3-10): 191-8.
10. Minetti AE. Walking on other planets. *Nature*. 2001; 409(6819): 467, 9.
11. Running U. <http://www.runningusa.org/2017-national-runner-survey>
<http://www.runningusa.org/2017-national-runner-survey2017> [cited 2017 06/12/2017].
12. MECyD. Encuesta de hábitos deportivos en España. In: Deporte MdECy, editor. https://www.mecd.gob.es/servicios-al-ciudadano-mecd/dms/mecd/servicios-al-ciudadano-mecd/estadisticas/deporte/ehd/Encuesta_de_Habitos_Deportivos_2015.pdf2015.
13. Fields KB. Running injuries - changing trends and demographics. *Current sports medicine reports*. 2011; 10(5): 299-303.
14. Salas Sánchez J, Román L, Soto Hermos V, Santos e Campos M, García Pinillos F. Características sociodemográficas del corredor popular veterano español. *Kronos*. 2013; XII ((2)): 10.
15. Román L, Salas Sánchez J, Soto Hermoso V. Composición corporal relacionada con la salud en atletas veteranos. *Nutricion hospitalaria*. 2012; 27(4): 1236-43.
16. Sánchez JS, Román PÁL, Hermoso VMS. Composición corporal y fuerza del atleta veterano: efecto del envejecimiento. *Apunts Medicina de l'Esport*. 2013; 48(180): 137-42.
17. Novacheck TF. Running injuries: a biomechanical approach. *Instructional course lectures*. 1998; 47: 397-406.
18. 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. *British journal of sports medicine*. 2007; 41(8): 469-80; discussion 80.
19. Videbaek S, Bueno AM, Nielsen RO, Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2015; 45(7): 1017-26.
20. Epperly T, Fields KB. Epidemiology of running injuries. *Textbook of running medicine* New York: McGraw-Hill. 2001: 3-9.
21. McKean KA, Manson NA, Stanish WD. Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2006; 16(2): 149-54.

22. Saragiotto BT, Yamato TP, Hespanhol Junior LC, Rainbow MJ, Davis IS, Lopes AD. What are the main risk factors for running-related injuries? *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2014; 44(8): 1153-63.
23. Bertelsen ML, Hulme A, Petersen J, Brund RK, Sorensen H, Finch CF, et al. A framework for the etiology of running-related injuries. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017; 27(11): 1170-80.
24. Buist I, Bredeweg SW, Lemmink KAPM, van Mechelen W, Diercks RL. Predictors of Running-Related Injuries in Novice Runners Enrolled in a Systematic Training Program: A Prospective Cohort Study. *The American journal of sports medicine*. 2010; 38(2): 273-80.
25. Jones BH, Bovee MW, Harris III JM, Cowan DN. Intrinsic risk factors for exercise-related injuries among male and female army trainees. *The American journal of sports medicine*. 1993; 21(5): 705-10.
26. Subotnick SI. A biomechanical approach to running injuries. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1977; 301: 888-99.
27. Landry M, Zebas CJ. Biomechanical principles in common running injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1985; 75(1): 48-52.
28. Subotnick SI. The biomechanics of running. Implications for the prevention of foot injuries. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 1985; 2(2): 144-53.
29. Arendse RE. A biomechanical basis for the prescription of orthoses in the treatment of common running injuries. *Medical hypotheses*. 2004; 62(1): 119-20.
30. Altman AR, Davis IS. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Current sports medicine reports*. 2012; 11(5): 244-50.
31. Schubert AG, Kempf J, Heiderscheid BC. Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports health*. 2014; 6(3): 210-7.
32. Edwards WB, Taylor D, Rudolphi TJ, Gillette JC, Derrick TR. Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Medicine and science in sports and exercise*. 2009; 41(12): 2177-84.
33. Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of biomechanics*. 1996; 29(2): 181-6.
34. Mercer JA, Bates BT, Dufek JS, Hreljac A. Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of sports sciences*. 2003; 21(11): 911-9.
35. Stergiou N, Bates BT, Kurz MJ. Subtalar and knee joint interaction during running at various stride lengths. / Interaction entre les articulations sous-astragalienne et du genou lors de la course avec des longueurs de foulée différentes. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 2003; 43(3): 319-26.
36. Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998; 30(1): 128-35.
37. Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of biomechanics*. 2007; 40(15): 3341-8.
38. Seay J, Selbie WS, Hamill J. In vivo lumbo-sacral forces and moments during constant speed running at different stride lengths. *Journal of sports sciences*. 2008; 26(14): 1519-29.
39. Cavanagh PR, Williams KR. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1982; 14(1): 30-5.
40. Heiderscheid BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of Step Rate Manipulation on Joint Mechanics during Running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2011; 43(2): 296-302.
41. Napier C, Cochrane CK, Taunton JE, Hunt MA. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*. 2015; 49(21): 1382-8.
42. Anderson FC, Pandy MG. Dynamic optimization of human walking. *Journal of biomechanical engineering*. 2001; 123(5): 381-90.

43. McLean SG, Su A, van den Bogert AJ. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. *Journal of biomechanical engineering*. 2003; 125(6): 864-74.
44. Blickhan R, Full RJ. Similarity in multilegged locomotion - Bouncing like a monopode. *Journal of Comparative Physiology a-Sensory Neural and Behavioral Physiology*. 1993; 173(5): 509-17.
45. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*. 1989; 22(11-12): 1217-27.
46. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of biomechanics*. 1990; 23 Suppl 1: 65-78.
47. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *The Journal of experimental biology*. 1993; 185: 71-86.
48. Walker C, Blair R. An experimental review of the McMahon/Cheng model of running. *Sports Engineering (International Sports Engineering Association)*. 2001; 4(3): 113-21.
49. He JP, Kram R, McMahon TA. Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of applied physiology*. 1991; 71(3): 863-70.
50. Donelan JM, Kram R. Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. *The Journal of experimental biology*. 2000; 203(Pt 16): 2405-15.
51. Ferris DP, Louie M, Farley CT. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings Biological sciences / The Royal Society*. 1998; 265(1400): 989-94.
52. Seyfarth A, Geyer H, Gunther M, Blickhan R. A movement criterion for running. *Journal of biomechanics*. 2002; 35(5): 649-55.
53. Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002; 34(8): 1324-31.
54. Heise GD, Martin PE. "Leg spring" characteristics and the aerobic demand of running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998; 30(5): 750-4.
55. Silder A, Besier T, Delp SL. Running with a load increases leg stiffness. *Journal of biomechanics*. 2015; 48(6): 1003-8.
56. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of physiology*. 1977; 268(2): 467--81.
57. Cavanagh PR, Kram R. The efficiency of human movement--a statement of the problem. *Medicine and science in sports and exercise*. 1985; 17(3): 304-8.
58. Alexander RM. A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical transactions of the Royal Society of London Series B, Biological sciences*. 1992; 338(1284): 189-98.
59. Taylor CR. Relating mechanics and energetics during exercise. *Advances in veterinary science and comparative medicine*. 1994; 38A: 181-215.
60. Hinrichs RN. Upper extremity function in running. II: Angular momentum considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1987; 3(3): 242-63.
61. Cavagna GA. The landing-take-off asymmetry in human running. *The Journal of experimental biology*. 2006; 209(Pt 20): 4051-60.
62. Heglund NC, Cavagna GA. Mechanical work, oxygen consumption, and efficiency in isolated frog and rat muscle. *The American journal of physiology*. 1987; 253(1 Pt 1): C22-9.
63. Biewener AA. Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. *Comparative biochemistry and physiology Part B, Biochemistry & molecular biology*. 1998; 120(1): 73-87.
64. Alexander RM, Vernon A. The mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae). *Journal of Zoology*. 1975; 177(2): 265-303.
65. Taylor CR, Schmidt-Nielsen K, Raab JL. Scaling of energetic cost of running to body size in mammals. *American Journal of Physiology*. 1970; 219(4): 1104-7.
66. Heglund NC, Taylor CR, McMahon TA. Scaling stride frequency and gait to animal size: mice to horses. *Science*. 1974; 186(4169): 1112-3.

67. Kram R. Ants to antelopes: Scaling the kinematics of walking and running. *American Zoologist*. 1992; 32(5): 39A-A.
68. Hedenstrom A. Scaling migration speed in animals that run, swim and fly. *Journal of Zoology*. 2003; 259: 155-60.
69. Alexander RM. Models and the scaling of energy costs for locomotion. *The Journal of experimental biology*. 2005; 208(Pt 9): 1645-52.
70. Biewener AA. Biomechanical consequences of scaling. *The Journal of experimental biology*. 2005; 208(Pt 9): 1665-76.
71. Lee DV, Isaacs MR, Higgins TE, Biewener AA, McGowan CP. Scaling of the spring in the leg during bouncing gaits of mammals. *Integrative and comparative biology*. 2014; 54(6): 1099-108.
72. Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Medicine and science in sports and exercise*. 1989; 21(4): 467-79.
73. Bullimore SR, Burn JF. Ability of the planar spring-mass model to predict mechanical parameters in running humans. *Journal of theoretical biology*. 2007; 248(4): 686-95.
74. Margaria R. Biomechanics of locomotion in subgravity. *Life sciences and space research*. 1973; 11: 177-85.
75. Farley CT, McMahon TA. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *Journal of applied physiology*. 1992; 73(6): 2709-12.
76. Newman DJ, Alexander HL, Webbon BW. Energetics and mechanics for partial gravity locomotion. *Aviation, space, and environmental medicine*. 1994; 65(9): 815-23.
77. Davis BL, Cavanagh PR, Sommer HJ, 3rd, Wu G. Ground reaction forces during locomotion in simulated microgravity. *Aviation, space, and environmental medicine*. 1996; 67(3): 235-42.
78. Kram R, Domingo A, Ferris DP. Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*. 1997; 200(4): 821-6.
79. Chang Y-H, Huang H, Hamerski CM, Kram R. The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *Journal of Experimental Biology*. 2000; 203(2): 229-38.
80. Donelan JM, Kram R. Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. *Journal of Experimental Biology*. 2000; 203(16): 2405-15.
81. Chang YH, Hamerski CM, Kram R. Applied horizontal force increases impact loading in reduced-gravity running. *Journal of biomechanics*. 2001; 34(5): 679-85.
82. Genc KO, Mandes VE, Cavanagh PR. Gravity replacement during running in simulated microgravity. *Aviation, space, and environmental medicine*. 2006; 77(11): 1117-24.
83. Cavanagh P, Rice A, Glauberman M, Sudduth A, Cheronas A, Davis S, et al. Ground Reaction Forces During Reduced Gravity Running in Parabolic Flight. *Aerospace Medicine & Human Performance*. 2017; 88(8): 730-6.
84. Hambly K, Poomsalood S, Mundy E. Return to running following knee osteochondral repair using an anti-gravity treadmill: A case report. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2017; 26: 35-40.
85. Hocknull SA, Barrett RS, Lloyd DG, Cavanagh P, Rice A, Glauberman M, et al. Ground Reaction Forces During Reduced Gravity Running in Parabolic Flight. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*. 2017; 88(8): 730-6.
86. Richter C, Braunstein B, Winnard A, Nasser M, Weber T. Human Biomechanical and Cardiopulmonary Responses to Partial Gravity - A Systematic Review. *Frontiers in physiology*. 2017; 8: 583-.
87. Everett ME, O'Connor DP, Dewitt JK. Lower limb position during treadmill jogging and fast running in microgravity. *Aviation, space, and environmental medicine*. 2009; 80(10): 882-6.
88. De Witt JK, Perusek GP, Lewandowski BE, Gilkey KM, Savina MC, Samorezov S, et al. Locomotion in Simulated and Real Microgravity: Horizontal Suspension vs. Parabolic Flight. *Aviation, Space & Environmental Medicine*. 2010; 81(12): 1092-9.

89. Minetti AE, Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Lacquaniti F. Humans running in place on water at simulated reduced gravity. *PLoS one*. 2012; 7(7): e37300.
90. Crompton S, Khemlani M, Batty J, Ada L, Dean C, Katrak P. Practical issues in retraining walking in severely disabled patients using treadmill and harness support systems. *The Australian journal of physiotherapy*. 2001; 47(3): 211-3.
91. Millslagle D, Levy M, Matak N. Kinematic assessment of treadmill running using different body-weight support harnesses. *Perceptual and motor skills*. 2006; 103(2): 607-18.
92. Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Physical therapy*. 1991; 71(11): 842-55.
93. Mercer JA, Chona C. Stride length–velocity relationship during running with body weight support. *Journal of Sport and Health Science*. 2015; 4(4): 391-5.
94. Masumoto K, Soucy MT, Bailey JP, Mercer JA. Muscle activity during backward and forward running with body weight support. *Human movement science*. 2017; 55: 276-86.
95. Roche-Seruendo LE, Garcia Pinillos F, Auria-Martin I, Bataller-Cervero AV, Latorre Roman PA, Soto-Hermoso VM. Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running. *Journal of sports sciences*. 2017: 1-6.
96. Kline JR, Raab S, Coast JR, Bounds RG, McNeill DK, de Heer HD. Conversion table for running on lower body positive pressure treadmills. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2015; 29(3): 854-62.
97. Smoliga JM, Wirfel LA, Paul D, Doarnberger M, Ford KR. Effects of unweighting and speed on in-shoe regional loading during running on a lower body positive pressure treadmill. *Journal of biomechanics*. 2015; 48(10): 1950-6.
98. Farina KA, Wright AA, Ford KR, Wirfel LA, Smoliga JM. Physiological and Biomechanical Responses to Running on Lower Body Positive Pressure Treadmills in Healthy Populations. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2017; 47(2): 261-75.
99. Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. *Physical therapy*. 2002; 82(7): 707-15.
100. Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Physical therapy*. 1991; 71(11): 842-55; discussion 55-6.
101. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1994; 75(10): 1087-93.
102. Lee CR, Farley CT. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *The Journal of experimental biology*. 1998; 201(Pt 21): 2935-44.
103. Waagfjord J, Levangie PK, Certo CM. Effects of treadmill training on gait in a hemiparetic patient. *Physical therapy*. 1990; 70(9): 549-58; discussion 58-60.
104. De Witt JK. Determination of toe-off event time during treadmill locomotion using kinematic data. *Journal of biomechanics*. 2010; 43(15): 3067-9.
105. Grabowski AM, Kram R. Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of applied biomechanics*. 2008; 24(3): 288-97.
106. Taube W, Leukel C, Lauber B, Gollhofer A. The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle training. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2012; 22(5): 671-83.
107. Gosseye TP, Willems PA, Heglund NC. Biomechanical analysis of running in weightlessness on a treadmill equipped with a subject loading system. *European journal of applied physiology*. 2010; 110(4): 709-28.
108. Sainton P, Nicol C, Cabri J, Barthelémy-Montfort J, Berton E, Chavet P. Influence of short-term unweighting and reloading on running kinetics and muscle activity. *European journal of applied physiology*. 2015; 115(5): 1135-45.

109. Chang YH, Kram R. Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *Journal of applied physiology*. 1999; 86(5): 1657-62.
110. Crompton S, Khemlani M, Batty J, Ada L, Dean C, Katrak P. Practical issues in retraining walking in severely disabled patients using treadmill and harness support systems. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2001; 47(3): 211-3.
111. Millslagle D, Levy M, Matak N. Comparative Kinematic Measures of Treadmill Running with or without Body Weight Support in Runners. *Journal of sports science & medicine*. 2005; 4(4): 583-9.
112. Farley CT, McMahon TA. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *Journal of applied physiology*. 1992; 73(6): 2709-12.
113. Neal M, Fleming N, Eberman L, Games K, Vaughan J. Effect of Body-Weight-Support Running on Lower-Limb Biomechanics. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2016; 46(9): 784-93.
114. Heredia-Jiménez JM, Mallagaray-Corral S, Orantes-González E, Soto-Hermoso VM. Spatio-temporal differences of locomotion of adult males with normal weight and overweight. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2017; 23(1): 8-11.
115. McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho Running. *Journal of applied physiology*. 1987; 62(6): 2326-37.
116. Teunissen LP, Grabowski A, Kram R. Effects of independently altering body weight and body mass on the metabolic cost of running. *The Journal of experimental biology*. 2007; 210(Pt 24): 4418-27.
117. Silder A, Delp SL, Besier T. Men and women adopt similar walking mechanics and muscle activation patterns during load carriage. *Journal of biomechanics*. 2013; 46(14): 2522-8.
118. Reenalda J, Maas MF, de Koning JJ. The Influence of Added Mass on Optimal Step Length in Running. *International Journal of Sports Physiology & Performance*. 2016; 11(7): 920-6.
119. Stegemann J. *Leistungsphysiologie: physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports*: Thieme; 1991.
120. Myers MJ, Steudel K. Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *The Journal of experimental biology*. 1985; 116: 363-73.
121. Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-Shod Running Differences: Shoe or Mass Effect? *International journal of sports medicine*. 2008; 29(6): 512-8.
122. Moore IS, Jones A, Dixon S. The pursuit of improved running performance: Can changes in cushioning and somatosensory feedback influence running economy and injury risk? *Footwear Science*. 2014; 6(1): 1-11.
123. Blum Y, Lipfert SW, Rummel J, Seyfarth A. Swing leg control in human running. *Bioinspiration & biomimetics*. 2010; 5(2): 026006.
124. Tucker V. *Aerial and terrestrial locomotion: a comparison of energetics*. Comparative physiology North-Holland, Amsterdam. 1973: 63-76.
125. Sutherland D. The development of mature gait. *Gait & posture*. 1997; 6(2): 163-70.
126. Elliott BC, Blanksby BA. A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and science in sports*. 1976; 8(2): 84-7.
127. Schulze S, Schwesig R, Edel M, Fieseler G, Delank K-S, Hermassi S, et al. Treadmill based reference running data for healthy subjects is dependent on speed and morphological parameters. *Human movement science*. 2017; 55: 269-75.
128. Alexander RM. Estimates of speeds of dinosaurs. *Nature*. 1976; 261(5556): 129-30.
129. Alexander RM. Stride length and speed for adults, children, and fossil hominids. *American journal of physical anthropology*. 1984; 63(1): 23-7.
130. Holt K, Hamill J, Slavin M, editors. *Running at resonance: Is it a learned phenomenon*. Human Locomotion VI, Meeting of the Canadian Society for Biomechanics, Quebec, Canada; 1990.
131. Holt KG, Hamill J, Andres RO. Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medicine and science in sports and exercise*. 1991; 23(4): 491-8.

132. Nilsson J, Thorstensson A. Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta physiologica Scandinavica*. 1987; 129(1): 107-14.
133. Bushnell T, Hunter I. Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds. *Sports biomechanics*. 2007; 6(3): 261-8.
134. Dutto DJ, Hoyt DF, Cogger EA, Wickler SJ. Ground reaction forces in horses trotting up an incline and on the level over a range of speeds. *Journal of Experimental Biology*. 2004; 207(20): 3507-14.
135. Padulo J, Annino G, Migliaccio GM, D'Ottavio S, Tihanyi J. Kinematics of running at different slopes and speeds. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2012; 26(5): 1331-9.
136. Tsatalas T, Giakas G, Spyropoulos G, Sideris V, Lazaridis S, Kotzamanidis C, et al. The effects of eccentric exercise-induced muscle damage on running kinematics at different speeds. *Journal of sports sciences*. 2013; 31(3): 288-98.
137. van Oeveren BT, de Ruiter CJ, Beek PJ, van Dieën JH. Optimal stride frequencies in running at different speeds. *PloS one*. 2017; 12(10): e0184273.
138. Chu JJ, Caldwell GE. Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. *Journal of applied biomechanics*. 2004; 20(3): 291-308.
139. Dewolf AH, Penailillo LE, Willems PA. The rebound of the body during uphill and downhill running at different speeds. 2016; 219(Pt 15): 2276-88.
140. Gimenez P, Arnal PJ, Samozino P, Millet GY, Morin JB. Simulation of uphill/downhill running on a level treadmill using additional horizontal force. *Journal of biomechanics*. 2014; 47(10): 2517-21.
141. Vernillo G, Giandolini M, Edwards W, Morin J-B, Samozino P, Horvais N, et al. Biomechanics and Physiology of Uphill and Downhill Running. *Sports Medicine*. 2017; 47(4): 615-29.
142. Vernillo G, Savoldelli A, Zignoli A, Skafidas S, Fornasiero A, La Torre A, et al. Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *Journal of sports sciences*. 2015; 33(19): 1998-2005.
143. Westerlind KC, Byrnes WC, Harris C, Wilcox AR. Alterations in oxygen-consumption during and between bouts of level and downhill running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1994; 26(9): 1144-52.
144. Padulo J, Degortes N, Migliaccio GM, Attene G, Smith L, Salernitano G, et al. Footstep manipulation during uphill running. *International journal of sports medicine*. 2013; 34(3): 244-7.
145. Chen CH, Tu KH, Liu C, Shiang TY. Effects of forefoot bending elasticity of running shoes on gait and running performance. *Human movement science*. 2014; 38: 163-72.
146. Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *International journal of sports medicine*. 1983; 4(4): 247-51.
147. Lee Y, Kim YK, Kim YH, Kong S, Lee KK. Kinematic and kinetic analyses of novice running in dress shoes and running shoes. *Acta of bioengineering and biomechanics*. 2011; 13(3): 55-61.
148. Lin SY, Su PF, Chung CH, Hsia CC, Chang CH. Stiffness Effects in Rocker-Soled Shoes: Biomechanical Implications. *PloS one*. 2017; 12(1): e0169151.
149. Lussiana T, Hebert-Losier K, Mourot L. Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *Journal of Sport and Health Science*. 2015; 4(2): 195-202.
150. Mann R, Malisoux L, Urhausen A, Statham A, Meijer K, Theisen D. The effect of shoe type and fatigue on strike index and spatiotemporal parameters of running. *Gait & posture*. 2015; 42(1): 91-5.
151. Ferris DP, Liang KL, Farley CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of biomechanics*. 1999; 32(8): 787-94.
152. Gantz AM, Derrick TR. Kinematics and metabolic cost of running on an irregular treadmill surface. 2017: 1-8.

153. Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004; 36(5): 838-44.
154. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of applied physiology*. 2002; 92(2): 469-78.
155. Kim W, Tan J, Veloso A, Vleck V, Voloshin AS. The natural frequency of the foot-surface cushion during the stance phase of running. *Journal of biomechanics*. 2011; 44(4): 774-9.
156. Tillman MD, Fiolkowski P, Bauer JA, Reisinger KD. In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: changes in temporal and kinetic parameters. / Mesures plantaires en chaussure lors d ' une course sur differentes surfaces: modifications des parametres temporaux et cinetiques. *Sports Engineering (International Sports Engineering Association)*. 2002; 5(3): 121-8.
157. Nigg BM, Deboer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1995; 27(1): 98-105.
158. Adelsberg S, Tauber C, Au J, Pugh J. Variations in gait patterns of runners - Relationship to anthropometric measurements. *Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*. 1983; 361: 302-6.
159. Blazevic I, Babic V, Zagorac N. The Influence of Anthropometric Characteristics on Kinematic Parameters of Children's Sprinter's Running. *Collegium antropologicum*. 2015; 39 Suppl 1: 57-68.
160. Oliveira AS-C, Tibana RA, de Aguiar F, Barros E, Silva PdB. Kineanthropometric and Physiological Relations During Incremental Treadmill Exercise. *Revista Brasileira De Medicina Do Esporte*. 2010; 16(4): 286-90.
161. Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003; 35(7): 1167-75.
162. Cavagna GA, Legramandi MA, Peyre-Tartaruga LA. Old men running: mechanical work and elastic bounce. *Proceedings Biological sciences / The Royal Society*. 2008; 275(1633): 411-8.
163. Fukuchi CA, da Rocha ES, Stefanyshyn DJ. Effects of cold water immersion on lower extremity joint biomechanics during running. *Journal of sports sciences*. 2015; 33(5): 449-56.
164. Habituation of Children to Treadmill Walking and Running: Metabolic and Kinematic Criteria. *Pediatric exercise science*. 1995; 7(2): 162-75.
165. Is Running Economy Different Between Adults and Children? *Pediatric exercise science*. 1996; 8(4): 351-60.
166. Amano Y, Hoshikawa T, Toyoshima S, Matsui H. Longitudinal study of running in children over an 8-year period. In: Jonsson, B (ed), *Biomechanics X-B*, Champaign, Ill, Human Kinetics Publishers, c1987, p 819-824. ;1987. p.
167. Bates BT, Haven BH. Effects of fatigue on the mechanical characteristics of highly skilled female runners. In: Nelson, RC and Morehouse, CA (ed), *Biomechanics IV*, Baltimore, University Park Press, 1974, p 121-125.1973. p.
168. Elliot B, Ackland T. Biomechanical effects of fatigue on 10,000 meter running technique. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 1981; 52(2): 160-6.
169. Fischer G, Storniolo JLL, Peyré-Tartaruga LA. Effects of Fatigue on Running Mechanics: Spring-Mass Behavior in Recreational Runners After 60 Seconds of Countermovement Jumps. *Journal of applied biomechanics*. 2015; 31(6): 445-51.
170. Giandolini M, Gimenez P, Temesi J, Arnal PJ, Martin V, Rupp T, et al. Effect of the Fatigue Induced by a 110-km Ultramarathon on Tibial Impact Acceleration and Lower Leg Kinematics. *PloS one*. 2016; 11(3): e0151687.
171. Giandolini M, Vernillo G, Samozino P, Horvais N, Edwards WB, Morin J-B, et al. Fatigue associated with prolonged graded running. *European journal of applied physiology*. 2016; 116(10): 1859-73.

172. Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European journal of applied physiology*. 2007; 100(6): 653-61.
173. Le Bris R, Billat V, Auvinet B, Chaleil D, Hamard L, Barrey E. Effect of fatigue on stride pattern continuously measured by an accelerometric gait recorder in middle distance runners. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2006; 46(2): 227-31.
174. Nicol C, Komi PV, Marconnet P. Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 1991; 1(4): 195-204.
175. Nummela A, StrayGundersen J, Rusko H. Effects of fatigue on stride characteristics during a short-term maximal run. *Journal of applied biomechanics*. 1996; 12(2): 151-60.
176. Paavolainen L, Nummela A, Rusko H, Hakkinen K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *International journal of sports medicine*. 1999; 20(8): 516-21.
177. Ward J, Sorrels K, Coats J, Pourmoghaddam A, Moskop J, Ueckert K, et al. The ergogenic effect of elastic therapeutic tape on stride and step length in fatigued runners. *Journal of chiropractic medicine*. 2014; 13(4): 221-9.
178. Willson JD, Kernozek TW. Plantar loading and cadence alterations with fatigue. / Charge au niveau de la voute plantaire et alterations de la cadence dues a la fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1999; 31(12): 1828-33.
179. Zakaria FA, El Badaoui M, Lamraoui M, Khalil M. Fatigue study of ultra-runners: Presentation of a new approach for the separation of GRF signals components. *Mechanical Systems and Signal Processing*. 2016; 75: 648-67.
180. Boyer ER, Derrick TR. Select injury-related variables are affected by stride length and foot strike style during running. *The American journal of sports medicine*. 2015; 43(9): 2310-7.
181. Mann R, Malisoux L, Nührenbörger C, Urhausen A, Meijer K, Theisen D. Association of previous injury and speed with running style and stride-to-stride fluctuations. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2015; 25(6): e638-e45.
182. Mann R, Malisoux L, Urhausen A, Meijer K, Theisen D. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. *Gait & posture*. 2016; 47: 1-9.
183. Paquette MR, Milner CE, Melcher DA. Foot contact angle variability during a prolonged run with relation to injury history and habitual foot strike pattern. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017; 27(2): 217-22.
184. Cavagna GA, Willems PA, Franzetti P, Detrembleur C. The two power limits conditioning step frequency in human running. *The Journal of physiology*. 1991; 437: 95-108.
185. Yanai T, Hay JG. Combinations of Cycle Rate and Length for Minimizing the Muscle Power Requirement in Human Running. *Journal of applied biomechanics*. 2004; 20(1): 51-70.
186. Cavagna GA, Mantovani M, Willems PA, Musch G. The resonant step frequency in human running. *Pflugers Archiv : European journal of physiology*. 1997; 434(6): 678-84.
187. Dillman CJ. Kinematic analyses of running. *Exercise & Sport Sciences Reviews*. 1975; 3: 193-218.
188. Williams KR. Biomechanics of running. *Exercise and sport sciences reviews*. 1985; 13: 389-441.
189. Cavanagh PR, Williams KR, Hodgson JL. Effect of stride length variation on O₂ uptake during distance running. (Abstract). *Medicine & Science in Sports*. 1978; 10(1): 63-.
190. Clarke TE, Cooper LB, Hamill CL, Clark DE. The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of sports sciences*. 1985; 3(1): 41-9.
191. Hogberg P. How do stride length and stride frequency influence the energy-output during running? *Arbeitsphysiologie; internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*. 1952; 14(6): 437-41.
192. Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. *Human movement science*. 1995; 14(1): 45-60.

193. 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 physiologica Scandinavica*. 1995; 155(1): 17-22.
194. Collins MH, Pearsall DJ, Zavorsky GS, Bateni H, Turcotte RA, Montgomery DL. Acute effects of intense interval training on running mechanics. *Journal of sports sciences*. 2000; 18(2): 83-90.
195. Cavanagh PR. *Biomechanics of Distance Running*. Champaign, IL: Human Kinetic Books; 1990.
196. Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of applied physiology*. 2000; 89(5): 1991-9.
197. Daniels J. *Running formula*. Champaign, IL: Human Kinetics. 2005.
198. Buckalew DP, Barlow DA, Fischer JW, Richards JG. Biomechanical profile of elite women marathoners. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1985; 1(4): 330-47.
199. Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European journal of applied physiology*. 2007; 100(6): 653-61.
200. Tokmakidis S, Léger L, Tsarouchas L, editors. *Energy cost and stride pattern variability of elite runners on the treadmill*. ISBS-Conference Proceedings Archive; 2008.
201. Elliott B, Blanksby B. Optimal stride length considerations for male and female recreational runners. *British journal of sports medicine*. 1979; 13(1): 15.
202. Santos-Concejero J, Tam N, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, Zabala-Lili J, et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2014; 28(7): 1889-95.
203. Lake MJ, Cavanagh PR. Six weeks of training does not change running mechanics or improve running economy. *Medicine and science in sports and exercise*. 1996; 28(7): 860-9.
204. Ramsbottom R, Williams C, Fleming N, Nute ML. Training induced physiological and metabolic changes associated with improvements in running performance. *British journal of sports medicine*. 1989; 23(3): 171-6.
205. Roschel H, Barroso R, Tricoli V, Batista MA, Acquesta FM, Serrao JC, et al. Effects of Strength Training Associated With Whole-Body Vibration Training on Running Economy and Vertical Stiffness. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2015; 29(8): 2215-20.
206. Ferrauti A, Bergermann M, Fernandez-Fernandez J. Effects of a concurrent strength and endurance training on running performance and running economy in recreational marathon runners. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2010; 24(10): 2770-8.
207. Moore I. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*. 2016; 46(6): 793-807.
208. Hoff J. Maximal strength training enhances running economy and aerobic endurance performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2001; 33(5): S270.
209. Storen O, Helgerud J, Stoa EM, Hoff J. Maximal strength training improves running economy in distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008; 40(6): 1087-92.
210. Hoff J, Gran A, Helgerud J. Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2002; 12(5): 288-95.
211. Hoff J, Helgerud J, Wisloff U. Maximal strength training improves work economy in trained female cross-country skiers. *Medicine and science in sports and exercise*. 1999; 31(6): 870-7.

212. Osteras H, Helgerud J, Hoff J. Maximal strength-training effects on force-velocity and force-power relationships explain increases in aerobic performance in humans. *European journal of applied physiology*. 2002; 88(3): 255-63.
213. Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of applied physiology*. 1987; 63(3): 1236-45.
214. Kyrolainen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001; 33(8): 1330-7.
215. Storen O, Helgerud J, Hoff J. Running stride peak forces inversely determine running economy in elite runners. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2011; 25(1): 117-23.
216. Kaneko M, Matsumoto M, Ito A, Fuchimoto T. Optimum step frequency in constant speed running. In Jonsson, B (ed), *Biomechanics X-A, X-B*, Champaign, Ill, Human Kinetics Publishers, c1987, p803-807. ;1987. p.
217. Morgan D, Martin P, Craib M, Caruso C, Clifton R, Hopewell R. Effect of step length optimization on the aerobic demand of running. *Journal of applied physiology*. 1994; 77(1): 245-51.
218. Kaneko M. Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. *Journal of biomechanics*. 1990; 23 Suppl 1: 57-63.
219. De Ruiter CJ, Verdijk PW, Werker W, Zuidema MJ, de Haan A. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *European journal of sport science*. 2014; 14(3): 251-8.
220. Connick MJ, Li F-X. Changes in timing of muscle contractions and running economy with altered stride pattern during running. *Gait & posture*. 2014; 39(1): 634-7.
221. Craighead DH, Lehecka N, King DL. A novel running mechanic's class changes kinematics but not running economy. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2014; 28(11): 3137-45.
222. Snyder KL, Farley CT. Energetically optimal stride frequency in running: the effects of incline and decline. *The Journal of experimental biology*. 2011; 214(Pt 12): 2089-95.
223. Kaneko M MM, Ito A, Fuchimoto T Optimum step frequency in constant speed running. In: Jonsson B (ed) *Biomechanics X-B vol 6B Human Kinetics Publishers C*, editor.1987. p. 803-7.
224. Cavagna GA, Franzetti P, Heglund NC, Willems P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *Journal of Physiology-London*. 1988; 399: 81-92.
225. Weyand PG, Sandell RF, Prime DNL, Bundle MW. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of applied physiology*. 2010; 108(4): 950-61.
226. Kram R, Taylor CR. Energetics of running: a new perspective. *Nature*. 1990; 346(6281): 265-7.
227. Mero A, Komi P, Gregor R. Biomechanics of sprint running. A review. *Sports medicine*. 1992; 13(6): 376-92.
228. Roberts TJ, Marsh RL, Weyand PG, Taylor CR. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*. 1997; 275(5303): 1113-5.
229. Taylor CR. Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed and metabolic power. *Journal of Experimental Biology*. 1985; 115(1): 253-62.
230. Costill DL, Daniels J, Evans W, Fink W, Krahenbuhl G, Saltin B. Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes. *J Appl Physiol*. 1976; 40(2): 149-54.
231. Close RI. The relations between sarcomere length and characteristics of isometric twitch contractions of frog sartorius muscle. *The Journal of physiology*. 1972; 220(3): 745-62.
232. Brughelli M, Cronin J, Chaouachi A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2011; 25(4): 933-9.
233. Arampatzis A, Bruggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of biomechanics*. 1999; 32(12): 1349-53.

234. Nigg BM, Bahlsen HA, Luethi SM, Stokes S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of biomechanics*. 1987; 20(10): 951-9.
235. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of biomechanics*. 1987; 20(2): 147-55.
236. Heglund NC, Fedak MA, Taylor CR, Cavagna GA. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. IV. Total mechanical energy changes as a function of speed and body size in birds and mammals. *The Journal of experimental biology*. 1982; 97: 57-66.
237. van Ingen Schenau GJ. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and science in sports and exercise*. 1980; 12(4): 257-61.
238. Arendse RE, Noakes TD, Azevedo LB, Romanov N, Schwellnus MP, Fletcher G. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004; 36(2): 272-7.
239. Fletcher G, Bartlett R, Romanov N, Fotouhi A. Pose (R) Method Technique Improves Running Performance Without Economy Changes. *International Journal of Sports Science & Coaching*. 2008; 3(3): 365-80.
240. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2011; 43(2): 296-302.
241. Lieberman DE, Warrener AG, Wang J, Castillo ER. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *The Journal of experimental biology*. 2015; 218(Pt 21): 3406-14.
242. Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998; 30(1): 128-35.
243. Mercer JA, Vance J, Hreljac A, Hamill J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European journal of applied physiology*. 2002; 87(4-5): 403-8.
244. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *The Journal of physiology*. 1976; 262(3): 639-57.
245. Hoyt DF, Wickler SJ, Cogger EA. Time of contact and step length: The effect of limb length, running speed, load carrying and incline. *Journal of Experimental Biology*. 2000; 203(2): 221-7.
246. Roberts TJ, Kram R, Weyand PG, Taylor CR. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *The Journal of experimental biology*. 1998; 201(Pt 19): 2745-51.
247. Farley CT. Leg stiffness and stride frequency in running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1994; 26(5 SUPPL.): S20-S.
248. Morin J-B, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A Simple Method for Measuring Stiffness During Running. *Journal of applied biomechanics*. 2005; 21(2): 167-80.
249. Weyand PG, Kelly M, Blackadar T, Darley JC, Oliver SR, Ohlenbusch NE, et al. Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot-ground contact times and heart rates in running humans. *Journal of applied physiology*. 2001; 91(1).
250. Nummela A, Keranen T, Mikkelsen LO. Factors related to top running speed and economy. *International journal of sports medicine*. 2007; 28(8): 655-61.
251. Biewener AA. Allometry of quadrupedal locomotion: the scaling of duty factor, bone curvature and limb orientation to body size. *The Journal of experimental biology*. 1983; 105: 147-71.
252. Morin JB, Jeannin T, Chevallier B, Belli A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International journal of sports medicine*. 2006; 27(2): 158-65.
253. Nilsson J, Thorstensson A, Halbertsma J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta physiologica Scandinavica*. 1985; 123(4): 457-75.

254. Santos-Concejero J, Tam N, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, Zabala-Lili J, et al. Interaction effects of stride angle and strike pattern on running economy. *International journal of sports medicine*. 2014; 35(13): 1118-23.
255. Heise GD, Martin PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European journal of applied physiology*. 2001; 84(5): 438-42.
256. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2008; 38(8): 647-57.
257. Brughelli M, Cronin J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2008; 18(4): 417-26.
258. Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour JR. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1998; 77(3): 257-63.
259. Butler RJ, Crowell HP, 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2003; 18(6): 511-7.
260. Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of applied physiology*. 1991; 71(6): 2127-32.
261. Seyfarth A, Blickhan R, Van Leeuwen JL. Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *The Journal of experimental biology*. 2000; 203(Pt 4): 741-50.
262. Laffaye G, Bardy BG, Durey A. Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005; 37(4): 536-43.
263. Cavagna GA, Heglund NC, Willems PA. Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. *The Journal of experimental biology*. 2005; 208(Pt 12): 2333-46.
264. Avogadro P, Kyrolainen H, Belli A. Influence of mechanical and metabolic strain on the oxygen consumption slow component during forward pulled running. *European journal of applied physiology*. 2004; 93(1-2): 203-9.
265. Alexander RM. Elastic mechanisms in primate locomotion. *Zeitschrift fur Morphologie und Anthropologie*. 1991; 78(3): 315-20.
266. Cavagna GA, Legramandi MA, Peyre-Tartaruga LA. The landing-take-off asymmetry of human running is enhanced in old age. *The Journal of experimental biology*. 2008; 211(Pt 10): 1571-8.
267. Dalleau G, Belli A, Viale F, Lacour JR, Bourdin M. A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International journal of sports medicine*. 2004; 25(3): 170-6.
268. Alexander RM. ON THE SYNCHRONIZATION OF BREATHING WITH RUNNING IN WALLABIES (*MACROPUS SPP*) AND HORSES (*EQUUS-CABALLUS*). *Journal of Zoology*. 1989; 218: 69-85.
269. Kram R, Dawson TJ. Energetics and biomechanics of locomotion by red kangaroos (*Macropus rufus*). *Comparative biochemistry and physiology Part B, Biochemistry & molecular biology*. 1998; 120(1): 41-9.
270. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running - How does stiffness couple with speed *Journal of biomechanics*. 1990; 23: 65-78.
271. Winter DA. *Biomechanics of human movement*. New York: Wiley & Sons; 1979.
272. Bullimore SR, Burn JF. Consequences of forward translation of the point of force application for the mechanics of running. *Journal of theoretical biology*. 2006; 238(1): 211-9.
273. Coleman DR, Cannavan D, Horne S, Blazevich AJ. Leg stiffness in human running: Comparison of estimates derived from previously published models to direct kinematic-kinetic measures. *Journal of biomechanics*. 2012; 45(11): 1987-91.

274. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Contribution of the lower extremity joints to mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps. *Journal of sports sciences*. 1998; 16(2): 177-86.
275. Gunther M, Blickhan R. Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of biomechanics*. 2002; 35(11): 1459-74.
276. Kuitunen S, Komi PV, Kyrolainen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002; 34(1): 166-73.
277. Wilson GJ, Wood GA, Elliott BC. Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal of applied physiology*. 1991; 70(2): 825-33.
278. Wilson GJ, Murphy AJ, Pryor JF. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of applied physiology*. 1994; 76(6): 2714-9.
279. Walshe AD, Wilson GJ, Murphy AJ. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1996; 73(3-4): 332-9.
280. Walshe AD, Wilson GJ. The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*. 1997; 22(2): 117-32.
281. Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of applied physiology*. 1999; 87(6): 2090-6.
282. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta physiologica Scandinavica*. 2000; 168(2): 327-35.
283. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European journal of applied physiology*. 2000; 81(3): 181-7.
284. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *European journal of applied physiology*. 2001; 85(3-4): 226-32.
285. Kubo K, Kanehisa H, Ito M, Fukunaga T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology*. 2001; 91(1): 26-32.
286. Reid DA, McNair PJ. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004; 36(11): 1944-8.
287. Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Williams AK, Riggan TJ. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2005; 20(9): 973-83.
288. Geyer H, Seyfarth A, Blickhan R. Positive force feedback in bouncing gaits? *Proceedings Biological sciences / The Royal Society*. 2003; 270(1529): 2173-83.
289. Nichols TR, Houk JC. Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. *Journal of neurophysiology*. 1976; 39(1): 119-42.
290. Hoffer JA, Andreassen S. Regulation of soleus muscle stiffness in pre-mammillary cats: intrinsic and reflex components. *Journal of neurophysiology*. 1981; 45(2): 267-85.
291. Orlovskii GN, Deliagina T, Grillner S. *Neuronal control of locomotion: from mollusc to man*: Oxford University Press; 1999.
292. Goldberger ME. Locomotor recovery after unilateral hindlimb deafferentation in cats. *Brain research*. 1977; 123(1): 59-74.
293. Voigt M, Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB. Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta physiologica Scandinavica*. 1998; 163(2): 181-94.
294. Jones GM, Watt D. Observations on the control of stepping and hopping movements in man. *The Journal of physiology*. 1971; 219(3): 709-27.
295. Dietz V, Schmidtbleicher D, Noth J. Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of neurophysiology*. 1979; 42(5): 1212-22.
296. Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann G-P. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait & posture*. 2004; 19(2): 115.
297. Capaday C, Stein RB. Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *The Journal of physiology*. 1987; 392: 513-22.

298. Ferris DP, Aagaard P, Simonsen EB, Farley CT, Dyhre-Poulsen P. Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. *The Journal of physiology*. 2001; 530(Pt 1): 167-80.
299. Sinkjaer T, Andersen JB, Ladouceur M, Christensen LO, Nielsen JB. Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man. *The Journal of physiology*. 2000; 523 Pt 3: 817-27.
300. Avela J, Komi PV. Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1998; 78(5): 403-10.
301. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs - speed and animal size. *Journal of Experimental Biology*. 1993; 185: 71-86.
302. Biewener AA. Scaling body support in mammals: limb posture and muscle mechanics. *Science*. 1989; 245(4913): 45-8.
303. Taylor CR, Heglund NC, McMAHON TA, Looney TR. Energetic cost of generating muscular force during running: a comparison of large and small animals. *Journal of Experimental Biology*. 1980; 86(1): 9-18.
304. Saibene F, Minetti AE. Aspects of the energetics and the mechanics of human locomotion. In, Rodano, R (ed) et al, ISBS '92 proceedings of the 10th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports June 1992, Milan - Italy, Milan, Edi-Ermes, 1992 p 307-314. ;1992. p.
305. Minetti AE. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *Journal of biomechanics*. 1998; 31(5): 463-8.
306. Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *The Journal of experimental biology*. 1995; 198(Pt 2): 379-93.
307. Cavagna G, Franzetti P, Fuchimoto T. The mechanics of walking in children. *The Journal of physiology*. 1983; 343(1): 323-39.
308. Modica JR, Kram R. Metabolic energy and muscular activity required for leg swing in running. *Journal of applied physiology*. 2005; 98(6): 2126-31.
309. Marsh RL, Ellerby DJ, Carr JA, Henry HT, Buchanan CI. Partitioning the energetics of walking and running: swinging the limbs is expensive. *Science*. 2004; 303(5654): 80-3.
310. Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling - a review considering leg preference. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2010; 11(4): 136-42.
311. Vagenas G, Hoshizaki B. A multivariable analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1992; 8(1): 11-29.
312. Chavet P, Lafortune M, Gray J. Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. *Human movement science*. 1997; 16(4): 391-406.
313. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of biomechanics*. 2006; 39(15): 2792-7.
314. Haugen T, Danielsen J, McGhie D, Sandbakk O, Ettema G. Kinematic stride cycle asymmetry is not associated with sprint performance and injury prevalence in athletic sprinters. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017.
315. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of biomechanics*. 2006; 39(15): 2792-7.
316. Estep A, Morrison S, Caswell S, Ambegaonkar J, Cortes N. Differences in pattern of variability for lower extremity kinematics between walking and running. *Gait & posture*. 2018; 60(Supplement C): 111-5.
317. Jordan K, Challis JH, Newell KM. Long range correlations in the stride interval of running. *Gait & posture*. 2006; 24(1): 120-5.
318. Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & posture*. 2007; 26(1): 128-34.

319. Costa M, Peng C-K, Goldberger AL, Hausdorff JM. Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A: Statistical Mechanics and its applications*. 2003; 330(1): 53-60.
320. Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human movement science*. 2007; 26(4): 555-89.
321. Hausdorff JM, Ashkenazy Y, Peng C-K, Ivanov PC, Stanley HE, Goldberger AL. When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*. 2001; 302(1): 138-47.
322. Heredia-Jimenez J, Orantes-Gonzalez E, Soto-Hermoso V. Variability of gait, bilateral coordination, and asymmetry in women with fibromyalgia. *Gait & posture*. 2016; 45: 41-4.
323. Heredia Jiménez J, Soto Hermoso V. Desórdenes de la locomoción, a dos velocidades de paso, en pacientes con fibromialgia. *Biomecánica*. 2011; 19(1): 28-34.
324. Latorre-Román P, Santos-Campos M, Heredia-Jimenez J, Delgado-Fernandez M, Soto-Hermoso V. Analysis of the performance of women with fibromyalgia in the six-minute walk test and its relation with health and quality of life. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2014; 54(4): 511-7.
325. Heredia-Jimenez J, Latorre-Roman P, Santos-Campos M, Orantes-Gonzalez E, Soto-Hermoso VM. Spatio-temporal gait disorder and gait fatigue index in a six-minute walk test in women with fibromyalgia. *Clinical Biomechanics*. 2016; 33: 1-6.
326. Gabell A, Nayak US. The effect of age on variability in gait. *Journal of gerontology*. 1984; 39(6): 662-6.
327. Hausdorff JM, Edelberg HK, Cudkowicz ME, Singh MA, Wei JY. The relationship between gait changes and falls. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1997; 45(11): 1406.
328. Nakamura T, Meguro K, Sasaki H. Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type. *Gerontology*. 1996; 42(2): 108-13.
329. Holt KJ, Jeng SF, Rr RR, Hamill J. Energetic Cost and Stability During Human Walking at the Preferred Stride Velocity. *Journal of motor behavior*. 1995; 27(2): 164-78.
330. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1999; 14(5): 297-308.
331. Heiderscheit BC, Hamill J, van Emmerik REA. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *Journal of applied biomechanics*. 2002; 18(2): 110-21.
332. Pappas P, Paradisis G, Tsolakis C, Smirniotou A, Morin J-B. Reliabilities of leg and vertical stiffness during treadmill running. *Sports biomechanics*. 2014; 13(4): 391-9.
333. Nielsen RO, Buist I, Sorensen H, Lind M, Rasmussen S. Training errors and running related injuries: a systematic review. *International journal of sports physical therapy*. 2012; 7(1): 58-75.
334. Cullum CK, Tran PHT, Dossing S. [Running and causes of running-related injuries]. *Ugeskrift for laeger*. 2017; 179(38).
335. van der Worp MP, ten Haaf DS, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MW, Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PloS one*. 2015; 10(2): e0114937.
336. Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC. Prevention of running injuries. *Current sports medicine reports*. 2010; 9(3): 176-82.
337. Hreljac A. Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2005; 16(3): 651-67, vi.
338. Willy RW. Innovations and pitfalls in the use of wearable devices in the prevention and rehabilitation of running related injuries. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2017; 29: 26-33.
339. Verhagen E, Finch CF. Setting our minds to implementation. *British journal of sports medicine*. 2011; 45(13): 1015-6.
340. Verhagen EA, van Stralen MM, van Mechelen W. Behaviour, the key factor for sports injury prevention. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2010; 40(11): 899-906.

341. Finch CF. Implementation and dissemination research: the time has come! *British journal of sports medicine*. 2011; 45(10): 763-4.
342. statista. Number of smartphone users worldwide 2017 <https://www.statista.com/statistics/330695/number-of-smartphone-users-worldwide/2017>.
343. van Mechelen DM, Van Mechelen W, Verhagen EA. Sports injury prevention in your pocket?! Prevention apps assessed against the available scientific evidence: a review. *British journal of sports medicine*. 2014; 48(11): 878-82.
344. Kemler E, Romeijn K, Vriend I, Huisstede B. The relationship between the use of running applications and running-related injuries. *The Physician and sportsmedicine*. 2017.
345. Cummins C, Orr R, O'Connor H, West C. Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: a systematic review. *Sports Medicine*. 2013; 43(10): 1025-42.
346. Gabbett TJ. The training-injury prevention paradox: should athletes be training smarter and harder? *British journal of sports medicine*. 2016: bjsports-2015-095788.
347. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*. 2001; 16(3): 207-12.
348. Kyrolainen H, Pullinen T, Candau R, Avela J, Huttunen P, Komi PV. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European journal of applied physiology*. 2000; 82(4): 297-304.
349. Román PÁL, Hermoso VMS. Efectos de la fatiga en los parámetros cinemáticos de corredores de fondo a velocidades competitivas. *Biomecánica*. 2002; 10(2): 111-21.
350. Román PÁL, Hermoso VMS. Análisis de parámetros cinemáticos de corredores de fondo en condiciones de fatiga y su relación con la economía de carrera. *Red: revista de entrenamiento deportivo*. 2007; 21(2): 5-12.
351. Sánchez JS, Román PÁL, Campos MAS, Hermoso VMS. Foot strike patterns in veteran runners with respect to the increase of the speed and fatigue. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2014; 20(4): 315-9.
352. Latorre-Román PÁ, Jiménez MM, Hermoso VMS, Sánchez JS, Molina AM, Fuentes AR, et al. Acute effect of a long-distance road competition on foot strike patterns, inversion and kinematics parameters in endurance runners. *International Journal of Performance Analysis in Sport*. 2015; 15(2): 588-97.
353. Nicol C, Komi PV, Marconnet P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1991; 1(1): 18-24.
354. Noakes TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2000; 10(3): 123-45.
355. Candau R, Belli A, Millet GY, Georges D, Barbier B, Rouillon JD. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1998; 77(6): 479-85.
356. Siler WL, Martin PE. Changes in Running Pattern During a Treadmill Run to Volitional Exhaustion: Fast Versus Slower Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1991; 7(1): 12-28.
357. Place N, Lepers R, Deley G, Millet GY. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004; 36(8): 1347-56.
358. Hanley B, Mohan AK. Changes in gait during constant pace treadmill running. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2014; 28(5): 1219-25.
359. Morin JB, Samozino P, Millet GY. Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Medicine and science in sports and exercise*. 2011; 43(5): 829-36.

360. Smith GR, Gill DR, Ottewell D, Wait GD, Walden P, Johnson RR, et al. Energy dependence of the charge asymmetry $A(T, \theta)$ in π elastic scattering. *Physical review C, Nuclear physics*. 1988; 38(1): 240-50.
361. McMahon TA, Greene PR. Influence of track compliance on running. *Journal of biomechanics*. 1979; 12(12): 893-904.
362. Ferris DP, Farley CT. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of applied physiology*. 1997; 82(1): 15-22.
363. Morio C, Bourrelly A, Sissler L, Gueguen N. Perceiving slipperiness and grip: A meaningful relationship of the shoe-ground interface. *Gait & posture*. 2017; 51: 58-63.
364. Clark AJ, Higham TE. Slipping, sliding and stability: locomotor strategies for overcoming low-friction surfaces. *The Journal of experimental biology*. 2011; 214(Pt 8): 1369-78.
365. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International journal of sports medicine*. 1998; 19(7): 455-61.
366. Schache AG, Blanch PD, Rath DA, Wrigley TV, Starr R, Bennell KL. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001; 16(8): 667-80.
367. Riley PO, Dicharry J, Franz J, Della Croce U, Wilder RP, Kerrigan DC. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008; 40(6): 1093-100.
368. White J, Scurr J, Hedger W. A Comparison of Three-Dimensional Breast Displacement and Breast Comfort During Overground and Treadmill Running. *Journal of applied biomechanics*. 2011; 27(1): 47-53.
369. Hong Y, Wang L, Li JX, Zhou JH. Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. *Journal of science and medicine in sport*. 2012; 15(6): 554-60.
370. Cronin NJ, Finni T. Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running. *Gait & posture*. 2013; 38(3): 528-33.
371. Garcia-Perez JA, Perez-Soriano P, Llana S, Martinez-Nova A, Sanchez-Zuriaga D. Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait & posture*. 2013; 38(4): 929-33.
372. Chia LC, Licari MK, Guelfi KJ, Reid SL. Investigation of treadmill and overground running: implications for the measurement of oxygen cost in children with developmental coordination disorder. *Gait & posture*. 2014; 40(3): 464-70.
373. Lindsay TR, Noakes TD, McGregor SJ. Effect of treadmill versus overground running on the structure of variability of stride timing. *Perceptual and motor skills*. 2014; 118(2): 331-46.
374. Montgomery G, Abt G, Dobson C, Smith T, Ditroilo M. Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait & posture*. 2016; 49: 120-6.
375. Oliveira AS, Gizzi L, Ketabi S, Farina D, Kersting UG. Modular Control of Treadmill vs Overground Running. *PloS one*. 2016; 11(4): e0153307.
376. Nelson RC, Dillman CJ, Lagasse P, Bickett P. Biomechanics of overground versus treadmill running. *Medicine and science in sports*. 1972; 4(4): 233-40.
377. Dal Monte A, Fucci S, Manoni A. The treadmill as a training and simulator instrument in middle- and long-distance running. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1974; 14(2): 67-72.
378. Sykes K. Technique and Observation of Angular Gait Patterns in Running. *British journal of sports medicine*. 1975; 9(4): 181-6.
379. Paroczai R, Kocsis L. Analysis of human walking and running parameters as a function of speed. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 2006; 14(4-5): 251-60.

380. Schieb DA. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 1986; 57(1): 1-7.
381. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1998; 13(6): 434-40.
382. Hreljac A, Parker D, Quintana R, Abdala E, Patterson K, Sison M. Energetics and perceived exertion of low speed running and high speed walking. *Facta universitatis-series: Physical Education and Sport*. 2002; 1(9): 27-35.
383. Gehlsen GM, Stewart LB, Van Nelson C, Bratz JS. Knee kinematics: the effects of running on cambers. *Medicine and science in sports and exercise*. 1989; 21(4): 463-6.
384. Iversen J, McMahon T. Running on an incline. *TRANSACTIONS-AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING*. 1992; 114: 435-.
385. Milliron M, Cavanagh P. Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. *Biomechanics of distance running*. 1990; 65: 105.
386. Gottschall JS, Kram R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of biomechanics*. 2005; 38(3): 445-52.
387. Thompson MA, Gutmann A, Seegmiller J, McGowan CP. The effect of stride length on the dynamics of barefoot and shod running. *Journal of biomechanics*. 2014; 47(11): 2745-50.
388. Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Nakazawa K. Step frequency and lower extremity loading during running. *International journal of sports medicine*. 2012; 33(04): 310-3.
389. White SC, Lage KJ. Changes in joint moments due to independent changes in cadence and stride length during gait. *Human movement science*. 1993; 12(4): 461-74.
390. Lafortune MA, Hennig EM, Lake MJ. Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *Journal of biomechanics*. 1996; 29(12): 1523-9.
391. De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of biomechanics*. 2000; 33(3): 269-78.
392. Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International journal of sports medicine*. 2005; 26(7): 593-8.
393. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2009; 1(12): 1058-63.
394. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010; 463(7280): 531-5.
395. Komi PV, Gollhofer A, Schmidtbleicher D, Frick U. Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *International journal of sports medicine*. 1987; 8(3): 196-202.
396. Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2009; 49(1): 6-13.
397. Lieberman DE, Castillo ER, Otarola-Castillo E, Sang MK, Sigei TK, Ojiambo R, et al. Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PLoS one*. 2015; 10(7): e0131354.
398. Lieberman DE. Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal of Sport and Health Science*. 2014; 3(2): 86-94.
399. Larson P, Katovsky B. *Tread lightly: form, footwear, and the quest for injury-free running*: Skyhorse Publishing Inc.; 2012.
400. McCallion C, Donne B, Fleming N, Blanksby B. Acute differences in foot strike and spatiotemporal variables for shod, barefoot or minimalist male runners. *Journal of sports science & medicine*. 2014; 13(2): 280-6.

401. Muñoz Jimenez M, García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. Efectos agudos de la carrera sin zapatillas y sus requisitos en la cinemática de las extremidades inferiores en corredores resistentes habitualmente calzados. *Apunts Medicina de l'Esport (English Edition)*.
402. Muñoz-Jimenez M, Latorre-Román P, Soto-Hermoso V, García-Pinillos F. Influence of shod/unshod condition and running speed on foot-strike patterns, inversion/eversion, and vertical foot rotation in endurance runners. *Journal of sports sciences*. 2015; 33(19): 2035-42.
403. Latorre-Román PA, García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Muñoz-Jiménez M. Effects of 12 weeks of barefoot running on foot strike patterns, inversion–eversion and foot rotation in long-distance runners. *Journal of Sport and Health Science*. 2016.
404. Jimenez MM, García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. Acute effects of barefoot running and running requirement on lower-limb kinematics in habitually shod endurance runners. *Apunts Medicina de l'Esport*. 2017; 52(195): 85-91.
405. Jiménez MM, García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. Can running kinetics be modified using a barefoot training program? *Apunts Medicina de l'Esport*. 2018.
406. Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2015; 45(10): 738-55.
407. Shih Y, Lin KL, Shiang TY. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & posture*. 2013; 38(3): 490-4.
408. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine and science in sports and exercise*. 2013; 45(12): 2306-13.
409. Goss DL, Gross MT. A review of mechanics and injury trends among various running styles. *US Army Medical Department journal*. 2012: 62-71.
410. Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & posture*. 2008; 28(3): 405-11.
411. McPoil TG, Cornwall MW. Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2007; 97(2): 102-7.
412. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*. 2009; 29(2): 172-87.
413. Hernandez-Gervilla O, Escalona-Marfil C, Corbi F. Correlation between foot posture and running kinematics: a pilot study. *Apunts-Medicina De L Esport*. 2016; 51(192): 115-22.
414. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait & posture*. 2016; 48: 52-6.
415. Cowley E, Marsden J. The effects of prolonged running on foot posture: a repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *Journal of foot and ankle research*. 2013; 6: 20.
416. Escamilla-Martinez E, Martinez-Nova A, Gomez-Martin B, Sanchez-Rodriguez R, Fernandez-Seguin LM. The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2013; 103(2): 121-5.
417. Bravo-Aguilar M, Gijon-Nogueron G, Luque-Suarez A, Abian-Vicen J. The Influence of Running on Foot Posture and In-Shoe Plantar Pressures. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2016; 106(2): 109-15.
418. Conoboy P, Dyson R. Effect of aging on the stride pattern of veteran marathon runners. *British journal of sports medicine*. 2006; 40(7): 601-4; discussion 4.
419. Nikooyan AA, Zadpoor AA. Mass-spring-damper modelling of the human body to study running and hopping--an overview. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of engineering in medicine*. 2011; 225(12): 1121-35.

420. Serpell BG, Ball NB, Scarvell JM, Smith PN. A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of sports sciences*. 2012; 30(13): 1347-63.
421. Cavagna GA, Legramandi MA. Running, hopping and trotting: tuning step frequency to the resonant frequency of the bouncing system favors larger animals. *The Journal of experimental biology*. 2015; 218(Pt 20): 3276-83.
422. García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Roman PA. Acute effects of extended interval training on countermovement jump and handgrip strength performance in endurance athletes: postactivation potentiation. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2015; 29(1): 11-21.
423. Latorre-Román PÁ, García-Pinillos F, Martínez-López EJ, Soto-Hermoso VM. Concurrent fatigue and postactivation potentiation during extended interval training in long-distance runners. *Motriz: Revista de Educação Física*. 2014; 20(4): 423-30.
424. Gorostiaga EM, Asiáin X, Izquierdo M, Postigo A, Aguado R, Alonso JM, et al. Vertical jump performance and blood ammonia and lactate levels during typical training sessions in elite 400-m runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010; 24(4): 1138-49.
425. Hudgins B, Scharfenberg J, Triplett NT, McBride JM. Relationship between jumping ability and running performance in events of varying distance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2013; 27(3): 563-7.
426. Bailey SP, Messier S. Variations in stride length and running economy in male novice runners subsequent to a seven-week training program. *International journal of sports medicine*. 1991; 12(03): 299-304.
427. Elliot B, Le Rossignol P, Pyke F. Biomechanical adjustments of runners prolonged continuous running and interval games training. *Journal of Human Movement Studies*. 1981; 7: 99-107.
428. Girardin Y, Roy B. Effects of a nondirective type f training program on the running patterns of male sedentary subjects. *Biomechanics IV: Springer*; 1974. p. 112-20.
429. Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *European journal of applied physiology*. 2003; 89(1): 1-7.
430. Kotzamanidis C. Effect of plyometric training on running performance and vertical jumping in prepubertal boys. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2006; 20(2): 441-5.
431. Lockie RG, Murphy AJ, Callaghan SJ, Jeffriess MD. Effects of sprint and plyometrics training on field sport acceleration technique. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014; 28(7): 1790-801.
432. Ache-Dias J, Pupo JD, Dellagrana RA, Teixeira AS, Mochizuki L, Moro ARP. Effect of Jump Interval Training on Kinematics of the Lower Limbs and Running Economy. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2018; 32(2): 416-22.
433. Ache-Dias J, Dellagrana RA, Teixeira AS, Dal Pupo J, Moro AR. Effect of jumping interval training on neuromuscular and physiological parameters: a randomized controlled study. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*. 2016; 41(1): 20-5.
434. Petray CK. The effects of biomechanical instruction and running training on the running economy of fifth-grade boys. Eugene, Ore.:: Microform Publications, University of Oregon; 1985.
435. Nelson RC, Gregor RJ. Biomechanics of distance running: a longitudinal study. *Research Quarterly American Alliance for Health, Physical Education and Recreation*. 1976; 47(3): 417-28.
436. García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. Acute effects of extended interval training on countermovement jump and handgrip strength performance in endurance athletes: postactivation potentiation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2015; 29(1): 11-21.
437. García-Pinillos F, González-Fernández FT, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. A high-intensity intermittent-based running programme allows triathletes to reduce weekly running

distances without impairing muscular performance and body composition. *Isokinetics and Exercise Science*. 2016; 24(4): 313-21.

438. García-Pinillos F, Párraga-Montilla JA, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. Changes in balance ability, power output, and stretch-shortening cycle utilisation after two high-intensity intermittent training protocols in endurance runners. *Journal of Sport and Health Science*. 2016; 5(4): 430-6.

439. García-Pinillos F, Párraga-Montilla JA, Soto-Hermoso VM, Salas-Sánchez J, Latorre-Román PÁ. Acute metabolic, physiological and neuromuscular responses to two high-intensity intermittent training protocols in endurance runners. *Isokinetics and Exercise Science*. 2016; 24(2): 99-106.

440. García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PÁ. Do Running Kinematic Characteristics Change over a Typical HIIT for Endurance Runners? *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2016; 30(10): 2907-17.

441. García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román PA. How does high-intensity intermittent training affect recreational endurance runners? Acute and chronic adaptations: A systematic review. *Journal of Sport and Health Science*. 2017; 6(1): 54-67.

442. Latorre-Román P, García Pinillos F, Bujalance-Moreno P, Soto-Hermoso V. Acute effects of high-intensity intermittent training on kinematics and foot strike patterns in endurance runners. *Journal of sports sciences*. 2017; 35(13): 1247-54.

443. Gomez-Molina J, Ogueta-Alday A, Stickley C, Camara J, Cabrejas-Ugartondo J, Garcia-Lopez J. Differences in spatiotemporal parameters between trained runners and untrained participants. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2017; 31(8): 2169-75.

444. Lee MM, Song CH, Lee KJ, Jung SW, Shin DC, Shin SH. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *Journal of physical therapy science*. 2014; 26(1): 81-5.

9. ANEXOS

Se adjuntan los siguientes ANEXOS

- ANEXO I: Documentos presentados y aprobados por el comité de ética y documentos de consentimiento informado de los diferentes estudios
- ANEXO II: ANEXO II: Artículos publicados en revistas JCR y las métricas correspondientes de cada revista.
- ANEXO III: CVA y CVN del doctorando.

ANEXO I

Documentos presentados
y aprobados por el comité
de ética y documentos de
consentimiento informado
de los diferentes estudios

COMITÉ ETICA UNIVERSIDAD SAN JORGE

Estudio	Autor
Efecto de una descarga progresiva de peso en el cambio de las presiones plantares en corredores de larga distancia corriendo en Alter G (Sistemas LBPP). Estudio observacional	Luis Enrique Roche, Isabel Auría, Ana Vanessa Bataller, Carles Escalona, Bill Vicenzino, Alejandro Valles

Características, Objetivos,

El objetivo de este estudio será medir los cambios que se produzcan en la distribución de las presiones plantares y tiempos de contacto de los corredores de larga distancia cuando estos corren bajo diferentes condiciones de peso (100% del peso real del sujeto, 90%-80%-70%-60%50%) en un tapiz rodante desgravitante o denominado sistemas de presión positiva sobre la parte inferior del cuerpo (Alter G).

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones sobre técnica de carrera, factores influyentes y opciones de reeducación de la misma

Resumen

El sujeto de estudio será sometido a los siguientes procedimientos:

Valoración antropométrica del sujeto

- Medición de la altura y peso de los sujetos.
- Medición de las características antropométricas del pie del sujeto en una plataforma de medición antropométrica (longitud, altura del arco al 50%, anchura del pie al 50%,...)

Valoración de las presiones plantares y de los tiempos de contacto y vuelo

- Para analizar las presiones plantares del sujeto se utilizará un sistema de plantillas con sensores de presión (F-Scan) que serán introducidas entre el pie y el calzado habitual del individuo.
- Para analizar los tiempos de contacto y vuelo durante la carrera se utilizará el sistema Optogait, consistente en un tapiz láser de cronometraje.
- Ambos sistema no son invasivos y no suponen ningún riesgo para el sujeto.

Protocolo de medición

- Todas las mediciones se realizarán en una sola sesión previa citación con la investigadora.
- El paciente se equipará con su ropa habitual de carrera sobre la que se colocarán las mallas provistas por el sistema Alter G y unas zapatillas neutras idénticas en el número habitualmente usado por el sujeto para correr.
- Tras un calentamiento de carrera de 5 minutos en un tapiz normal a una velocidad de 10 km/h se introducirá al sujeto en la el tapiz rodante Alter G para proceder a la medición.

- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera:
 - El paciente correrá a una velocidad habitual de carrera aproximada a su marca personal para una distancia de media maratón 12,5 km/h
 - Los primeros 2 minutos de carrera se ejecutarán a modo de adaptación al tapiz rodante Alter G
 - Posteriormente se realizarán 6 mediciones de 10 segundos de duración cada una intercaladas por una reducción de peso del 10% progresiva desde el 100% para la primera medición hasta el 50% en la última medición. Después de la reducción se dará un tiempo de 20 segundos de adaptación a la nueva situación de carga.

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son casi nulos, ya que se basa en procedimientos habituales de carrera en tapiz rodante desgravitante. Ninguna evaluación tiene carácter invasivo. No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil. A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Medidas adoptadas

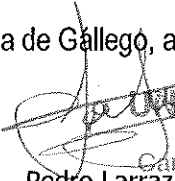
En base a la Ley 14/2007 de Investigación Biomédica, todos los participantes en dicho estudio deberán firmar un consentimiento informado para participar en este proyecto.

Toda la información personal obtenida y utilizada será tratada con confidencialidad siguiendo las directrices de la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal.

Resolución

A la vista de los datos aportados en relación al estudio, este Comité de Ética no observa disconformidad alguna para que se lleve a cabo en las condiciones que se nos indican.

En Villanueva de Gallego, a 17 de marzo de 2014


FUNDACIÓN
UNIVERSIDAD SAN JORGE
CIF G-99047672
Campus de la Universidad San Jorge
Edificio Rectorado
Pedro Larraz Alonso
Presidente
Avenida A-23 Zaragoza-Huesca, Km. 510
50830 VILLANUEVA DE GALLEGU (Zaragoza)

CONSENTIMIENTO INFORMADO
DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE
(De acuerdo con el Anexo XIV del Comité ético de Investigación Clínica de Aragón)

1.- CONSIDERACIONES GENERALES

Este documento sirve para que usted, o quien lo represente, dé su consentimiento para su participación en este proyecto de investigación en el marco de un proyecto fin de grado. Eso significa que nos autoriza a realizar aquellos procedimientos necesarios para llevar a cabo el estudio.

Su participación es voluntaria y usted podrá revocar este consentimiento cuando lo desee. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea despacio la información siguiente.

Díganos si tiene alguna duda o necesita más información. Le atenderemos con mucho gusto.

2.- PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Efecto de una descarga progresiva de peso en el cambio de las presiones plantares en corredores de larga distancia corriendo en Alter G (Sistemas LBPP). Estudio observacional

3.- OBJETIVO Y MÉTODOS A UTILIZAR

El objetivo de este estudio será medir los cambios que se produzcan en la distribución de las presiones plantares de los corredores de larga distancia cuando estos corren bajo diferentes condiciones de peso (100% del peso real del sujeto, 90%-80%-70%-60%50%) en un tapiz rodante desgravitante (Alter G).

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones sobre técnica de carrera, factores influyentes y opciones de reeducación de la misma.

4.- PROCEDIMIENTOS A LOS QUE SE VA A SOMETER

Valoración antropométrica del sujeto

- Medición de la altura y peso de los sujetos.
- Medición de las características antropométricas del pie del sujeto en una plataforma de medición antropométrica (longitud, altura del arco al 50%, anchura del pie al 50%,...)

Valoración de las presiones plantares y de los tiempos de contacto y vuelo

- Para analizar las presiones plantares del sujeto se utilizará un sistema de plantillas con sensores de presión (F-Scan) que serán introducidas entre el pie y el calzado habitual del individuo.
- Para analizar los tiempos de contacto y vuelo durante la carrera se utilizará el sistema Optogait, consistente en un tapiz láser de cronometraje.
- Ambos sistema no son invasivos y no suponen ningún riesgo para el sujeto.

Mediciones

- Todas las mediciones se realizarán en una sola sesión previa citación con la investigadora.
- El paciente se equipará con su ropa habitual de carrera sobre la que se colocarán las mallas provistas por el sistema Alter G y unas zapatillas neutras provistas por la casa comercial "XXXXXX".
- Tras un calentamiento de carrera de 5 minutos en un tapiz normal a una velocidad de 10 km/h se introducirá al sujeto en la el tapiz rodante Alter G para proceder a la medición.
- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera:
 - El paciente correrá a una velocidad habitual de carrera aproximada a su marca personal para una distancia de media maratón 12,5 km/h

- Los primeros 2 minutos de carrera se ejecutarán a modo de adaptación al tapiz rodante Alter G
- Posteriormente se realizarán 6 mediciones de 10 segundos de duración cada una intercaladas por una reducción de peso del 10% progresiva desde el 100% para la primera medición hasta el 50% en la última medición. Después de la reducción se dará un tiempo de 20 segundos de adaptación a la nueva situación de carga.

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son casi nulos, ya que se basa en procedimientos habituales de carrera en tapiz rodante desgravitante. Ninguna intervención o evaluación tiene carácter invasivo. No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil. A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará íntegramente en el Centro de Fisioterapia "Fisio Zaragoza"

- Paseo Damas 9, entresuelo Derecha.

Los días y fechas de exploración serán concertados con la investigadora Isabel Auría previo contacto telefónico al siguiente número (646286679)

Comentado [m1]: Alumna o investigadora. Es su PFG?? Esto debe informarse tb.

Contraindicaciones.

Si tiene cualquier duda o consulta no dude en realizarla antes de comenzar:

- Sólo debe realizar estas pruebas físicas en el caso que su estado de salud sea acorde con la exigencia de las mismas. No debería realizarlas en el supuesto que:
 - Presente en la actualidad lesión traumatólogica (ósea, muscular, tendinosa, ligamentosa).
- Presente en la actualidad lesión cardíaca o cardiocirculatoria de importancia, descompensada o no controlada (arritmia, problemas valvulares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial).
- Se encuentre actualmente afecto por un proceso infeccioso agudo.
- No entienda el procedimiento a seguir para la realización de las pruebas físicas.

Otros procedimientos para los que pedimos su consentimiento

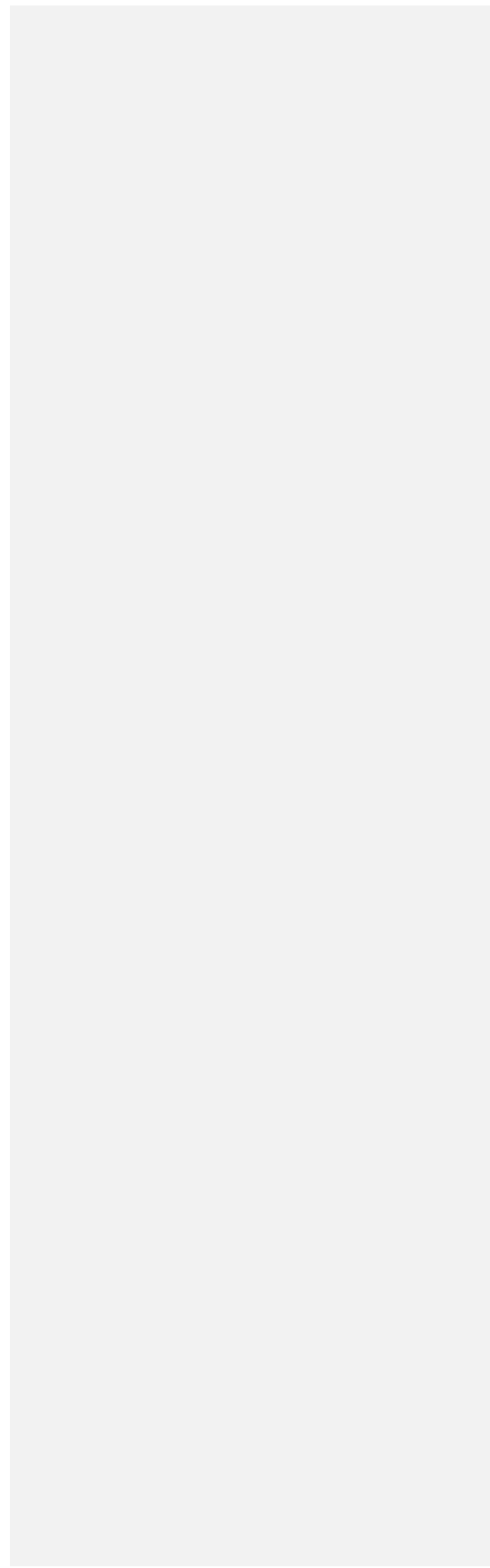
En algunos casos es necesaria la toma de imágenes, como fotos o videos. Sirven para documentar mejor el proceso. También pueden usarse para fines docentes o de difusión del conocimiento científico. En cualquier caso las imágenes serán usadas sólo si usted da su autorización. Su identidad siempre será preservada de forma confidencial. En las imágenes las caras y señales de identidad serán difuminadas o tapadas de manera que impidan el reconocimiento.

5. AUTONOMÍA DEL PACIENTE

En todo momento, el paciente tendrá total libertad para revocar su participación (Ley 41/02 de Autonomía del Paciente), sin que su decisión influya negativamente en su posterior asistencia médica. La participación en este estudio tiene **CARÁCTER VOLUNTARIO** y de ninguna manera influirá en su atención médica.

Puede llevarse la hoja de información a su casa para meditarla con tiempo suficiente y consultar su participación con su familia o con su médico habitual.

En caso de algún tipo de duda, aclaración o necesidad de una mayor información puede contactar con el Investigador Principal **Luis Enrique Roche** en el número 676637873 o bien con el fisioterapeuta responsable de la intervención **Isabel Auría** en el número 626061886.



El estudio actual cuenta con las siguientes fuentes de financiación:

- Universidad San Jorge
- Fisio Zaragoza
- Running Zaragoza
- Otras instituciones

6.- USO DE LOS DATOS DERIVADOS DEL ESTUDIO

Si usted accede a colaborar en este estudio, debe saber que serán utilizados algunos datos sobre su salud, los cuales serán incorporados a una base de datos informatizada sin su nombre. Sus documentos médicos podrían ser revisados por personas dependientes de las Autoridades Sanitarias, miembros de comités éticos independientes y otras personas designadas por ley para comprobar que el estudio se está llevando a cabo correctamente.

Sus datos serán objeto de un tratamiento disociado, vinculándose a un código, de modo que la información que se obtenga no pueda asociarse a persona identificada o identificable. Todos sus datos se mantendrán estrictamente confidenciales y exclusivamente el responsable del estudio conocerá su identidad. Los resultados del estudio podrán ser comunicados en reuniones científicas, congresos médicos o publicaciones científicas. En todo caso se mantendrá una estricta confidencialidad sobre la identidad de los pacientes. Se conservará en todo momento la confidencialidad personal sanitario-paciente (Ley de Protección de datos 15/1999).

Le informamos de que los datos de carácter personal recabados, serán incorporados a un fichero titularidad de FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE, necesario para la correcta gestión del Proyecto de Investigación "Efecto de una descarga progresiva de peso en el cambio de las presiones plantares en corredores de larga distancia corriendo en Alter G (Sistemas LBPP). Estudio observacional ". Asimismo, le informamos de que solo se recogerán los datos estrictamente necesarios para la realización del mismo y que éstos no se comunicarán a terceros ajenos al Proyecto de Investigación, salvo en los supuestos legalmente previstos.

De acuerdo con lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en cualquier momento usted puede ejercitar sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición, enviando una solicitud por escrito acompañada de una fotocopia de documento oficial que lo identifique a la Universidad San Jorge, Autovía A-23 Zaragoza-Huesca, km. 299, 50830- Villanueva de Gállego (Zaragoza).

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ud. es libre de aceptar o no nuestra solicitud de participar en este proyecto. Si decide hacerlo, le rogamos que otorgue su consentimiento informado por escrito mediante la firma de este documento

Título del proyecto de investigación

"Efecto de una descarga progresiva de peso en el cambio de las presiones plantares en corredores de larga distancia corriendo en Alter G (Sistemas LBPP). Estudio observacional."

Yo, _____, con NIP _____

- He leído la hoja de información que se me ha entregado
- He sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la realización del Proyecto de investigación.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.
- He hablado con _____

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1) cuando quiera
- 2) sin tener que dar explicaciones
- 3) sin que esto repercuta sobre mi persona

A continuación se detallan los supuestos en los que usted puede manifestar su negativa al tratamiento, uso y publicación de sus datos personales, muestras biológicas y pruebas físicas recabados para la realización del Proyecto citado, según ha sido debidamente informado, los cuales están incorporados a un fichero titularidad de la FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE con la única finalidad del correcto desarrollo del presente Proyecto de Investigación:

- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas con fines estadísticos y científicos, lo cual se llevará a cabo mediante procesos adecuados de disociación de datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas con fines de investigación, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la publicación de los resultados de investigación, resultados estadísticos o científicos, publicación que únicamente reflejará datos disociados que no permitan la identificación de los participantes en el Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y exámenes físicos con fines docentes, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la toma de imágenes (fotos y/o vídeos) a efectos de documentar el caso durante la realización del Estudio.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al uso de las imágenes tomadas (fotos y/o vídeos) durante la realización del Estudio, para fines docentes de difusión del conocimiento científico del presente Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta a que sus datos clínicos sean revisados por personal ajeno al centro con la única finalidad de la realización del presente Proyecto, de conformidad con la normativa vigente en materia de Protección de Datos.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a que las muestras derivadas de este estudio sean utilizadas en futuras investigaciones relacionadas con ésta.

Con la firma del presente documento, y si realiza la marcación de las casillas correspondientes, usted otorga consentimiento al tratamiento de los datos personales, exámenes físicos e imágenes que nos ha proporcionado como participante en el Proyecto "Efecto de una descarga progresiva de peso en el cambio de las presiones plantares en corredores de larga distancia corriendo en Alter G (Sistemas LBPP). Estudio observacional", que podrá ser revocado en cualquier momento sin que de ello se derive consecuencia alguna para usted.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: SÍ NO

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

*Procede el consentimiento paterno en personas menores de 14 años

DENEGACIÓN O REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Después de ser informado de la naturaleza y riesgos del procedimiento propuesto, manifiesto de forma libre y consciente mí:

DENEGACIÓN/REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO para su realización, haciéndome responsable de las consecuencias que pueden derivarse de esta decisión.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

COMITÉ ETICA UNIVERSIDAD SAN JORGE

Estudio	Autor
Influencia del cambio de inclinación y de velocidad sobre los parámetros espacio-temporales de la carrera, según el tipo y la rigidez del pie en fondistas profesionales y amateur con sistema Optogait. Estudio observacional	Luis Enrique Roche, Silvia Cardiel Sánchez, Camille Carlier y Adriana Castaño.

Características, Objetivos,

El objetivo de este estudio es valorar los diferentes tipos de pie y su rigidez, para medir los cambios que se produzcan en los parámetros espacio-temporales de la carrera de fondistas profesionales y amateur, a 10-12-14-16 km/h y 3-5-7-9% de inclinación en tapiz rodante con un sistema Optogait y una plataforma de presiones.

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones sobre técnica de carrera, factores influyentes y opciones de reeducación de la misma.

Resumen

El sujeto de estudio será sometido a los siguientes procedimientos:

Valoración antropométrica de los pies de los sujetos

- Baropodometría estática de los sujetos en plataforma de presiones.
- Medición de las características antropométricas del pie del sujeto en una plataforma de medición antropométrica (longitud, altura del arco al 50%, anchura del pie al 50%,...)

Valoración de la capacidad de salto los sujetos

- Realización de una batería de 4 saltos (saltos de Bosco) medida con un sistema OptoGait.

Medición de los parámetros espacio-temporales en tapiz rodante a diferentes velocidades e inclinaciones

- Se usará un sistema OptoGait para analizar diferentes parámetros (longitud de zancada, ángulo de impulsión, tiempo de contacto y de vuelo, frecuencia de zancada...) basado en líneas láser de cronometraje.
- Ninguna medición son invasivas y no suponen ningún riesgo para el sujeto.

Protocolo de medición

- Todas las mediciones se realizarán en dos sesiones previa citación con las investigadoras: en una se medirán las características antropométricas y se realizará la

prueba a diferentes velocidades, y en la otra se realizarán la batería de saltos y la prueba a diferentes inclinaciones.

- El paciente se equipará con su ropa habitual de carrera y las zapatillas habitualmente usadas para correr.
- Se comenzará por las medidas antropométricas o por la baropodometría y la batería de saltos según la sesión.
- Después, tras un calentamiento de 3 minutos en el tapiz a una velocidad de 10 km/h se comenzará la prueba de las diferentes velocidades o inclinaciones para proceder a la medición.
- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera:

PRIMERA SESIÓN:

- La medición de las características antropométricas del pie se realizará al inicio en una tabla de mediciones con diferentes instrumentos calibrados. Se analizarán los siguientes datos: índice de altura del arco en carga y descarga, altura del escafoide relativa, largo del pie, anchura de antepié, mediopié y retropié y el índice de postura del pie.
- En las mediciones a diferentes velocidades el primer minuto de carrera se ejecutará a modo de adaptación a la velocidad (16km/h), y posteriormente se realizarán 4 mediciones de 20s de duración intercaladas por una disminución de 2km/h progresivamente hasta los 10km/h. Entre cada una, después de la disminución se concederán 30 segundos de adaptación a la nueva velocidad, antes de comenzar la próxima medición.

SEGUNDA SESIÓN:

- Se comenzará realizando una baropodometría estática del sujeto con una plataforma de presiones.
- Posteriormente se realizará una batería de 4 saltos con un sistema Optogait que incluirá: Squat Jump, CMJ, Abalakov y Drop Jump.
- Para las mediciones con diferentes inclinaciones el protocolo a seguir será idéntico al indicado para las velocidades, manteniendo una velocidad constante de 10km/h. La inclinación comenzará en un 9% y se harán mediciones a 9%, 7%, 5% y 3% respetando los mismos tiempos de calentamiento y adaptación nombrados anteriormente.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará en el Laboratorio de Valoración Funcional ubicado en la planta baja del Edificio 3 de la Facultad de Salud de la Universidad San Jorge

Los días y fechas de exploración serán pautados concertados por los investigadores y notificados con antelación suficiente.

Financiación

La única entidad financiadora es la USJ sin implicar el proyecto ningún coste adicional a la USJ más allá del encargo docente de los responsables de la asignatura Trabajo Final de Grado y el docente responsable del proceso de investigación.

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son casi nulos, ya que se basa en índices posturales, saltos naturales y procedimientos habituales de carrera en tapiz rodante. Ninguna evaluación tiene carácter invasivo. No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil. A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Medidas adoptadas

En base a la Ley 14/2007 de Investigación Biomédica, todos los participantes en dicho estudio deberán firmar un consentimiento informado para participar en este proyecto.

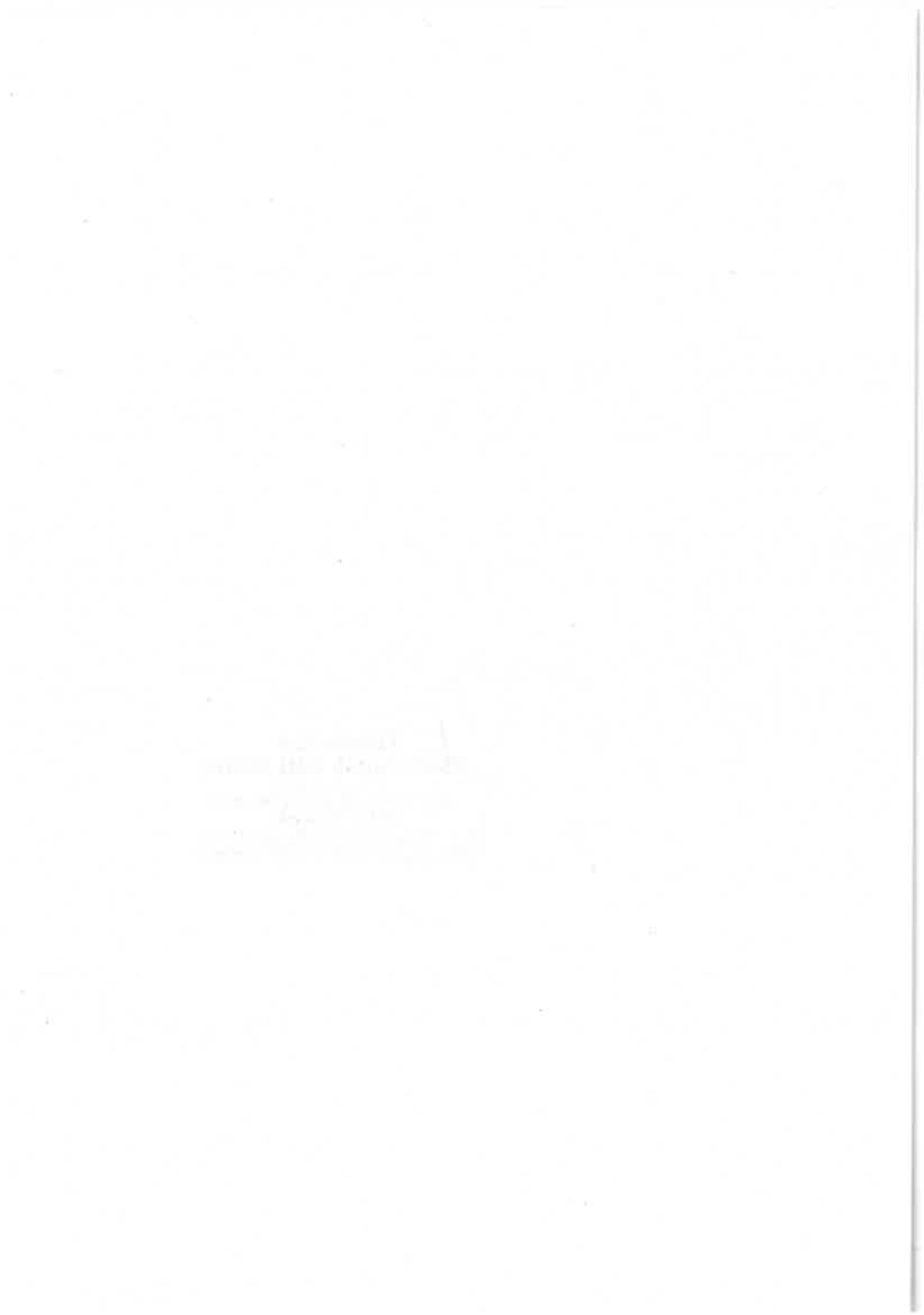
Toda la información personal obtenida y utilizada será tratada con confidencialidad siguiendo las directrices de la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal.

Resolución

A la vista de los datos aportados en relación al estudio, este Comité de Ética no observa disconformidad alguna para que se lleve a cabo en las condiciones que se nos indican.

En Villanueva de Gállego, a 16 de marzo de 2015


FUNDACION
UNIVERSIDAD SAN JORGE
CIF G-99047672
Campus de la Universidad San Jorge
Edificio Rectorado
Luis Carlos Correas
Presidente
Autovía A-23 Zaragoza-Huesca, Km. 510
50830 VILLANUEVA DE GALLEGO (Zaragoza)



CONSENTIMIENTO INFORMADO

DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE

(De acuerdo con el Anexo _____ del Comité ético de Investigación Clínica de Aragón)

1.- CONSIDERACIONES GENERALES

Este documento sirve para que usted, o quien lo represente, dé su consentimiento para su participación en este proyecto de investigación. Eso significa que nos autoriza a realizar aquellos procedimientos necesarios para llevar a cabo el estudio.

Su participación es voluntaria y usted podrá revocar este consentimiento cuando lo desee. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea despacio la información siguiente.

Díganos si tiene alguna duda o necesita más información. Le atenderemos con mucho gusto.

2.- PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Influencia del cambio de inclinación y de velocidad sobre los parámetros espacio-temporales de la carrera, según el tipo y la rigidez del pie en fondistas profesionales y amateur. Estudio observacional

3.- OBJETIVO Y MÉTODOS A UTILIZAR

El objetivo de este estudio es valorar los diferentes tipos de pie y su rigidez, para medir los cambios que se produzcan en los parámetros espacio-temporales de la carrera de fondistas profesionales y amateur, a 10-12-14-16 km/h y 3-5-7-9% de inclinación en tapiz rodante con un sistema Optogait y una plataforma de presiones.

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones sobre técnica de carrera, factores influyentes y opciones de reeducación de la misma.

4.- PROCEDIMIENTOS A LOS QUE SE VA A SOMETER

Valoración antropométrica de los pies de los sujetos

- Baropodometría estática de los sujetos en plataforma de presiones.
- Medición de las características antropométricas del pie del sujeto en una plataforma de medición antropométrica (longitud, altura del arco al 50%, anchura del pie al 50%,...)

Valoración de la rigidez de los sujetos

- Realización de una batería de 4 saltos medida con un sistema OptoGait.

Medición de los parámetros espacio-temporales en tapiz rodante a diferentes velocidades e inclinaciones

- Se usará un sistema OptoGait para analizar diferentes parámetros (longitud de zancada, ángulo de impulsión, tiempo de contacto y de vuelo, frecuencia de zancada...) basado en líneas láser de cronometraje.
- Los sistemas no son invasivos y no suponen ningún riesgo para el sujeto.

Protocolo de medición

- Todas las mediciones se realizarán en dos sesiones previa citación con las investigadoras: en una se medirán las características antropométricas y se realizará la prueba a diferentes velocidades, y en la otra se realizarán la batería de saltos y la prueba a diferentes inclinaciones.
- El paciente se equipará con su ropa habitual de carrera y las zapatillas habitualmente usadas para correr.
- Se comenzará por las medidas antropométricas o por la baropodometría y la batería de saltos según la sesión.
- Después, tras un calentamiento de 3 minutos en el tapiz a una velocidad de 10 km/h se comenzarán las pruebas para proceder a la medición.
- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera:

PRIMERA SESIÓN:

- La medición de las características antropométricas del pie se realizará al inicio en una tabla de mediciones con diferentes instrumentos calibrados. Se analizarán los siguientes datos: índice de altura del arco en carga y descarga, altura del escafoides relativa, largo del pie, anchura de antepié, mediopié y retropié y el índice de postura del pie.

- En las mediciones a diferentes velocidades el primer minuto de carrera se ejecutará a modo de adaptación a la velocidad (18 km/h), y posteriormente se realizarán 4 mediciones de 20s de duración intercaladas por una disminución de 2km/h progresivamente hasta los 10km/h. Entre cada una, después de la disminución se concederán 30 segundos de adaptación a la nueva velocidad, antes de comenzar la próxima medición.

SEGUNDA SESIÓN:

- Se comenzará realizando una baropodometría estática del sujeto con una plataforma de presiones.
- Posteriormente se realizará una batería de 4 saltos con un sistema Optogait que incluirá: Squat Jump, CMJ, Abalakov y Drop Jump.
- Para las mediciones con diferentes inclinaciones el protocolo a seguir será idéntico al indicado para las velocidades, manteniendo una velocidad constante de 10km/h. La inclinación comenzará en un 9% y se harán mediciones a 9%, 7%, 5% y 3% respetando los mismos tiempos de calentamiento y adaptación nombrados anteriormente.

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son casi nulos, ya que se basa en índices posturales, saltos naturales y procedimientos habituales de carrera en tapiz rodante. Ninguna evaluación tiene carácter invasivo. No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil. A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará íntegramente en la universidad San Jorge

- Campus universitario Villanueva de Gállego, 50830, Villanueva de gallego, Zaragoza.

Los días y fechas de exploración serán concertados con las alumnas de fisioterapia Silvia Cardiel Sánchez, Camille Carlier y Adriana Castaño previo contacto por teléfono o correo electrónico.

Contraindicaciones.

Si tiene cualquier duda o consulta no dude en realizarla antes de comenzar:

- Sólo debe realizar estas pruebas físicas en el caso que su estado de salud sea acorde con la exigencia de las mismas. No debería realizarlas en el supuesto que:
 - Presente en la actualidad lesión traumatológica (ósea, muscular, tendinosa, ligamentosa).
- Presente en la actualidad lesión cardíaca o cardiocirculatoria de importancia, descompensada o no controlada (arritmia, problemas valvulares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial).
- Se encuentre actualmente afecto por un proceso infeccioso agudo.
- No entienda el procedimiento a seguir para la realización de las pruebas físicas.

Otros procedimientos para los que pedimos su consentimiento

En algunos casos es necesaria la toma de imágenes, como fotos o videos. Sirven para documentar mejor el proceso. También pueden usarse para fines docentes o de difusión del conocimiento científico. En cualquier caso las imágenes serán usadas sólo si usted da su autorización. Su identidad siempre será preservada de forma confidencial. En las imágenes las caras y señales de identidad serán difuminadas o tapadas de manera que impidan el reconocimiento.

5. AUTONOMÍA DEL PACIENTE

En todo momento, el paciente tendrá total libertad para revocar su participación (Ley 41/02 de Autonomía del Paciente), sin que su decisión influya negativamente en su posterior asistencia médica. La participación en este estudio tiene **CARÁCTER VOLUNTARIO** y de ninguna manera influirá en su atención médica.

Puede llevarse la hoja de información a su casa para meditarla con tiempo suficiente y consultar su participación con su familia o con su médico habitual.

En caso de algún tipo de duda, aclaración o necesidad de una mayor información puede contactar con el Investigador Principal **Luis Enrique Roche** en el número 676637873 o bien con las fisioterapeutas responsables de la intervención **Silvia Cardiel Sánchez** (696311612), **Camille Carlier** (0033 699946841) y **Adriana Castaño** (654159882).

6. FUENTE DE FINANCIACIÓN

El estudio actual cuenta con las siguientes fuentes de financiación:

- Universidad San Jorge
- Otras instituciones

7. USO DE LOS DATOS DERIVADOS DEL ESTUDIO

Si usted accede a colaborar en este estudio, debe saber que serán utilizados algunos datos sobre su salud, los cuales serán incorporados a una base de datos informatizada sin su nombre. Sus documentos médicos podrían ser revisados por personas dependientes de las Autoridades Sanitarias, miembros de comités éticos independientes y otras personas designadas por ley para comprobar que el estudio se está llevando a cabo correctamente.

Sus datos serán objeto de un tratamiento disociado, vinculándose a un código, de modo que la información que se obtenga no pueda asociarse a persona identificada o identificable. Todos sus datos se mantendrán estrictamente confidenciales y exclusivamente el responsable del estudio conocerá su identidad. Los resultados del estudio podrán ser comunicados en reuniones científicas, congresos médicos o publicaciones científicas. En todo caso se mantendrá una estricta confidencialidad sobre la identidad de los pacientes. Se conservará en todo momento la confidencialidad personal sanitario-paciente (Ley de Protección de datos 15/1999).

Le informamos de que los datos de carácter personal recabados, serán incorporados a un fichero titularidad de FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE, necesario para la correcta gestión del Proyecto de Investigación "**Efecto de una descarga progresiva de peso en el cambio de las presiones plantares en corredores de larga distancia corriendo en Alter G (Sistemas LBPP). Estudio observacional**". Asimismo, le informamos de que solo se recogerán los datos estrictamente necesarios para la realización del mismo y que éstos no se comunicarán a terceros ajenos al Proyecto de Investigación, salvo en los supuestos legalmente previstos.

De acuerdo con lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en cualquier momento usted puede ejercitar sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición, enviando una solicitud por escrito acompañada de una fotocopia de documento oficial que lo identifique a la Universidad San Jorge, Autovía A-23 Zaragoza-Huesca, km. 299, 50830- Villanueva de Gállego (Zaragoza).

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ud. es libre de aceptar o no nuestra solicitud de participar en este proyecto. Si decide hacerlo, le rogamos que otorgue su consentimiento informado por escrito mediante la firma de este documento.

Título del proyecto de investigación

“Influencia del cambio de inclinación y de velocidad sobre los parámetros espacio-temporales de la carrera, según el tipo y la rigidez del pie en fondistas profesionales y amateurs. Estudio observacional.”

Yo, _____ con NIP _____

- He leído la hoja de información que se me ha entregado
- He sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la realización del Proyecto de investigación.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.
- He hablado con _____

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1) cuando quiera
- 2) sin tener que dar explicaciones
- 3) sin que esto repercuta sobre mi persona

A continuación se detallan los supuestos en los que usted puede manifestar su negativa al tratamiento, uso y publicación de sus datos personales, muestras biológicas y pruebas físicas recabados para la realización del Proyecto citado, según ha sido debidamente informado, los cuales están incorporados a un fichero titularidad de la FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE con la única finalidad del correcto desarrollo del presente Proyecto de Investigación:

- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas con fines estadísticos y científicos, lo cual se llevará a cabo mediante procesos adecuados de disociación de datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicos con fines de investigación, lo cual se llevará a cabo

siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.

- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la publicación de los resultados de investigación, resultados estadísticos o científicos, publicación que únicamente reflejará datos disociados que no permitan la identificación de los participantes en el Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y exámenes físicos con fines docentes, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la toma de imágenes (fotos y/o vídeos) a efectos de documentar el caso durante la realización del Estudio.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al uso de las imágenes tomadas (fotos y/o vídeos) durante la realización del Estudio, para fines docentes de difusión del conocimiento científico del presente Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta a que sus datos clínicos sean revisados por personal ajeno al centro con la única finalidad de la realización del presente Proyecto, de conformidad con la normativa vigente en materia de Protección de Datos.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a que las muestras derivadas de este estudio sean utilizadas en futuras investigaciones relacionadas con ésta.

Con la firma del presente documento, y si realiza la marcación de las casillas correspondientes, usted otorga consentimiento al tratamiento de los datos personales, exámenes físicos e imágenes que nos ha proporcionado como participante en el Proyecto “Influencia del cambio de inclinación y de velocidad sobre los parámetros espacio-temporales de la carrera, según el tipo y la rigidez del pie en fondistas profesionales y amateur. Estudio observacional”, que podrá ser revocado en cualquier momento sin que de ello se derive consecuencia alguna para usted.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: SÍ NO

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

DENEGACIÓN O REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Después de ser informado de la naturaleza y riesgos del procedimiento propuesto, manifiesto de forma libre y consciente mí:

DENEGACIÓN/REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO para su realización, haciéndome responsable de las consecuencias que pueden derivarse de esta decisión.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Fecha 26/02/2016

COMITÉ ETICA UNIVERSIDAD SAN JORGE

Estudio

Caracterización de los patrones baropodográficos, marcha, carrera y salto en población adulta joven.

Autor

Luis Enrique Roche, Vanessa Bataller, James Tyrrell Valero, Joana Haicaguerre, Ana Ruiz Laliena, Leslie Rouge

Características, Objetivos,

El objetivo de este estudio es valorar los diferentes tipos de pie y los patrones básicos de movimiento de salto, marcha y carrera a diferentes velocidades para valorar los cambios que se producen en los parámetros espacio-temporales de la carrera de población adulta joven a a diferentes velocidades en tapiz rodante con un sistema *Optogait* y una plataforma de presiones.

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones sobre técnica de carrera, factores influyentes y opciones de reeducación de la misma.

Resumen

El sujeto de estudio será sometido a los siguientes procedimientos que se realizarán en una sola sesión de aproximadamente 1:30 de duración y que se concertará bajo cita previa con el equipo investigador:

Valoración antropométrica y baropodometría de los pies de los sujetos

- Baropodometría estática de los sujetos en plataforma de presiones.
- Baropodografía dinámica de los sujetos en plataforma de presiones
- Estabilometría de los sujetos con plataformas de presiones
- Medición de las características antropométricas del pie del sujeto en una plataforma de medición antropométrica (longitud, altura del arco al 50%) en sedestación (sin carga), bipedestación y en carga monopodal.

Valoración termográfica

- Se tomará imagen termográfica de las extremidades inferiores desde vista anterior y posterior.
- La imagen no sobrepasará las espinas iliacas anterosuperiores (cintura).
- Para ello el sujeto irá en ropa interior o con un pantalón corto tipo atletismo

Valoración de la capacidad de salto los sujetos

- Realización de una batería de saltos medida con un sistema *optoeléctrico*.

Medición de los parámetros espacio-temporales en tapiz rodante a diferentes velocidades para marcha y carrera

- Se realizará a 3-4-5 km/h para marcha y desde 10 km/h en adelante para carrera
- Se usará un sistema *optoeléctrico* para analizar diferentes parámetros (longitud de paso, ángulo de paso, tiempo de vuelo, tiempo de contacto, cadencia) basado en líneas láser de cronometraje.
- Durante el proceso se monitorizará la frecuencia cardiaca del sujeto.
- Ninguna medición son invasivas y no suponen ningún riesgo para el sujeto.

Protocolo de medición

- El paciente se equipará con su ropa habitual de deporte (pantalón corto tipo atletismo) y las zapatillas habitualmente usadas para correr.
- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera
 - Se comenzará por las medidas antropométricas y la baropodometría estática, estabilometría y dinámica.
 - Se continuará con un calentamiento general de 10 minutos.
 - Después se valorará los parámetros espacio-temporales de la marcha a 3-4-5 km/h en tapiz rodante.
 - Después, tras un calentamiento de 3 minutos en el tapiz a una velocidad de 10 km/h se comenzará la prueba de las diferentes velocidades para proceder a la medición. Se incrementará la velocidad 1 km/h se dejará un periodo de adaptación de 20 segundos y se realizará una captura de 10 segundos y se volverá a aumentar la velocidad si el paciente se siente en condiciones de continuar la progresión.
 - Finalmente y tras un descanso de 5 minutos se realizará la batería de saltos compuesto por 7 saltos diferentes (SJ, CMJ, Abalakov, Stifness, Drop Jump 20cm y Drop Jump 20 cm pliométrico y Drift Protocol)

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará en el Laboratorio de Valoración Funcional ubicado en la planta baja del Edificio 3 de la Facultad de Salud de la Universidad San Jorge

Los días y fechas de exploración serán pautados concertados por los investigadores y notificados con antelación suficiente.

Financiación

La única entidad financiadora es la USJ sin implicar el proyecto ningún coste adicional a la USJ más allá del encargo docente de los responsables de la asignatura Trabajo Final de Grado y el docente responsable del proceso de investigación.

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son casi nulos, ya que se basa en índices posturales, saltos naturales y procedimientos habituales de carrera en tapiz rodante. Ninguna evaluación tiene carácter invasivo. No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil. A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Medidas adoptadas

En base a la Ley 14/2007 de Investigación Biomédica, todos los participantes en dicho estudio deberán firmar un consentimiento informado para participar en este proyecto.

Toda la información personal obtenida y utilizada será tratada con confidencialidad siguiendo las directrices de la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal.

Resolución

A la vista de los datos aportados en relación al estudio, este Comité de Ética no observa disconformidad alguna para que se lleve a cabo en las condiciones que se nos indican.

En Villanueva de Gállego, a **26/02/2016**


Luis Carlos Correas
Presidente

CONSENTIMIENTO INFORMADO DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE

(De acuerdo con el Anexo XIV del Comité ético de Investigación Clínica de Aragón)

1.- CONSIDERACIONES GENERALES

Este documento sirve para que usted, o quien lo represente, dé su consentimiento para su participación en este proyecto de investigación. Eso significa que nos autoriza a realizar aquellos procedimientos necesarios para llevar a cabo el estudio.

Su participación es voluntaria y usted podrá revocar este consentimiento cuando lo desee. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea despacio la información siguiente.

Díganos si tiene alguna duda o necesita más información. Le atenderemos con mucho gusto.

2.- PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“Caracterización de los patrones baropodográficos, marcha, carrera y salto en población adulta joven”.

3.- OBJETIVO Y MÉTODOS A UTILIZAR

El objetivo de este estudio es caracterizar los diferentes tipos de pie conforme a su baropodografía, estabilometría y antropometría (forma) y correlacionar estas medidas con las actuales medidas utilizadas en clínica así como su repercusión sobre manifestaciones funcionales como son los patrones de marcha, carrera y saltos.

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones sobre antropometría del pie, equilibrio, estructura y función del pie y su influencia en procesos patológicos y rendimiento deportivo.

4.- PROCEDIMIENTOS A LOS QUE SE VA A SOMETER

Valoración antropométrica del sujeto

Se medirá la altura y peso de los sujetos.

De manera específica se medirán las características antropométricas del pie del sujeto mediante dos sistemas de medida

- Plataforma antropométrica del pie: Es una plataforma sobre la cual se realizan medidas anatómicas del pie como la longitud, la altura del arco en diferentes condiciones, la anchura de la zona media del pie, etc.

Valoración clínica del pie del sujeto mediante el “Índice de postura del pie” (FPI-6)

El índice de postura del pie de 6 ítems es un índice clínico utilizado de manera habitual en la podología y traumatología para la caracterización del pie. Este índice ha mostrado correlación con la estructura anatómica y la función del pie.

La puntuación final del índice se consigue mediante la valoración, manual o visual, de 6 ítems por parte de un profesional entrenado.

Valoración de las presiones plantares y de la estabilometría

- Todas las medidas se realizarán con una plataforma de presiones Sensor Medica 50x60cm.
- Las mediciones son inocuas y no entrañan ningún riesgo para el paciente.
- **Protocolo de medición de las presiones plantares en bipedestación estática**
 - El paciente se dispondrá descalzo y sin calcetines para la medición encima de los sistemas de medición.
 - Se realizará una captura de 5 segundos de duración y se elaborará un cálculo de la presión media obtenida durante los 5 segundos.
 - Durante esos 5 segundos el paciente tiene que estar lo más inmóvil posible con los ojos abiertos y mirando al frente.

- **Protocolo de medición de las presiones plantares en marcha**
 - El paciente caminará por un pasillo de 15 metros de longitud y se registrarán 4 huellas completas y válidas de cada pie a velocidad constante aproximada a 5 km/h \pm 10%
- **Protocolo de medición de las presiones plantares y estabilometría**
 - Todas las mediciones se realizarán en una sola sin haber realizado ningún calentamiento ni actividad física moderada o intensa previa a la medición.
 - El paciente se dispondrá descalzo y sin calcetines para la medición encima de los sistemas de medición.
 - Se llevarán a cabo 1 medición en cada una de las 6 condiciones de medición
 - Bipedestación con los ojos abiertos: 30 segundos
 - Bipedestación con los ojos cerrados: 30 segundos
 - Monopodal sobre el pie izquierdo ojos abiertos: 10 segundos
 - Monopodal sobre el pie derecho ojos abiertos: 10 segundos
 - Monopodal sobre el pie izquierdo ojos cerrados: 10 segundos
 - Monopodal sobre el pie derecho ojos cerrados: 10 segundos

Valoración termográfica

- Se tomará imagen termográfica de las extremidades inferiores desde vista anterior y posterior. La imagen no sobrepasará las espinas iliacas anterosuperiores (cintura).
- Para ello el sujeto irá en ropa interior o con un pantalón corto tipo atletismo

Valoración de los parámetros espaciotemporales de la marcha son sistemas optoeléctricos (Optogait) en tapiz rodante

- El paciente se equipará con su ropa habitual de carrera y las zapatillas habitualmente usadas para correr.
- Se realizará un calentamiento general de duración aproximada de 10 minutos en los exteriores.
- Después, tras un calentamiento de 3 minutos en el tapiz a velocidad confortable se comenzará la prueba de las diferentes velocidades para proceder a la medición.
- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera:
 - En las mediciones a diferentes velocidades el primer minuto de carrera se ejecutará a modo de adaptación a la velocidad (10km/h), y posteriormente se realizará un test incremental de modo que, tras 20 segundos de adaptación a la velocidad se realizará una medición de 15 segundos. Se incrementará la velocidad 1 km/h progresivamente hasta la velocidad máxima que el paciente pueda alcanzar de manera estable. Entre cada una, después de la disminución se concederán 20 segundos de adaptación a la nueva velocidad, antes de comenzar la próxima medición.

Valoración de la capacidad de salto con sistemas optoeléctricos.

- Posteriormente se realizará una batería de saltos con un sistema Optogait que incluirá:
 - 3x Squat Jump: Salto desde posición de sentadilla
 - 3x CMJ: Salto con contramovimiento sin ayuda de brazos
 - 3x Abalakov: Salto con contramovimiento con ayuda de brazos
 - 3x Drop Jump 20 cm: salto desde una altura de 20 cm con rebote pliométrico.
 - 3x Drop Jump 20 cm CMJ: salto desde una altura de 20 cm con rebote con rodillas flexionadas
 - 1x Saltos Pliométricos durante 15 segundos
 - Protocolo de Drift
 - 5 saltos seguidos pierna izquierda
 - 5 saltos seguidos pierna derecha

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son casi nulos, ya que se trata de una valoración y sistemas totalmente inocuos. Ninguna intervención o evaluación tiene carácter invasivo. No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil. A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará en el Laboratorio de Valoración Funcional ubicado en la planta baja del Edificio 3 de la Facultad de Salud de la Universidad San Jorge

Los días y fechas de exploración serán pautados concertados por los investigadores y notificados con antelación suficiente.

Contraindicaciones.

Si tiene cualquier duda o consulta no dude en realizarla antes de comenzar:

- Sólo debe realizar estas pruebas físicas en el caso que su estado de salud sea acorde con la exigencia de las mismas. No debería realizarlas en el supuesto que:
 - Presente en la actualidad o haya sufrido en los últimos 6 meses una lesión traumática (ósea, muscular, tendinosa, ligamentosa).
 - Presente en la actualidad lesión cardíaca o cardiocirculatoria de importancia, descompensada o no controlada (arritmia, problemas valvulares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial).
 - Presente en la actualidad lesión que curse con mareos, vértigos, o inestabilidad de cualquier tipo.
 - Se encuentre actualmente afecto por un proceso infeccioso agudo.
 - No entienda el procedimiento a seguir para la realización de las pruebas físicas.

Otros procedimientos para los que pedimos su consentimiento

En algunos casos es necesaria la toma de imágenes, como fotos o videos. Sirven para documentar mejor el proceso. También pueden usarse para fines docentes o de difusión del conocimiento científico. En cualquier caso las imágenes serán usadas sólo si usted da su autorización. Su identidad siempre será preservada de forma confidencial. En las imágenes las caras y señales de identidad serán difuminadas o tapadas de manera que impidan el reconocimiento.

5. FUENTE DE FINANCIACIÓN

El estudio actual cuenta con las siguientes fuentes de financiación:

- Universidad San Jorge

6. AUTONOMÍA DEL PACIENTE

En todo momento, el paciente tendrá total libertad para revocar su participación (Ley 41/02 de Autonomía del Paciente), sin que su decisión influya negativamente en su posterior asistencia médica. La participación en este estudio tiene **CARÁCTER VOLUNTARIO** y de ninguna manera influirá en su atención médica.

Puede llevarse la hoja de información a su casa para meditarla con tiempo suficiente y consultar su participación con su familia o con su médico habitual.

Al tratarse de un estudio con participación de alumnos de la propia Universidad San Jorge debemos reincidir y destacar que:

- La participación tiene un **CARÁCTER VOLUNTARIO**
- No existirá ningún beneficio ni perjuicio académico directo o indirecto derivado de la participación o no participación como sujeto de estudio.
- La participación no afectará en ningún momento el normal funcionamiento de las clases ni intercederá en bajo ningún concepto en el proceso académico del sujeto de estudio.
- Todos los datos serán estrictamente encriptados y disociados garantizando la confidencialidad personal sanitario-paciente (Ley de Protección de datos 15/1999).
- En este estudio **NO** se tomarán datos considerados de alto nivel de protección o susceptibles de generar discriminación o estigmatización social o perjuicio personal o familiar (Ideología política o religiosa, vida sexual, actividades ilegales o antisociales, consumo de alcohol o drogas, enfermedades mentales o problemas psicológicos graves, datos sobre conductas de discriminación o acoso activo o pasivo, maltrato o abuso físico, psíquico o sexual activo o pasivo)

En caso de algún tipo de duda, aclaración o necesidad de una mayor información puede contactar con el Investigador Principal **Luis Enrique Roche** en el número **676637873** o en el email **leroche@usj.es**

7.- USO DE LOS DATOS DERIVADOS DEL ESTUDIO

Si usted accede a colaborar en este estudio, debe saber que serán utilizados algunos datos sobre su salud, los cuales serán incorporados a una base de datos informatizada sin su nombre. Sus documentos médicos podrían ser revisados por personas dependientes de las Autoridades Sanitarias, miembros de comités éticos independientes y otras personas designadas por ley para comprobar que el estudio se está llevando a cabo correctamente.

Sus datos serán objeto de un tratamiento disociado, vinculándose a un código, de modo que la información que se obtenga no pueda asociarse a persona identificada o identificable. Todos sus datos se mantendrán estrictamente confidenciales y exclusivamente el responsable del estudio conocerá su identidad. Los resultados del estudio podrán ser comunicados en reuniones científicas, congresos médicos o publicaciones científicas. En todo caso se mantendrá una estricta confidencialidad sobre la identidad de los pacientes. Se conservará en todo momento la confidencialidad personal sanitario-paciente (Ley de Protección de datos 15/1999).

Le informamos de que los datos de carácter personal recabados, serán incorporados a un fichero titularidad de FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE, necesario para la correcta gestión del Proyecto de Investigación "Creación y desarrollo de índices baropodográficos para el diagnóstico de la estructura y función del pie". Asimismo, le informamos de que solo se recogerán los datos estrictamente necesarios para la realización del mismo y que éstos no se comunicarán a terceros ajenos al Proyecto de Investigación, salvo en los supuestos legalmente previstos.

De acuerdo con lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en cualquier momento usted puede ejercitar sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición, enviando una solicitud por escrito acompañada de una fotocopia de documento oficial que lo identifique a la Universidad San Jorge, Autovía A-23 Zaragoza-Huesca, km. 299, 50830- Villanueva de Gállego (Zaragoza).

7. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ud. es libre de aceptar o no nuestra solicitud de participar en este proyecto. Si decide hacerlo, le rogamos que otorgue su consentimiento informado por escrito mediante la firma de este documento

Título del proyecto de investigación

“Caracterización de los patrones baropodográficos, marcha, carrera y salto en población adulta joven. Estudio observacional”

Yo, _____, con NIP _____,

- He leído la hoja de información que se me ha entregado
- He sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la realización del Proyecto de investigación.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.
- He hablado con _____

Comprendo que mi participación es voluntaria: SÍ NO

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1) cuando quiera
- 2) sin tener que dar explicaciones
- 3) sin que esto repercuta sobre mi persona

A continuación se detallan los supuestos en los que usted puede manifestar su negativa al tratamiento, uso y publicación de sus datos personales, muestras biológicas y pruebas físicas recabados para la realización del Proyecto citado, según ha sido debidamente informado, los cuales están incorporados a un fichero titularidad de la FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE con la única finalidad del correcto desarrollo del presente Proyecto de Investigación:

- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas con **fines estadísticos y científicos**, lo cual se llevará a cabo mediante procesos adecuados de disociación de datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas **con fines de investigación**, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la **publicación de los resultados de investigación, resultados estadísticos o científicos**, publicación que únicamente reflejará datos disociados que no permitan la identificación de los participantes en el Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y exámenes físicos **con fines docentes**, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la **toma de imágenes (fotos y/o vídeos)** a efectos de documentar el caso durante la realización del Estudio.

Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al **uso de las imágenes tomadas (fotos y/o vídeos) durante la realización del Estudio, para fines docentes de difusión del conocimiento científico** del presente Proyecto de Investigación.

Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta a que sus datos **clínicos sean revisados por personal ajeno al centro con la única finalidad de la realización del presente Proyecto**, de conformidad con la normativa vigente en materia de Protección de Datos.

Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a que las muestras derivadas de este estudio sean utilizadas en **futuras investigaciones relacionadas** con ésta.

Con la firma del presente documento, y si realiza la marcación de las casillas correspondientes, usted otorga consentimiento al tratamiento de los datos personales, exámenes físicos e imágenes que nos ha proporcionado como participante en el **Proyecto “Caracterización de los patrones baropodográficos, marcha, carrera y salto en población adulta joven. Estudio observacional”**, que podrá ser revocado en cualquier momento sin que de ello se derive consecuencia alguna para usted.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: SÍ NO

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

*Procede el consentimiento paterno en personas menores de 14 años

DENEGACIÓN O REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Después de ser informado de la naturaleza y riesgos del procedimiento propuesto, manifiesto de forma libre y consciente mí:

- DENEGACIÓN/REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO para su realización, haciéndome responsable de las consecuencias que pueden derivarse de esta decisión.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

COMITÉ ETICA UNIVERSIDAD SAN JORGE

Estudio	Autor
"Determinación de umbrales de trabajo en corredores de fondo mediante nuevas métricas: potencia y oximetría".	Luis Enrique Roche Felipe García Pinillos Pedro Á. Latorre Román Luis Alberto Marco Noel Marcén Francisco José Sarasa

Características, Objetivos,

El objetivo de este estudio es analizar la asociación entre los tradicionales umbrales de trabajo –basados en hitos fisiológicos como la frecuencia cardíaca y la acumulación de ácido láctico –, y la información reportada por nuevas tecnologías que han irrumpido con fuerza en los últimos años en el día a día de entrenadores y atletas (tales como la potencia o la saturación de oxígeno), determinando cómo se comportan estos valores a esos umbrales teóricos.

Resumen

Valoración inicial del sujeto

- Se medirán las características antropométricas de los sujetos y morfología del pie
- Cuestionario Sociodemográfico elaborado ad-hoc
- Lactato reposo (sangre capilar mediante Lactate Scout y reactivos desechables)
- Respuesta cardíaca reposo (5 min tumbado en camilla) → VARIABILIDAD frecuencia cardíaca
- MOXY → saturación oxígeno y hemoglobina reposo <https://www.moxymonitor.com>

Protocolo

Los participantes ejecutarán un protocolo incremental de carrera en tapiz rodante. El protocolo (extensivamente usado en laboratorios de todo el mundo) consiste en, partiendo de 8 km/h, incrementar la velocidad en un km/h cada 3 minutos (para permitir estabilizarse la respuesta fisiológica), parando en el momento en el que el atleta no pueda mantener el ritmo impuesto por el tapiz.

Durante el protocolo se registran las siguientes variables:

- Monitorización respuesta cardíaca (no invasivo)
- Lactato sanguíneo (sangre capilar) en cada bloque.
- Saturación de oxígeno (no invasivo)
- Potencia (no invasivo)
- Percepción subjetiva del esfuerzo (RPE) cada bloque
- Valoración de los parámetros espaciotemporales de la marcha son sistemas optoelectricos (Optogait) en tapiz rodante (no invasivo)

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son escasos, los propios de la práctica de esta

disciplina deportiva. Para controlar los posibles riesgos, exigimos un buen estado de salud y un alto nivel de entrenamiento y experiencia en la disciplina en entrenamiento y en competición (todo ello garantizado a través de criterios de inclusión como el nivel deportivo: - 40 min en 10 km; o experiencia previa: 2 años en entrenamiento).

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará en el Laboratorio de Valoración Funcional ubicado en la planta baja del Edificio 3 de la Facultad de Salud de la Universidad San Jorge

Los días y fechas de exploración serán pautados concertados por los investigadores y notificados con antelación suficiente.

Contraindicaciones.

Si tiene cualquier duda o consulta no dude en realizarla antes de comenzar:

Sólo debe realizar estas pruebas físicas en el caso que su estado de salud sea acorde con la exigencia de las mismas.

No debería realizarlas en el supuesto que:

- Presente en la actualidad o haya sufrido en los últimos 6 meses una lesión traumatólogica (ósea, muscular, tendinosa, ligamentosa).
- Presente en la actualidad lesión cardíaca o cardiocirculatoria de importancia, descompensada o no controlada (arritmia, problemas valvulares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial).
- Presente en la actualidad lesión que curse con mareos, vértigos, o inestabilidad de cualquier tipo.
- Se encuentre actualmente afecto por un proceso infeccioso agudo.
- No entienda el procedimiento a seguir para la realización de las pruebas físicas.

Medidas adoptadas

En base a la Ley 14/2007 de Investigación Biomédica, todos los participantes en dicho estudio deberán firmar un consentimiento informado para participar en este proyecto.

Toda la información personal obtenida y utilizada será tratada con confidencialidad siguiendo las directrices de la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal.

Resolución Comité Ética

A la vista de los datos aportados en relación al estudio, este Comité de Ética no observa disconformidad alguna para que se lleve a cabo en las condiciones que se nos indican.

En Villanueva de Gállego, a 31 de mayo de 2017


Luis Carlos Correas
Presidente

CONSENTIMIENTO INFORMADO DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE

(De acuerdo con el Anexo XIV del Comité ético de Investigación Clínica de Aragón)

1.- CONSIDERACIONES GENERALES

Este documento sirve para que usted, o quien lo represente, dé su consentimiento para su participación en este proyecto de investigación. Eso significa que nos autoriza a realizar aquellos procedimientos necesarios para llevar a cabo el estudio.

Su participación es voluntaria y usted podrá revocar este consentimiento cuando lo desee. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea despacio la información siguiente.

Díganos si tiene alguna duda o necesita más información. Le atenderemos con mucho gusto.

2.- PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“Determinación de umbrales de trabajo en corredores de fondo mediante nuevas métricas: potencia y oximetría”.

3.- OBJETIVO Y MÉTODOS A UTILIZAR

El objetivo de este estudio es analizar la asociación entre los tradicionales umbrales de trabajo –basados en hitos fisiológicos como la frecuencia cardíaca y la acumulación de ácido láctico -, y la información reportada por nuevas tecnologías que han irrumpido con fuerza en los últimos años en el día a día de entrenadores y atletas (tales como la potencia o la saturación de oxígeno), determinando cómo se comportan estos valores a esos umbrales teóricos.

4.- PROCEDIMIENTOS A LOS QUE SE VA A SOMETER

Valoración inicial del sujeto

- Se medirán las características antropométricas del cuerpo y del pie de los sujetos.
- Cuestionario Sociodemográfico elaborado ad-hoc
- Lactato reposo (sangre capilar mediante Lactate Scout y reactivos desechables)
- Respuesta cardíaca reposo (5 min tumbado en camilla) → VARIABILIDAD frecuencia cardíaca
- MOXY → saturación oxígeno y hemoglobina reposo <https://www.moxymonitor.com>

Protocolo

Los participantes ejecutarán un protocolo incremental de carrera en tapiz rodante. El protocolo (extensivamente usado en laboratorios de todo el mundo consiste en, partiendo de 8 km/h, incrementar la velocidad en un km/h cada 3 minutos (para permitir estabilizarse la respuesta fisiológica), parando en el momento en el que el atleta no puede mantener el ritmo impuesto por el tapiz.

Durante el protocolo se registran las siguientes variables:

- Monitorización respuesta cardíaca.
- Lactato sanguíneo (sangre capilar) en cada bloque.
- Saturación de oxígeno (no invasivo)
- Potencia (no invasivo)

- Percepción subjetiva del esfuerzo (RPE) cada bloque
- Valoración de los parámetros espaciotemporales de la marcha son sistemas optoelectricos (Optogait) en tapiz rodante

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son escasos, los propios de la práctica de esta disciplina deportiva. Para controlar los posibles riesgos, exigimos un buen estado de salud y un alto nivel de entrenamiento y experiencia en la disciplina en entrenamiento y en competición (todo ello garantizado a través de criterios de inclusión como nivel deportivo: -40 min en 10 km; o experiencia previa: 2 años en entrenamiento).

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará en el Laboratorio de Valoración Funcional ubicado en la planta baja del Edificio 3 de la Facultad de Salud de la Universidad San Jorge

Los días y fechas de exploración serán pautados concertados por los investigadores y notificados con antelación suficiente.

Contraindicaciones.

Si tiene cualquier duda o consulta no dude en realizarla antes de comenzar:

- Sólo debe realizar estas pruebas físicas en el caso que su estado de salud sea acorde con la exigencia de las mismas. No debería realizarlas en el supuesto que:
 - Presente en la actualidad o haya sufrido en los últimos 6 meses una lesión traumatólogica (ósea, muscular, tendinosa, ligamentosa).
 - Presente en la actualidad lesión cardíaca o cardiocirculatoria de importancia, descompensada o no controlada (arritmia, problemas valvulares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial).
 - Presente en la actualidad lesión que curse con mareos, vértigos, o inestabilidad de cualquier tipo.
 - Se encuentre actualmente afecto por un proceso infeccioso agudo.
 - No entienda el procedimiento a seguir para la realización de las pruebas físicas.

Otros procedimientos para los que pedimos su consentimiento

En algunos casos es necesaria la toma de imágenes, como fotos o videos. Sirven para documentar mejor el proceso. También pueden usarse para fines docentes o de difusión del conocimiento científico. En cualquier caso las imágenes serán usadas sólo si usted da su autorización. Su identidad siempre será preservada de forma confidencial. En las imágenes las caras y señales de identidad serán difuminadas o tapadas de manera que impidan el reconocimiento.

5. AUTONOMÍA DEL PACIENTE

En todo momento, el paciente tendrá total libertad para revocar su participación (Ley 41/02 de Autonomía del Paciente), sin que su decisión influya negativamente en su posterior asistencia médica. La participación en este estudio tiene **CARÁCTER VOLUNTARIO** y de ninguna manera influirá en su atención médica.

Puede llevarse la hoja de información a su casa para meditarla con tiempo suficiente y consultar su participación con su familia o con su médico habitual.

Al tratarse de un estudio con participación de alumnos de la propia Universidad San Jorge debemos reincidir y destacar que:

- La participación tiene un **CARÁCTER VOLUNTARIO**
- No existirá ningún beneficio ni perjuicio académico directo o indirecto derivado de la participación o no participación como sujeto de estudio.
- La participación no afectará en ningún momento el normal funcionamiento de las clases ni intercederá en bajo ningún concepto en el proceso académico del sujeto de estudio.
- Todos los datos serán estrictamente encriptados y disociados garantizando la confidencialidad personal sanitario-paciente (Ley de Protección de datos 15/1999).
- En este estudio **NO** se tomarán datos considerados de alto nivel de protección o susceptibles de generar discriminación o estigmatización social o perjuicio personal o familiar (Ideología política o religiosa, vida sexual, actividades ilegales o antisociales, consumo de alcohol o drogas, enfermedades mentales o problemas psicológicos graves, datos sobre conductas de discriminación o acoso activo o pasivo, maltrato o abuso físico, psíquico o sexual activo o pasivo)

En caso de algún tipo de duda, aclaración o necesidad de una mayor información puede contactar con el Investigador Principal Luis Enrique Roche en el número 676637873 o en el email leroche@usj.es

7. FUENTE DE FINANCIACIÓN

El estudio actual cuenta con las siguientes fuentes de financiación:

- Universidad San Jorge

6.- USO DE LOS DATOS DERIVADOS DEL ESTUDIO

Si usted accede a colaborar en este estudio, debe saber que serán utilizados algunos datos sobre su salud, los cuales serán incorporados a una base de datos informatizada sin su nombre. Sus documentos médicos podrían ser revisados por personas dependientes de las Autoridades Sanitarias, miembros de comités éticos independientes y otras personas designadas por ley para comprobar que el estudio se está llevando a cabo correctamente.

Sus datos serán objeto de un tratamiento disociado, vinculándose a un código, de modo que la información que se obtenga no pueda asociarse a persona identificada o identificable. Todos sus datos se mantendrán estrictamente confidenciales y exclusivamente el responsable del estudio conocerá su identidad. Los resultados del estudio podrán ser comunicados en reuniones científicas, congresos médicos o publicaciones científicas. En todo caso se mantendrá una estricta confidencialidad sobre la identidad de los pacientes. Se conservará en todo momento la confidencialidad personal sanitario-paciente (Ley de Protección de datos 15/1999).

Le informamos de que los datos de carácter personal recabados, serán incorporados a un fichero titularidad de FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE, necesario para la correcta gestión del Proyecto de “Determinación de umbrales de trabajo en corredores de fondo mediante nuevas métricas: potencia y oximetría”. Asimismo, le informamos de que solo se recogerán los datos estrictamente necesarios para la realización del mismo y que éstos no se comunicarán a terceros ajenos al Proyecto de Investigación, salvo en los supuestos legalmente previstos.

De acuerdo con lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en cualquier momento usted puede ejercitar sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición, enviando una solicitud por escrito acompañada de una fotocopia de documento oficial que lo identifique a la Universidad San Jorge, Autovía A-23 Zaragoza-Huesca, km. 299, 50830- Villanueva de Gállego (Zaragoza).

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ud. es libre de aceptar o no nuestra solicitud de participar en este proyecto. Si decide hacerlo, le rogamos que otorgue su consentimiento informado por escrito mediante la firma de este documento

Título del proyecto de investigación

“Determinación de umbrales de trabajo en corredores de fondo mediante nuevas métricas: potencia y oximetría”.

Yo, _____, con NIP _____,

- He leído la hoja de información que se me ha entregado
- He sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la realización del Proyecto de investigación.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.
- He hablado con _____

Comprendo que mi participación es voluntaria: **SÍ** **NO**

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1) cuando quiera
- 2) sin tener que dar explicaciones
- 3) sin que esto repercuta sobre mi persona

A continuación se detallan los supuestos en los que usted puede manifestar su negativa al tratamiento, uso y publicación de sus datos personales, muestras biológicas y pruebas físicas recabados para la realización del Proyecto citado, según ha sido debidamente informado, los cuales están incorporados a un fichero titularidad de la FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE con la única finalidad del correcto desarrollo del presente Proyecto de Investigación:

- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas con **finés estadísticos y científicos**, lo cual se llevará a cabo mediante procesos adecuados de disociación de datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas **con fines de investigación**, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la **publicación de los resultados de investigación, resultados estadísticos o científicos**, publicación que únicamente reflejará datos disociados que no permitan la identificación de los participantes en el Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y exámenes físicos **con fines docentes**, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a la **toma de imágenes (fotos y/o vídeos)** a efectos de documentar el caso durante la realización del Estudio.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento al **uso de las imágenes tomadas (fotos y/o vídeos) durante la realización del Estudio, para fines docentes de difusión del conocimiento científico** del presente Proyecto de Investigación.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta a que sus datos **clínicos sean revisados por personal ajeno al centro con la única finalidad de la realización del presente Proyecto**, de conformidad con la normativa vigente en materia de Protección de Datos.
- Si lleva a cabo la marcación de ésta casilla, usted presta consentimiento a que las muestras derivadas de este estudio sean utilizadas en **futuras investigaciones relacionadas** con ésta.

Con la firma del presente documento, y si realiza la marcación de las casillas correspondientes, usted otorga consentimiento al tratamiento de los datos personales, exámenes físicos e imágenes que nos ha proporcionado como participante en el “Determinación de umbrales de trabajo en corredores de fondo mediante nuevas métricas: potencia y oximetría”, que podrá ser revocado en cualquier momento sin que de ello se derive consecuencia alguna para usted.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: SÍ NO

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

*Procede el consentimiento paterno en personas menores de 14 años

DENEGACIÓN O REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Después de ser informado de la naturaleza y riesgos del procedimiento propuesto, manifiesto de forma libre y consciente mí:

DENEGACIÓN/REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO para su realización, haciéndome responsable de las consecuencias que pueden derivarse de esta decisión.

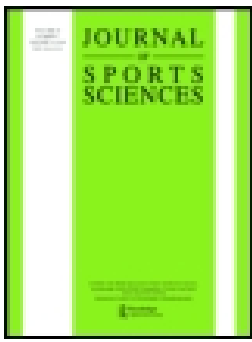
Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

ANEXO II

Artículos publicados en
revistas JCR e índices de
calidad



Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running

Luis E. Roche-Seruendo, Felipe García Pinillos, Isabel Auria-Martin, Ana V. Bataller-Cervero, Pedro A. Latorre Román & Victor M. Soto -Hermoso

To cite this article: Luis E. Roche-Seruendo, Felipe García Pinillos, Isabel Auria-Martin, Ana V. Bataller-Cervero, Pedro A. Latorre Román & Victor M. Soto -Hermoso (2017): Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running, Journal of Sports Sciences, DOI: [10.1080/02640414.2017.1394584](https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1394584)

To link to this article: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2017.1394584>



Published online: 25 Oct 2017.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 43



View related articles [↗](#)



View Crossmark data [↗](#)



Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running

Luis E. Roche-Seruendo^a, Felipe García Pinillos^b, Isabel Auria-Martin^c, Ana V. Bataller-Cervero^a, Pedro A. Latorre Román^d and Víctor M. Soto-Hermoso^e

^aDepartment of Physiotherapy, San Jorge University, Zaragoza, Spain; ^bDepartment of Physical Education, Sport and Recreation, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile; ^cPhysiotherapy Center Físio-Zaragoza, Zaragoza, Spain; ^dDepartment of Corporal Expression, University of Jaen, Jaen, Spain; ^eDepartment of Sports Sciences, University of Granada, Granada, Spain

ABSTRACT

This study aimed to determine the effect of different percentages of body weight support (BWS) on spatiotemporal step characteristics during running. 26 endurance runners (age: 37 ± 9 years) completed a running treadmill protocol consisting of 6 different conditions (BWS combinations: 0–50%), with velocity maintained at 12 km/h. Each condition lasted 1 minute. Step angle, ground contact time (CT), flight time (FT), step length (SL) and frequency (SF), and duration of phases during stance time (phase1: initial contact; phase2: midstance; phase3: propulsion) were measured for every step during the test using a photoelectric cell system. Compared with the baseline condition (100% BW), FT was longer, CT was shorter, SL was longer, SF was lower, and the step angle was higher with each increase in BWS ($p < 0.05$). Also, some changes were observed in the duration of phases during stance time: phase1 did not experience changes across experimental conditions ($p = 0.096$), phase2 decreased and phase3 increased as BW was supported ($p < 0.05$). These results indicate that as BW was supported, runners showed longer FT and SL, shorter CT, lower SF, and greater step angle as well as some changes in the phases during the ground contact. Therefore, this study highlights the effect of different percentages of BWS on spatiotemporal parameters.

ARTICLE HISTORY

Accepted 30 September 2017

KEYWORDS

Endurance runners; lower body positive pressure treadmill; spatial-temporal parameters

1. Introduction

The use of treadmills that provide partial body weight support (BWS) has become available to coaches, physical therapists and athletes as a supplemental training and rehabilitation tool. Several technologies for achieving BWS on a treadmill exist, including harness systems, underwater treadmills, and the most recent development, the application of Lower Body Positive Pressure (LBPP). These LBPP treadmills (e.g., AlterG[®]) use positive air pressure applied within a sealed chamber surrounding the subject's pelvis and legs to support the user's body weight (McNeill, Kline, de Heer, & Coast, 2015). The amount of BWS commonly used can range from no reduction (100% body weight [BW]) all the way down to 20% of BW (i.e., extra air pressure added to lift 80% of BW off the deck). These LBPP treadmills have been used to reduce the ground reaction forces (GRF) associated with running, while still maintaining a cardiovascular training stimulus via increased treadmill speed (Grabowski & Kram, 2008; McNeill et al., 2015).

An important body of literature has examined the effectiveness of AlterG[®] treadmills in either rehabilitation (Peeler, Christian, Cooper, Leiter, & MacDonald, 2015; Srivastava, Taly, Gupta, Kumar, & Murali, 2016) or physical training settings (Farina, Wright, Ford, Wirfel, & Smoliga, 2016; Gojanovic, Shultz, Feihl, & Matheson, 2015; Grabowski & Kram, 2008; Hunter, Seeley, Hopkins, Carr, & Franson, 2014; McNeill, de Heer, Williams, & Coast, 2015; McNeill et al., 2015; Mercer & Chona, 2015; Raffalt, Hovgaard-Hansen, & Jensen, 2013) by

studying the biomechanics and physiological response during BWS running.

It is therefore known that running on a LBPP treadmill attenuates peak GRF, metabolic cost (Grabowski & Kram, 2008; Raffalt et al., 2013), and lower limb muscle activity (Hunter et al., 2014; Mercer, Applequist, & Masumoto, 2013). However, there is little objective information available about the effect of BWS percentage on spatiotemporal parameters during running (Gojanovic, Cutti, Shultz, & Matheson, 2012; Mercer & Chona, 2015; Raffalt et al., 2013) and studies mostly focus on step length and rate, with no information reported about time-related parameters (i.e., flight time, stance phases, or step angle), which play a key role in running economy (RE) and, thereby, athletic performance (Santos-Concejero et al., 2014; Tartaruga et al., 2012).

Since information about stride characteristic during BWS running at comfortable velocities (usually used either in clinical settings or training plans) gives insight into the preferred gait pattern of a runner during submaximal effort, the scientific goal in the current study is to determine the effect of different percentages of BWS on spatiotemporal step characteristics during running.

2. Methods

2.1. Participants

A group of 26 recreational endurance runners, 23 males and 3 females (age: 37 ± 9 years old; height: 176 ± 8 cm; body mass:

72 ± 10 kg) voluntarily participated in this study. All participants met the inclusion criteria: (1) older than 18 years old, (2) recreationally active (3–4 running sessions per week), (3) able to run 5-km in less than 25 minutes, (4) did not suffer from any injury within the last 6 months before the data collection.

After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013); it was made clear that the participants were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

2.2. Procedures

After they were set up on the LBPP treadmill, subjects performed a self-directed warm-up for up to 10 minutes that included having subjects run at a variety of BWS levels. The subjects made practice runs until they felt, and the researchers agreed, that they had accommodated to running on the treadmill. After warm-up, running velocity was set at 12 km/h, which is a normal pace for these athletes and is consistent with previous studies (Morin, Samozino, Zameziati, & Belli, 2007). All subjects verbally reported feeling comfortable running on the treadmill at the set speed.

Subjects completed a total of 6 different running exercises consisting of specific BWS combinations (effective weight of 100%, 90%, 80%, 70%, 60% and 50% of BW). The order of these conditions was always in order of increasing BWS, while velocity was maintained at 12 km/h. Each condition lasted 1 minute in order to allow an acclimatization period (45–50 s) and a recording period (10 s).

OptoGait is an optical detection system and requires two parallel bars. The bars are composed of a transmitter and a receptor slat (96 LEDs). LEDs on the transmitting bar communicate continuously with those on the other one. For this study, the two parallel bars of the device system were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface (Figure 1). This device was connected to a computer controlled by the researcher. Data were recorded and averaged for the subsequent analysis. Considering the findings from a previous study (Brown, Zifchock, & Hillstrom, 2014), limb dominance was not taken into account so that the results were averaged (left-right) and dominant-non dominant foot were not considered.

2.3. Materials and testing

- (i) Anthropometry. For descriptive purposes, height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer and balance (Seca, Bonn, Germany). All measurements were taken with the participants wearing running shorts and underwear.
- (ii) Biomechanics. Although shoes were not standardized across participants, all athletes wore their habitual road racing shoes. Step angle, ground contact time (CT), flight time (FT), and step length (SL) and step frequency (SF) were measured for every step during the treadmill speed test using a photoelectric cell system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated



Figure 1. An illustrated example: Anti-gravity treadmill with the OptoGait system placed on the side edges at the same level as the contact surface.

for the assessment of spatiotemporal parameters of the gait of young adults (Lee et al., 2014). The system detects any interruptions and therefore measures the CT and FT with a precision of 1/1000 s.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.
- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls (i.e., right-left).
- SL (m): length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.
- SF (steps/min): number of ground contact events per minute.
- Step angle (°): is the angle of the parable tangent deriving from the SL and the height obtained with FT. These parameters allow us to tie in SL with FT explaining it as a bound. The determination of SL is described above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the Optogait system as indicated by Santos-Concejero et al. (2014).
- Percentage of ground CT at which the different sub-phases of stance phase occur (based on activated LEDs). This was also automatically measured for every step during the treadmill test by the Optogait system:
 - Initial contact (Phase1): time from initial ground contact (1 LED activated is needed to be considered) to foot flat (the number of LEDs activated stays steady ±2 LEDs).
 - Midstance (Phase2): time from foot flat to initial take-off. During this phase, the number of LEDs stays steady ±1 LEDs. This phase finishes when the heel comes off the ground and the number of LEDs is reduced ≥2.
 - Propulsion (Phase3): time from initial take-off (the number of LEDs is reduced ≥2) to toe-off (when forefoot comes off the ground and the number of LEDs is 0).

(iii) Anti-gravity treadmill: An LBPP was used for all running conditions (Version 1.20, model: Anti-Gravity Treadmill M320/F320; Alter-G, Inc., Fremont, CA, USA).

2.4. Statistical analysis

Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro Wilk and Levene's, respectively) were conducted on all data before analysis. The independent variable in this study was BWS (10%, 20%, 30%, 40%, and 50%, with 0% BWS as the baseline measure – which means 100% of body weight). Each dependent variable (CT, FT, SL, SF, step angle and sub-phases of stance phase) was compared across conditions using a repeated measures analysis of variance (ANOVA) with post-hoc Bonferroni correction, in order to determine between BWS conditions differences. Descriptive statistics are represented as mean (SD). An alpha level of 5% was set ($p < 0.05$) and the effect size was reported using eta squared (η^2). Data analysis was performed using SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3. Results

Figure 2 shows the effects of the different intensities of BWS (0–50%) on FT and CT. When compared with the baseline condition (100% BW), FT was longer ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.937$) as BW was supported (from 0.086 s at 0% to 0.161 s at 50%), while CT was shorter ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.899$) as BW was supported (from 0.246 s at 0% to 0.206 s at 50%). The post-hoc test revealed significant differences ($p < 0.01$) in those variables – FT and CT – with every 10% change in BWS. Percentages of each variable – CT and FT – during the step cycle support those findings.

The effect of BWS (0–50%) on percentages of different phases during the stance time is shown in Figure 3. When compared with baseline data (100% BW or 0% BWS), phase 1 did not experience significant change across experimental conditions ($p = 0.096$, $\text{Eta}^2 = 0.383$), whereas phase 2 decreased ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.716$, with significant changes [$p < 0.05$] between each BWS condition), and phase 3 increased ($p = 0.015$, $\text{Eta}^2 = 0.517$) as BW was supported (post-hoc test indicated significant differences [$p < 0.05$] between all BWS conditions).

The results obtained for SL and SF are shown in Figures 4 and 5, respectively. SL was significantly longer ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.691$) as BW was supported (from ~119 cm at 0% to

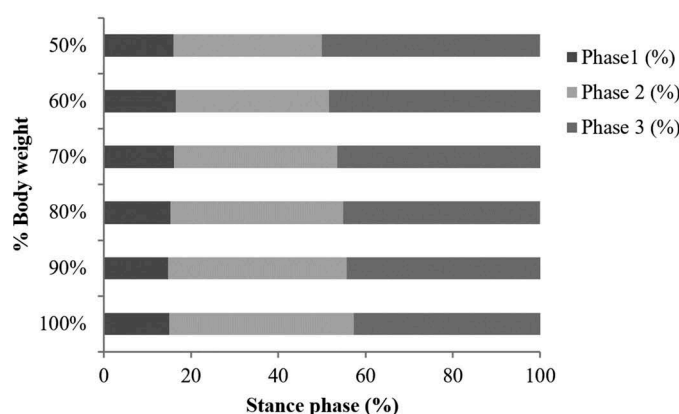


Figure 3. The effect of BWS (0–50%) on percentages of different sub-phases during the stance time. BWS: body weight support; Phase1: initial contact; Phase2: midstance; Phase3: propulsion.

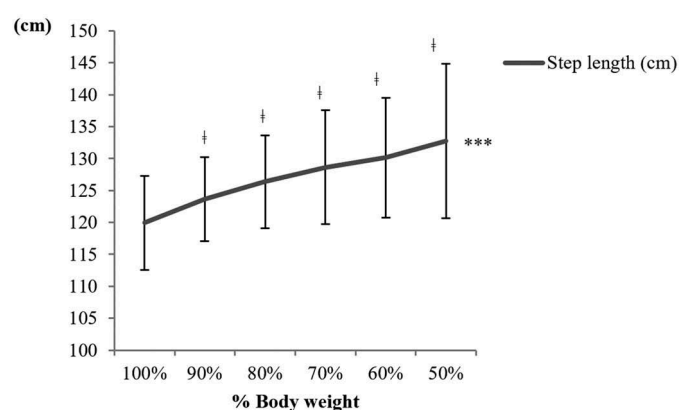


Figure 4. The effect of BWS (0–50%) on SL. BWS: body weight support; SL: step length; *** $p < 0.001$; † indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition.

~132 cm at 50%). The post-hoc analysis showed that every increase in BWS caused significant changes [$p < 0.01$] in SL. SF was lower ($p = 0.715$, $\text{Eta}^2 = 0.715$), with BWS (~181 steps/min at 0%, ~164 steps/min at 50%) and the post-hoc analysis revealed significant reductions ($p < 0.01$) with every increase in BWS.

Figure 6 shows the dynamics of step angle across different levels of support (0–50% BWS). The step angle was significantly higher ($p < 0.001$, $\text{Eta}^2 = 0.894$) with each increase in BWS (1.873° at baseline, and 5.644° at 50% BWS) showing significant differences ($p < 0.01$) between each BWS condition.

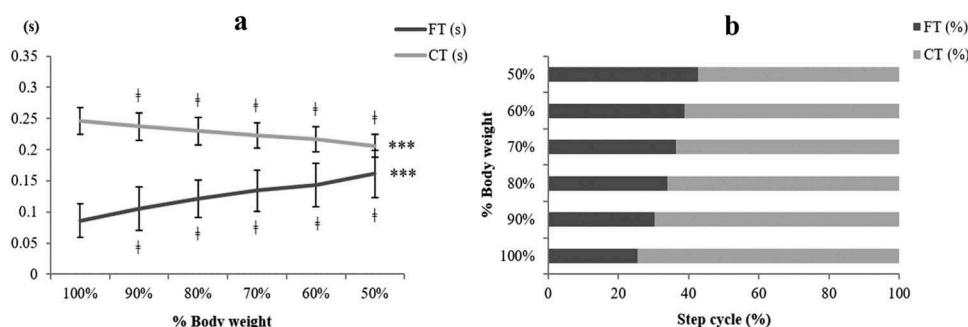


Figure 2. Effects of different intensities of BWS (0–50%) on FT and CT (a), and percentages of each variable – CT and FT – during step cycle (b). BWS: body weight support; FT: flight time; CT: contact time; *** $p < 0.001$; † indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition.

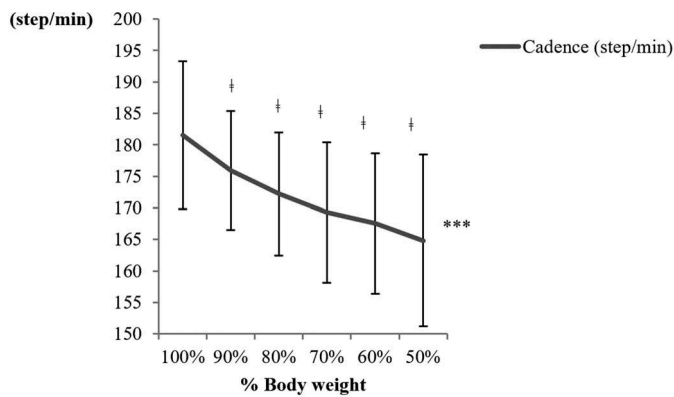


Figure 5. The effect of BWS (0–50%) on SF.

BWS: body weight support; SF: step frequency; *** $p < 0.001$; † indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition.

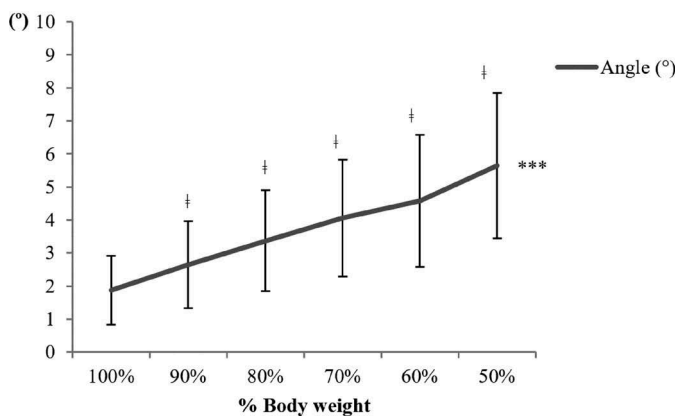


Figure 6. The effect of BWS (0–50%) on step angle.

BWS: body weight support; *** $p < 0.001$; † indicates significant differences ($p < 0.01$) according to the baseline condition.

4. Discussion

The main aim of this study was to determine the effect of different percentages of BWS on spatiotemporal step characteristics during running at a comfortable speed. The results obtained show that a reduction in BW (10%, 20%, 30%, 40% and 50%) during running causes kinematic alterations. Specifically, as BW is supported, runners show longer FT and SL, shorter CT and SF and greater step angle as well as some changes in the duration of the different phases during ground contact (initial contact [phase1] was maintained whilst midstance [phase2] was shorter, and propulsion [phase3] was longer).

Another interesting finding of the current study was the relationship between the percentage of BWS and biomechanical adaptations. In a systematic review, Farina et al. (2016) noticed that biomechanical alterations to unweighting do not necessarily occur proportionately to BW reductions, and our findings are consistent with that statement. The percentage of BWS does not represent the actual percentage of kinematic alteration, so that biomechanical responses do not scale directly proportionately to BW reductions. The results obtained in the current study support that statement and it is important for LBPP treadmill users and clinicians to be aware of this.

Spatiotemporal step characteristics during running have been widely studied, establishing relationships either with athletic performance (Barnes, Mcguigan, & Kilding, 2014; Schubert, Kempf, & Heiderscheit, 2014; Tartaruga et al., 2012) or with risk of injury (Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille, & Ryan, 2011; Lenhart, Thelen, & Heiderscheit, 2014; Lenhart, Thelen, Wille, Chumanov, & Heiderscheit, 2014; Mercer, Devita, Derrick, & Bates, 2003). In terms of athletic performance, spatiotemporal variables have been related to RE – longer CT and shorter FT are associated with poorer economy (Williams & Cavanagh, 1987). Whereas in terms of risk of injury, some variables such as SL or SF at a fixed speed can alter muscle loads (Lenhart et al., 2014), joint forces (Lenhart et al., 2014) and running mechanics (Heiderscheit et al., 2011).

The aforementioned variables have been widely studied and their importance is thereby recognised. However, the literature regarding other variables controlled in the current study (i.e., phases during stance phase or step angle) is limited, despite some studies having noted these as important parameters of running kinematics. As far as the authors know, just one study has analysed the influence of the distribution of the different sub-phases during ground contact (Santos-Concejero et al., 2014). Since a variation in the distribution of these phases during the gait cycle may be related to RE, and thereby athletic performance (Santos-Concejero et al., 2014), more research on this topic is needed. Regarding step angle, as Santos-Concejero et al. (2014) concluded, seems to be an easily obtainable measure that is both an indirect indicator of flight phase biomechanics and the vertical component of ground contact forces. A previous study (Heise & Martin, 2001) showed that less economical runners exhibit greater total and net vertical impulses, indicating wasteful vertical motion, which has been strongly associated with greater step angles (Santos-Concejero et al., 2014).

Finally, despite the amount of information available about running with BWS being limited, some previous studies have focused on spatiotemporal step characteristics when running with BWS and similar findings to those reached in our study were reported (Gojanovic et al., 2012; Mercer & Chona, 2015; Raffalt et al., 2013). Raffalt et al. (Raffalt et al., 2013) reported that SL increased as BWS increased from 0 to 25%, 50%, and 75%. Likewise, Gojanovic et al. (2012) found an increased SL even with lower BWS levels (from 0 to 5%, 10%, and 15%). Also, Mercer and Chona (2015) used higher levels of BWS (60–80%) and found that SL increased when compared with running with no BWS, but this was not the case between experimental conditions (i.e., SL was not different across the different levels of 60–80% BWS). The results obtained in the current study are in consonance with those findings that show an increased SL as BW is supported.

Logically, those spatiotemporal adaptations lead to some changes in running kinematics and kinetics that must be taken into consideration. First, at a kinematic level, a greater SF results in some changes in the knee joint – a more flexed knee at initial contact, as well as less peak knee flexion during stance – ankle joint – a more plantar flexed position at initial contact – and hip joint – less hip peak flexion and adduction during loading response (Heiderscheit et al., 2011). Likewise, changes in vertical displacement of the body's centre of mass

have been reported when SF increases – as SF increases, the runner's centre of mass excursion is reduced (Heiderscheit et al., 2011). Second, in terms of running kinetics, a greater SF has been related to a reduced peak vertical GRF (Heiderscheit et al., 2011; Morin et al., 2007; Schubert et al., 2014). Also, an increased SF results in decreased CT, an alteration previously associated with an increase in leg stiffness (Morin et al., 2007).

However, from a practical point of view, what does this mean? What implications do these spatiotemporal adaptations have in terms of athletic performance or injury management? On the one hand, these findings indicate that when running with BWS, SF decreases and step angle increases with each reduction of BW when compared with the baseline condition (0% BWS) and these adaptations have been related to kinematic and kinetic changes that may impair RE and leg stiffness. On the other hand, running on a LBPP treadmill attenuates peak GRF, metabolic cost (Grabowski & Kram, 2008; Raffalt et al., 2013), and lower limb muscle activity (Hunter et al., 2014; Mercer et al., 2013), as well as reducing CT and phase2 during stance time, which play a key role in RE and, thereby, athletic performance (Santos-Concejero et al., 2014; Tartaruga et al., 2012). Therefore, the authors suggest that a LBPP treadmill might be an interesting tool for either in a rehabilitation or "return-to-play" context (i.e., clinical setting), or for recreational runners (to make both first long runs and changes in running kinematic easier).

Some limitations need to be considered. First, the establishment of a standard running pace. This may lead to differences in terms of relative intensity, so that a relative pace should have been chosen for each subject. Second, more information about fitness level and training background of the participants should have been collected and reported. Runners under 25 min in a 5-km trial might include a heterogeneous athletic level and thereby, it might influence on the response to that standard running pace. Third, the phases during stance time were measured as a percentage of time so that some absolute changes in time per phase might yield if the CT was shorter with BWS. Fourth, order effect in BWS conditions were not taken into consideration. Abrupt changes (larger than 10%) might alter adaptations to those conditions. Notwithstanding these limitations, this study highlights how spatiotemporal parameters change when running with BWS (which is a tool more and more frequently used by coaches and physical therapists).

5. Conclusions

To sum up, the data obtained highlights the effects of different percentages of BWS (0–50%) on spatiotemporal step characteristics during running at a comfortable speed, showing that as BW is supported, runners show longer FT and SL, shorter CT, lower SF, and greater step angle as well as some changes in the duration of the different phases during ground contact (phase1 was maintained while phase2 was shorter, and phase3 was longer; although the relative time per phase did not vary). Additionally, the current study indicates that the

percentage of BWS does not represent the actual percentage of kinematic alteration.

6. Practical applications

From a practical point of view, determining what happens in spatiotemporal parameters under different BWS conditions is very useful and important for people who works with anti-gravity treadmills. These data will let coaches or physical therapists select the percentage of BWS appropriate according to the main objective.

Acknowledgments

This paper is part of the thesis of the first author Roche-Seruendo LE. The thesis plan is registered in the PhD program in Biomedicine (B11/56/1) of Universidad de Granada (Granada, Spain). The authors would like to thank all the athletes who participated in the research and Fisio-Zaragoza for facilitating installation and resources without any interest.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

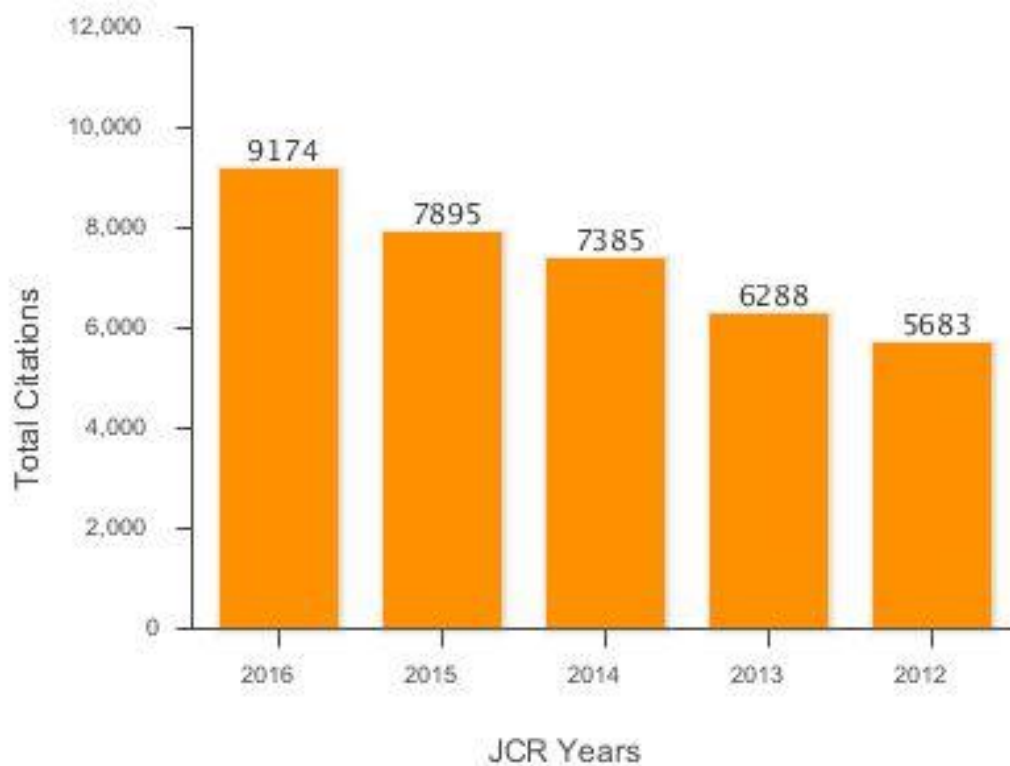
References

- Barnes, K., Mcguigan, M., & Kilding, A. (2014). Lower-body determinants of running economy in male and female distance runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1289–1297.
- Brown, A. M., Zifchock, R. A., & Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*, 39(3), 915–919.
- Farina, K. A., Wright, A. A., Ford, K. R., Wirfel, L. A., & Smoliga, J. M. (2016). Physiological and biomechanical responses to running on lower body positive pressure treadmills in healthy populations. *Sports Medicine*, 47(2), 261–275.
- Gojanovic, B., Cutti, P., Shultz, R., & Matheson, G. O. (2012). Maximal physiological parameters during partial body-weight support treadmill testing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1935–1941.
- Gojanovic, B., Shultz, R., Feihl, F., & Matheson, G. (2015). Overspeed HIIT in lower-body positive pressure treadmill improves running performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(12), 2571–2578.
- Grabowski, A. M., & Kram, R. (2008). Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 288–297.
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(2), 296–302.
- Heise, G. D., & Martin, P. E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 438–442.
- Hunter, I., Seeley, M. K., Hopkins, J. T., Carr, C., & Franson, J. J. (2014). EMG activity during positive-pressure treadmill running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 348–352.
- Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C., & Shin, S. H. (2014). Concurrent validity and test-retest reliability of the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 81–85.
- Lenhart, R. L., Thelen, D., & Heiderscheit, B. (2014). Hip muscle loads during running at various step rates. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(10), 766–774, 1–4.
- Lenhart, R. L., Thelen, D. G., Wille, C. M., Chumanov, E. S., & Heiderscheit, B. C. (2014). Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(3), 557–564.

- McNeill, D. K. P., de Heer, H. D., Williams, C. P., & Coast, J. R. (2015). Metabolic accommodation to running on a body weight-supported treadmill. *European Journal of Applied Physiology*, 115(5), 905–910.
- McNeill, D. K. P., Kline, J. R., de Heer, H. D., & Coast, J. R. (2015). Oxygen consumption of elite distance runners on an anti-gravity treadmill®. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(2), 333–339.
- Mercer, J. A., Applequist, B. C., & Masumoto, K. (2013). Muscle activity while running at 20%–50% of normal body weight. *Research in Sports Medicine*, 21(3), 217–228.
- Mercer, J. A., & Chona, C. (2015). Stride length–velocity relationship during running with body weight support. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), 391–395.
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), 307–313.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3341–3348.
- Peeler, J., Christian, M., Cooper, J., Leiter, J., & MacDonald, P. (2015). Managing knee osteoarthritis: The effects of body weight supported physical activity on joint pain, function, and thigh muscle strength. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 25(6), 1.
- Raffalt, P. C., Hovgaard-Hansen, L., & Jensen, B. R. (2013). Running on a lower-body positive pressure treadmill: VO2max, respiratory response, and vertical ground reaction force. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(2), 213–222.
- Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., & Gil, S. M. (2014). Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(7), 1889–1895.
- Schubert, A. G., Kempf, J., & Heiderscheit, B. C. (2014). Influence of stride frequency and length on running mechanics: A systematic review. *Sports Health*, 6(3), 210–217.
- Srivastava, A., Taly, A. B., Gupta, A., Kumar, S., & Murali, T. (2016). Bodyweight-supported treadmill training for retraining gait among chronic stroke survivors: A randomized controlled study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59, 235–241.
- Tartaruga, M. P., Brisswalter, J., Peyré-Tartaruga, L. A., Ávila, A. O. V., Alberton, C. L., Coertjens, M., ... Krueel, L. F. M. (2012). The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(3), 367–375.
- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology*, 63(3), 1236–1245.
- World Medical Association. (2013). World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *Journal of the American Medical Association*, 310(20), 2191–2194. doi:10.1001/jama.2013.281053.

Journal Profile: JOURNAL OF SPORTS SCIENCES

Essential Science Indicators : Total Citations Graph



Journal Citation Report : Impact factor

JCR Year	SPORT SCIENCES		
	Rank	Quartile	JIF Percentile
2016	17/81	Q1	79.630
2015	22/82	Q2	73.780
2014	19/81	Q1	77.160
2013	21/81	Q2	74.691
2012	22/84	Q2	74.405
2011	28/85	Q2	67.647
2010	31/80	Q2	61.875
2009	25/73	Q2	66.438
2008	28/71	Q2	61.268
2007	24/72	Q2	67.361
2006	13/73	Q1	82.877
2005	15/70	Q1	79.286
2004	35/71	Q2	51.408
2003	16/71	Q1	78.169
2002	22/69	Q2	68.841
2001	31/68	Q2	55.147
2000	13/61	Q1	79.508

Journal Profile: JOURNAL OF SPORTS SCIENCES

JCR Year	SPORT SCIENCES		
	Rank	Quartile	JIF Percentile
1999	11/60	Q1	82.500
1998	23/58	Q2	61.207

Essential Science Indicators : Total Citations

JCR Year	CLINICAL MEDICINE
2016	260/2029-Q1
2014	260/1975-Q1
2015	263/2012-Q1
2012	304/1961-Q1
2013	293/1955-Q1

TITLE PAGE

TITLE: LACK OF INFLUENCE OF MUSCULAR PERFORMANCE
PARAMETERS ON SPATIO-TEMPORAL ADAPTATIONS WITH
INCREASED RUNNING VELOCITY

RUNNING HEAD: MUSCLE PERFORMANCE AND SPATIOTEMPORAL
STEP PARAMETERS

AUTHORS Roche-Seruendo Luis E. ¹; García-Pinillos Felipe ²; Haicaguerre
Joana¹; Bataller-Cervero Ana V. ¹; Soto-Hermoso Víctor M. ³; Latorre-Román
Pedro Á. ²

¹ San Jorge University (Zaragoza, Spain)

² University of Jaen, Department of Corporal Expression. Campus de Las
Lagunillas s/n. D2 Building, Dep. 142. 23071 Jaen (Spain).

³ University of Granada, Department of Sport Sciences. Carretera de
Alfacar s/n. 18071 Granada (Spain).

CORRESPONDING AUTHOR: Felipe García-Pinillos, fegarpi@gmail.com,
+34 660 062066, University of Jaen, Campus de Las Lagunillas s/n. D2 Building,
Dep. 142. 23071, Jaén (Spain).

Conflict of interest: The authors declare no conflict of interests.

Acknowledgments: This paper is part of the thesis of the first author Roche-Seruendo LE. The thesis plan is registered in the PhD program in Biomedicine (B11/56/1) of Universidad de Granada (Granada, Spain). The authors would like to thank all the athletes who participated in the research and Fisio-Zaragoza for facilitating installation and resources without any interest.

ABSTRACT

This study aimed to analyse the influence of muscular performance parameters on spatio-temporal gait characteristics during running when gradually increasing speed. 51 recreationally trained male endurance runners (age: 28 ± 8 years) voluntarily participated in this study. Subjects performed a battery of jumping tests (squat jump, countermovement jump, and 20 cm drop jump), and after that, the subjects performed an incremental running test (10 to 20 km/h) on a motorized treadmill. Spatio-temporal parameters were measured using the OptoGait system. Cluster k-means analysis grouped subjects according to the jumping test performance, by obtaining a group of good jumpers (GJ, $n = 19$) and a group of bad jumpers (BJ, $n = 32$). With increased running velocity, contact time was shorter, flight time and step length longer, whereas cadence and stride angle were greater ($p < 0.001$). No significant differences between groups ($p \geq 0.05$) were found at any running speed. The results obtained indicate that increased running velocity produced no differences in spatio-temporal adaptations between those runners with good jumping ability and those with poor jumping ability. Based on that, it seems that muscular performance parameters do not play a key role in spatio-temporal adaptations experienced by recreational endurance runners with increased velocity. However, taken into consideration the well-known relationship between running performance and neuromuscular performance, the authors suggest that muscular performance parameters would be much more determinant in the presence of fatigue (exhausted condition), or in the case of considering other variables such as running economy or kinetic.

Key words: endurance runners; jumping ability; reactive strength index; running kinematics

INTRODUCTION

Distance running performance is influenced not only by factors related to oxygen uptake and utilization but also by factors related to muscle recruitment and force production (28,29). Although success in endurance sports requires high maximal oxygen uptake (VO_{2max}), it cannot fully explain all the measured differences in endurance performance. Simultaneous strength and endurance training has been shown to improve muscle strength, running economy (RE), and distance running performance without any

changes in VO_{2max} (29) suggesting that neuromuscular factors may also be important determinants of endurance running performance. In fact, jumping ability has been associated with short-distance running performance (10,19), and also with long-distance events (19).

Additionally, the way in which you move (running biomechanics in this case) can favour or limit your running performance by influencing RE and efficiency (1,2,25,34). It is reliant on a complex interaction of factors that lead to efficient muscular work and result in fast and effective running gait (2,34). Traditionally, physiological factors, muscle fibre distribution, age, sex, and anthropometric factors have been found to account for interindividual variability in RE (2,34). However, RE is also influenced by biomechanical variables, largely contributed from ground contact and stride characteristics (31,34) -small vertical oscillations (1), greater stride angles (31), longer strides (1), and lower ground reaction forces (17) have been related to superior RE.

Both neuromuscular and biomechanical parameters during running are highly influenced by running velocity (5,18). Increases in running speed lead to greater levels of neuromuscular engagement (mainly in the hamstring muscles) (18). Likewise, it seems clear that to run faster, ground contact time (CT) need to be decreased to aid in repositioning the legs during running (5), whereas step length (SL) is suggested to increase linearly with running velocity up to 25 km/h (5). Additionally, increased running velocity led to a greater hip flexion and lower ankle flexion at initial contact, lower knee and ankle flexion at midstance and greater hip extension at toe-off (5-7,9). These differences appear to be totally logical since lower ankle flexion at initial contact and lower knee and ankle flexions at midstance have been associated to shorter CT (5,9).

However, the question is, are those spatio-temporal adaptations dependent of muscular performance parameters? As far as the authors know, no previous studies have investigated whether kinematic alterations (spatio-temporal adaptations specifically) to increased running velocity differ between those runners with a good jumping ability and those without (an indirect way to measure neuromuscular performance (3)). Therefore, the main goal of this study is to analyse the influence of muscular performance parameters on spatio-temporal gait characteristics during running when gradually

increasing speed. The authors hypothesise that runners with good muscular performance will experience different spatio-temporal adaptations in response to an increase in running velocity than those with a lower muscular performance.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

Endurance runners performed an incremental running test and a battery of jumping tests. An analysis of the dynamic of spatio-temporal gait characteristics at different velocities during running on a treadmill was performed as well as to determine its relationship with the muscular performance parameters (measured in a laboratory setting). A unilateral crossover design was used, with all subjects performing the same protocol and conditions.

Subjects

A group of 51 recreationally trained male endurance runners (age: 28 ± 8 years; height: 178 ± 7 cm; body mass: 73 ± 8 kg) voluntarily participated in this study. All subjects met the inclusion criteria: (i) over 18 years old; (ii) recreationally active (3-4 running sessions per week, at least once on a treadmill); (iii) able to run 5-km in less than 25 minutes; (iv) had not suffered from any injury within the last 6 months before the data collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each subject signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013); it was made clear that the subjects were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Ethics Committee of the San Jorge University (Zaragoza, Spain).

Procedures

The study was conducted in February 2016. At the time of these observations, the subjects had completed between 2 and 4 months of training. Subjects were cited on one specific day and they were individually tested (between 16:00 and 21:00 h). Prior to all testing subjects refrained from severe physical activity for at least 48 h and all testing

was at least 3 h after ingestion of a meal. Tests were performed with the subjects' usual training shoes to attain their most typical performance.

Before the running protocol, the subjects performed a warm-up, which consisted of 10 min of continuous running and 5 min general exercises (high skipping, leg flexion, jumping exercises and short bursts of acceleration). Then, the subjects performed a battery of jumping tests (squat jump [SJ], countermovement jump [CMJ], and 20 cm drop jump [DJ20]), and after that, the subjects performed an incremental running test on a motorized treadmill (Salter M-835, Salter Int., Barcelona, Spain).

The treadmill protocol was preceded by a standardized 10-min accommodation programme. Athletes were experienced in running on a treadmill, but anyway, previous studies (32) on human locomotion have shown that accommodation to a new condition occurs in ~8 min. The running test started at 10 km/h and running speed was increased 1 km/h every 20 s (10 s acclimatization period: 10 s recording period), finishing at 20 km/h for all subjects. The short duration of speed conditions aimed to minimize the effect of fatigue on running kinematics and let most of the subjects complete this speed range (10-20 km/h) at which recreational runners usually run in both training and competition.

Materials and testing

i) Anthropometry. For descriptive purposes, height (cm) and body mass (kg) were determined using a precision stadiometer and balance (SECA 222 and 634, respectively, SECA Corp., Hamburg, Germany). All measurements were taken with the subjects wearing running shorts and underwear.

ii) Biomechanics. Spatio-temporal parameters were measured using the OptoGait system (Optogait; Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults, reporting a high level of correlation with all spatio-temporal parameters by intra-class correlation coefficients (0.785–0.952), coefficients of variation (1.66–4.06%), standard error of measurement (2.17–5.96%), and minimum detectable change (6.01–16.52%) (20). The two parallel bars of the device system were placed on the side edges of the treadmill at the same level as the contact surface. This device was connected to a computer

controlled by the researcher. Data was recorded and averaged for the subsequent analysis. In accordance with the findings from Brown et al. (4), limb dominance was not taken into account. Stride angle, CT, flight time (FT), SL and stride frequency (SF) were measured for every step during the treadmill test.

- CT (s): time from when the foot contacts the ground to when the toes lift off the ground.
- FT (s): time from toe-off to initial ground contact of consecutive footfalls of the same foot.
- SL (m): length the treadmill belt moves from toe-off to initial ground contact in successive steps.
- SF (steps/min): number of ground contact events per minute.
- Stride angle (°): angle of the parable tangent derived from the theoretical arc traced during a stride between the foot and the ground (31). The theoretical parabola for the stride angle determination was calculated by the system through the stride length and the maximal height of the foot during a stride. The determination of stride length is described above, and the maximal height of the foot during a stride was calculated by the Optogait system as indicated by Santos-Concejero et al. (31).

iii) Muscular performance, indirectly measured through jumping test. The CMJ, SJ and DJ20 (from a 20 cm height box) were recorded using the same system (OptoGait, Microgate, Bolzano, Italy), a technology previously validated (14). This device measures the contact time on the floor and the flight time, using photoelectric cells. Flight time was used to calculate the height of the rise using the body's centre of gravity. Subjects performed two trials of every test, with a 15-s recovery period between them with the best trial being used for the statistical analysis. Subjects were encouraged to achieve maximum performance throughout both running and jumping protocols.

Vertical jumping tests are commonly used to evaluate muscular performance (12,13) and the effectiveness of the stretch-shortening cycle (SSC) in runners (10,15). Additionally, the ability to develop force quickly is a requisite ability in most sports and the reactive strength index (RSI) has been developed as a measure of explosive strength

and is derived by evaluating jump height divided by ground contact time during the DJ (11). RSI was also calculated in the current study.

Statistical analysis

Descriptive statistics are represented as mean (SD). Tests of normal distribution and homogeneity (Shapiro-Wilk and Levene's test, respectively) were conducted on all data before analysis. A cluster k-means was performed by grouping according to the jumping tests performance (CMJ, SJ and DJ20). A one-way analysis of variance (ANOVA) was performed in order to compare subgroups (anthropometric characteristic, spatio-temporal and muscular performance parameters). A repeated measures ANOVA was performed to determine the effect of velocity on spatio-temporal parameters for the whole group and the subgroups created. The reliability of jumping ability test (CMJ, DJ20 and SJ) was assessed by using intraclass correlation coefficients (ICCs) between test-retest and confidence interval (CI).

RESULTS

Test-retest reliability analysis of jumping tests performed in this study shows an ICC of 0.986 (95% CI, 0.972–0.993) for the CMJ; 0.963 (95% CI, 0.927–0.981) for the SJ; and 0.883 (95% CI, 0.637–0.963) for the DJ20.

Table 1 shows the anthropometric characteristic of subjects for the whole group and for the subgroups created according to the vertical jump performance. No between-group differences ($p \geq 0.05$) were found in any variable (age, height, body mass, BMI).

TABLE 1 ABOUT HERE

Cluster k-means analysis grouped subjects according to the jumping tests performance, by obtaining a group of good jumpers (GJ, $n = 19$) and a group of bad jumpers (BJ, $n = 32$). Between-group differences (Table 2) were found in CMJ (+ 8.6 cm, $p < 0.001$), DJ20 (+ 5.93 cm, $p < 0.001$), SJ (+ 8.34 cm, $p < 0.001$), and RSI (30.89, $p < 0.001$).

TABLE 2 ABOUT HERE

The effect of velocity on temporal gait parameters is shown in Figure 1. With increased running velocity, CT was shorter and FT was longer (significant changes in every + 1 km/h step, $p < 0.001$) with no significant differences between groups at any running speed ($p \geq 0.05$).

FIGURE 1 ABOUT HERE

The effect of running velocity on spatio-temporal variables (SL, SF and stride angle) is presented in Figure 2. With increased running velocity, SL was longer and SF and stride angle were greater ($p < 0.001$), with no significant differences between groups at any running speed ($p \geq 0.05$).

FIGURE 2 ABOUT HERE

DISCUSSION

This study aimed to analyse the influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations during running at different velocities (incremental, from 10 to 20 km/h). The main finding of the current study was the lack of between-group differences (GJ vs. BJ) in the kinematic adaptations experienced by subjects when they increased running velocity. With increased running velocity, even though in a non-fatigued condition, CT was shorter, FT and SL were longer and SF and stride angle were greater, but no differences were found between groups of good and bad jumpers - an indirect measure of muscular performance (3).

Regarding spatio-temporal adaptations with increased running velocity, the results obtained in the current study reinforce previous studies' findings. It seems clear that to run faster, FT needs to be increased and CT needs to be decreased to aid in repositioning the legs during running (5). Based on that relationship, SF also needs to be increased to run faster (26). More controversial is the dynamic of SL when velocity increases. It has been suggested that SL increases linearly with running velocity up to 25 km.h⁻¹ (5), which is in consonance with our findings (SL increased over the protocol up to 20 km/h). Changes in these parameters during running have been suggested as

influencing factors on impact shock (16,23,24) and, thereby, on risk of injury (21–23). Changes in spatio-temporal parameters at a fixed speed can alter electromyography and kinetics (8,16,21,22,33) and, thereby, the magnitude and rate of impact force loading during the stance phase of running (23). Running injuries may be associated with that magnitude and rate of impact force loading during the stance phase of running (23).

As for the stride angle, the available information is quite limited which makes comparisons much more difficult. A previous study by Santos-Concejero et al. (31) points to stride angle as an easily obtainable measure that reveals greater potential for running performance and RE than other biomechanical variables. The current study shows that stride angle increases with an increased running velocity and this finding is in consonance with the results reported by that study (31). The authors suggest this adaptation may be a marker of the athlete's ability to efficiently maximize FT and minimize CT with effective energy transfer during ground contact. Greater stride angles would lead athletes to experience shorter CT, allowing a better RE (27,31). As indicated by previous studies (31), this phenomenon could be due to an early contraction of the muscles involved in the movement of a stride during the stance phase, leading the centre of mass to be projected forward more efficiently. All these changes in spatio-temporal parameters have also been associated to athletic performance. For example, when SF is manipulated during running the musculoskeletal system alters the mechanical behaviour of its spring system (26) and this yields an effect on parameters related to RE and efficiency (34). Increased SF results in decreased ground CT, vertical displacement of centre of mass, and leg length variation (compression) (26,34). Likewise, CT appears to be a strong and direct determinant of leg stiffness (26) - decreasing CT yielded an increase in leg stiffness and vice versa (26).

On the other hand, the results obtained in the current study indicated that there were no differences in the aforementioned spatio-temporal adaptations with increased running velocity between groups with good and bad jumpers (GJ and BJ, respectively) (an indirect measure of muscular performance (3)). Whereas the effect of running velocity on spatial and temporal parameters seems clear, the involvement of neuromuscular factors on these adaptations has not yet been determined. It seems well established that neuromuscular factors are important determinants of endurance running performance (10,19,28,29). As indicated by Pruyn et al. (30), higher levels of lower-body stiffness

appear to be advantageous for athletes when performing rapid and (or) repeated stretch-shorten cycle movements (i.e. running). Both muscle and tendon properties may be important in this transfer of energy during human locomotion. Stored energy in these springs (muscle and tendon) could conceivably reduce muscle activation and spare energy expenditure, thus improving RE (10), and that is why the authors hypothesised that runners would experience different spatio-temporal adaptations according to their muscular performance. Nevertheless, this study indicates that spatio-temporal adaptations to an incremental running protocol are not determined by muscular parameters, at least in these conditions: amateur endurance runners performing an incremental test in the absence of fatigue. The authors suggest that muscular performance parameters might be much more determinant in the presence of fatigue (exhausted condition), or in the case of considering other variables such as RE or running kinetics.

Finally, some limitations must be taken into consideration when interpreting these results. First, sex differences were not assessed, with females not participating in the current study. Second, the lack of data related to parameters that might play an important role in this relationship, such as ground reaction forces (running kinetic) and RE measures. Notwithstanding these limitations, the current study highlights the dynamic of spatio-temporal parameters during an incremental running test in amateur endurance runners (parameters frequently used by coaches and clinicians for assessing athletes), and determines the lack of influence of neuromuscular parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity (in amateur runners and in the absence of fatigue).

Conclusion

In conclusion, the results obtained indicate that increased running velocity produced no differences in spatio-temporal adaptations between those runners with good jumping ability and those with bad/poor jumping ability. However, taking into consideration the well-known relationship between running performance and neuromuscular performance, the authors suggest that muscular performance parameters might be much more determinant in the presence of fatigue (exhausted condition), or in the case of considering other variables, such as RE or running kinetics.

Practical application

From a practical point of view, these data suggest that coaches and sport scientists should be prudent to establish relationships between running kinematics and neuromuscular parameters through an isolated assessment. It seems that muscular performance parameters do not play a key role in spatio-temporal adaptations experienced by recreational endurance runners with increased velocity (at least, under these conditions: lack of fatigue effects and amateur runners).

References

1. Anderson, T. Biomechanics and Running Economy. *Sport Med* 22: 76–89, 1996.
2. Barnes, KR and Kilding, AE. Running economy: measurement, norms, and determining factors. *Sport Med - Open* 1: 8, 2015.
3. Bosco, C, Tihanyi, J-, Atteri, FL, Fekete, G, Apor, P, and Rusko, H. The effect of fatigue on store and re-use of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 128: 109–117, 1986.
4. Brown, AM, Zifchock, RA, and Hillstrom, HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait Posture* 39: 915–9, 2014.
5. Brughelli, M, Cronin, J, and Chaouachi, A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *J strength Cond Res* 24: 1–7, 2010.
6. Castro, A, LaRoche, DP, Fraga, CHW, and Gonçalves, M. Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. *Sci Sports* 28: e85–e92, 2013.
7. Chan-Roper, M, Hunter, I, W Myrer, J, L Eggett, D, and K Seeley, M. Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *J Sports Sci Med* 11: 77–82, 2012.
8. Chumanov, ES, Wall-Scheffler, C, and Heiderscheit, BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23: 1260–8, 2008.
9. Daoud, AI, Geissler, GJ, Wang, F, Saretsky, J, Daoud, YA, and Lieberman, DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study. *Med Sci Sports Exerc* 44: 1325–1334, 2012.
10. Dumke, CL, Pfaffenroth, CM, McBride, JM, and McCauley, GO. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int J Sports Physiol Perform* 5: 249–61, 2010.

11. Ebben, WP and Petushek, EJ. Using the reactive strength index modified to evaluate plyometric performance. *J strength Cond Res* 24: 1983–7, 2010.
12. García-Pinillos, F, Soto-Hermoso, VM, and Latorre-Román, PA. Acute effects of extended interval training on countermovement jump and handgrip strength performance in endurance athletes: postactivation potentiation. *J strength Cond Res* 29: 11–21, 2015.
13. García-Pinillos, F, Soto-Hermoso, VM, and Latorre-Román, PÁ. Acute Physiological and Thermoregulatory Responses to Extended Interval Training in Endurance Runners: Influence of Athletic Performance and Age. *J Hum Kinet* 49: 209–17, 2015.
14. 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: 556–60, 2011.
15. Harrison, AJ, Keane, SP, and Coglan, J. Force-velocity relationship and stretch-shortening cycle function in sprint and endurance athletes. *J Strength Cond Res* 18: 473–9, 2004.
16. 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.
17. Heise, GD and Martin, PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol* 84: 438–442, 2001.
18. Higashihara, A, Ono, T, Kubota, J, Okuwaki, T, and Fukubayashi, T. Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *J Sports Sci* 28: 1085–92, 2010.
19. Hudgins, B, Scharfenberg, J, Triplett, NT, and McBride, JM. Relationship between jumping ability and running performance in events of varying distance. *J strength Cond Res* 27: 563–7, 2013.
20. Lee, MM, Song, CH, Lee, KJ, Jung, SW, Shin, DC, and Shin, SH. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *J Phys Ther Sci* 26: 81–5, 2014.
21. Lenhart, RL, Thelen, D, and Heiderscheit, B. Hip muscle loads during running at various step rates. *J Orthop Sports Phys Ther* 44: 766–74, 1–4, 2014.

22. Lenhart, RL, Thelen, DG, Wille, CM, Chumanov, ES, and Heiderscheit, BC. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med Sci Sports Exerc* 46: 557–564, 2014.
23. Mercer, JA, Devita, P, Derrick, TR, and Bates, BT. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Med Sci Sports Exerc* 35: 307–313, 2003.
24. Mercer, JA, Vance, J, Hreljac, A, and Hamill, J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *Eur J Appl Physiol* 87: 403–8, 2002.
25. Mooses, M, Mooses, K, Haile, DW, Durussel, J, Kaasik, P, and Pitsiladis, YP. Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners. *J Sports Sci* 33: 136–44, 2015.
26. Morin, JB, Samozino, P, Zameziati, K, and Belli, A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 40: 3341–8, 2007.
27. Novacheck, TF. The biomechanics of running. *Gait Posture* 7: 77–95, 1998.
28. Nummela, A, Paavolainen, L, Sharwood, K, Lambert, M, Noakes, T, and Rusko, H. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 97: 1–8, 2006.
29. Paavolainen, L, Hakkinen, K, Hamalainen, I, Nummela, A, and Rusko, H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *J Appl Physiol* 86: 1527–1533, 1999.
30. Pruyn, EC, Watsford, M, and Murphy, A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Metab* 39: 1144–50, 2014.
31. Santos-Concejero, J, Tam, N, Granados, C, Irazusta, J, Bidaurrezaga-Letona, I, Zabala-Lili, J, et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J strength Cond Res* 28, 2014.
32. Schieb, DA. Kinematic Accommodation of Novice Treadmill Runners. *Res Q Exerc Sport* 57: 1–7, 1986.
33. Schubert, AG, Kempf, J, and Heiderscheit, BC. Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports Health* 6: 210–7, 2014.

34. Tartaruga, MP, Brisswalter, J, Peyré-Tartaruga, LA, Ávila, AOV, Alberton, CL, Coertjens, M, et al. The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. *Res Q Exerc Sport* 83: 367–375, 2012.

FIGURE LEGENDS

Figure 1. Temporal parameters (CT and FT) with increased running velocity for the whole group and groups created according to jumping ability.

Figure 2. Spatio-temporal parameters with increased running velocity for the whole group and groups created according to jumping ability.

ACCEPTED

Table 1. Characteristic of participants (mean, SD).

Variables	Males (n=51)	Good jumpers (n = 19)	Bad jumpers (n = 32)	p-value
Age (years)	27.56 (7.54)	26.50 (5.02)	28.19 (8.7)	0.442
Height (m)	1.78 (0.07)	1.79 (0.05)	1.77 (0.08)	0.544
Body mass (kg)	73.12 (7.96)	73.68 (6.68)	72.77 (8.74)	0.699
BMI	22.09 (1.82)	23.10 (1.69)	23.09 (1.92)	0.977

BMI: body mass index

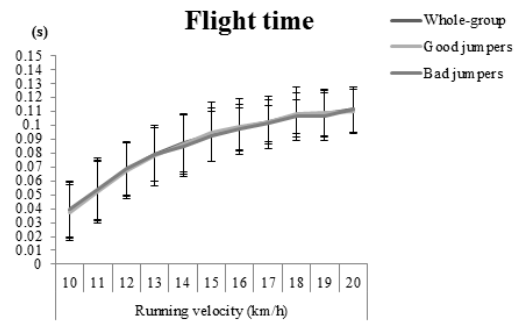
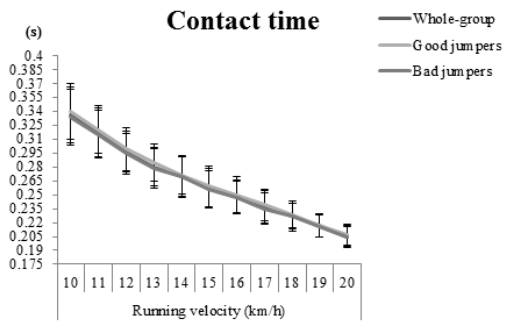
ACCEPTED

Table 2. Jumping test performance (mean, SD).

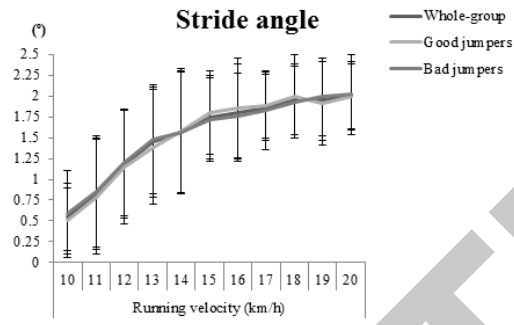
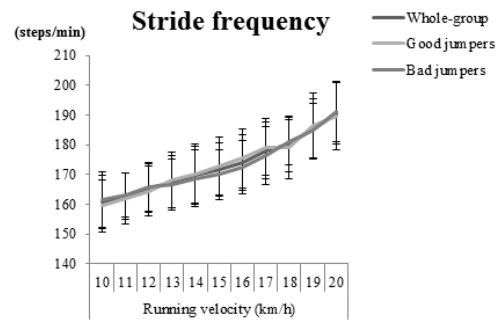
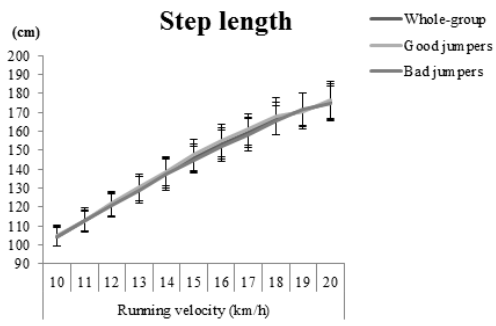
Variables	Males (n=51)	Good jumpers (n = 19)	Bad jumpers (n = 32)	p-value
CMJ (cm)	33.46 (5.56)	38.86 (3.84)	30.26 (3.59)	< 0.001
DJ20 (cm)	29.02 (4.76)	32.61 (4.85)	26.88 (3.19)	< 0.001
SJ (cm)	27.45 (5.59)	32.69 (4.43)	24.35 (3.49)	< 0.001
RSI	122.41 (30.62)	141.78 (25.24)	110.89 (27.83)	< 0.001

CMJ: countermovement jump; DJ20cm: drop jump from a 20 cm height; SJ: squat jump; RSI: reactive strength index (height reached during DJ20 / contact time)

ACCEPTED



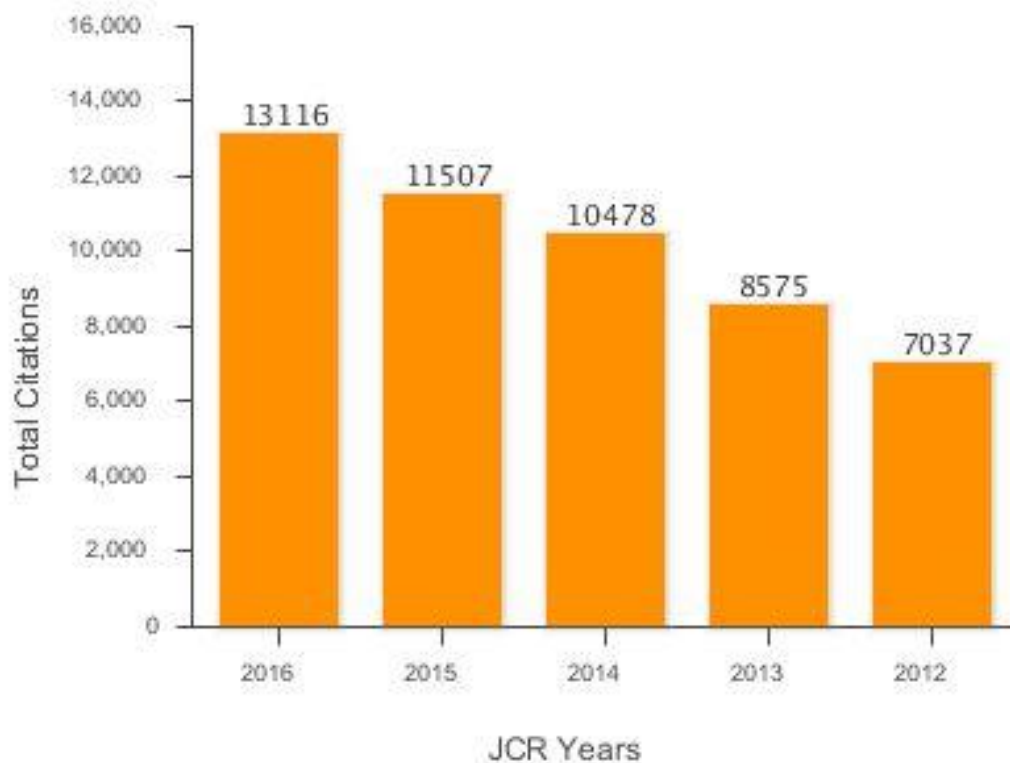
ACCEPTED



ACCEPTED

Journal Profile: JOURNAL OF STRENGTH AND CONDITIONING RESEARCH

Essential Science Indicators : Total Citations Graph



Journal Citation Report : Impact factor

JCR Year	SPORT SCIENCES		
	Rank	Quartile	JIF Percentile
2016	28/81	Q2	66.049
2015	25/82	Q2	70.122
2014	23/81	Q2	72.222
2013	29/81	Q2	64.815
2012	31/84	Q2	63.690
2011	30/85	Q2	65.294
2010	33/80	Q2	59.375
2009	34/73	Q2	54.110
2008	46/71	Q3	35.915
2007	26/72	Q2	64.583
2006	28/73	Q2	62.329
2005	28/70	Q2	60.714
2004	31/71	Q2	57.042
2003	36/71	Q3	50.000
2002	36/69	Q3	48.551
2001	38/68	Q3	44.853

Journal Profile: JOURNAL OF STRENGTH AND CONDITIONING RESEARCH

JCR Year	SPORT SCIENCES		
	Rank	Quartile	JIF Percentile
2000	37/61	Q3	40.164
1999	36/60	Q3	40.833
1998	38/58	Q3	35.345

Essential Science Indicators : Total Citations

JCR Year	CLINICAL MEDICINE
2016	175/2029-Q1
2014	196/1975-Q1
2015	188/2012-Q1
2012	250/1961-Q1
2013	223/1955-Q1

ANEXO III

Curricula del doctorando

Fecha del CVA	15/11/2017
----------------------	------------

Parte A. DATOS PERSONALES

Nombre y Apellidos	Luis Enrique Roche Seruendo		
DNI	25191104D	Edad	32
Núm. identificación del investigador	Researcher ID		
	Scopus Author ID		
	Código ORCID		

A.1. Situación profesional actual

Organismo	Universidad San Jorge		
Dpto. / Centro			
Dirección	C Santa Inés 7 1ºB Esc. Derecha, 50003, Zaragoza		
Teléfono	(0034) 676637873	Correo electrónico	leroche@usj.es
Categoría profesional	Docente	Fecha inicio	2009
Espec. cód. UNESCO	240604 - Biomecánica; 321311 - Fisioterapia		
Palabras clave			

A.2. Formación académica (título, institución, fecha)

Licenciatura/Grado/Doctorado	Universidad	Año
Máster en Rendimiento Deportivo, Tecnificación y Alto Nivel (RETAN)	Universitat de Barcelona	2013
Abordaje de los aspectos biopsicosociales en fisioterapia	Centro de Fisioterapia Valdespartera	2013
Curso Práctico de Metodología de Investigación en Ciencias de la Salud: Bases documentales, Epidemiología y Bioestadística	Ilustre colegio de fisioterapeutas de Aragón	2013
Curso Síndrome de alteración del movimiento de la columna lumbar y cintura escapular-hombro.	Universitat de València	2012
Anatomy in Motion	Anatomy in motion (UK)	2012
Curso de especialización en la técnica DNHS	Centro de Fisioterapia Valdespartera	2012
Formación en Metodología de Acreditación de la Formación Continuada	Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud	2012
Concepto Mulligan Nivel AB	Universidad Europea de Madrid	2011
Curso de electrólisis percutánea intratisular (EPI) en el tratamiento de lesiones de tejidos blandos del aparato locomotor. Nivel 1	CEREDE	2011
Curso de actualización en biomecánica 2ª ed	Colegio de podólogos de Aragón	2011
Máster en terapia manual ortopédica. Concepto Kaltenborn-Evjenth	Universidad de Zaragoza	2011
Postgrado en Biomecánica	Universitat Politècnica de Catalunya	2011
Análisis biomecánico del pie infantil	Colegio de podólogos de Aragón	2010
Fisioterapia Conservadora e invasiva del síndrome de dolor miofascial.	Seminarios Travell&Simons	2010
	Colegio de podólogos de Aragón	2010

Licenciatura/Grado/Doctorado	Universidad	Año
Análisis biomecánico y nuevas tendencias en exploración biomecánica del pie		
Podología	Universitat de Barcelona	2009
Curso de Patología del Pie del Profesor		2008
Curso de Rehabilitación Respiratoria	Consortio Sanitario Integral de Catalunya	2008
Fisioterapia	Universidad de Zaragoza	2006
Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo (Método Perfetti) en el hemipléjico adulto.	Universidad de Granada	2006
Atención temprana	Universidad de Zaragoza	2006
Curso de postgrado en Fibrólisis Diacutánea. Método K-Ekmann	Universidad de Zaragoza	2006
Estiramientos y autoestiramientos. Concepto OMT Kaltenborn-Evjenth.	Universidad de Zaragoza	2006
Fisioterapia en la discapacidad motora de origen infantil	Universidad de Zaragoza	2006
Fisioterapia en estética y fitness	Universidad de Zaragoza	2005
<input type="checkbox"/> Disfunción miccional en la mujer y el varón. Opciones terapéuticas actuales en fisioterapia	Universidad de Granada	2004
Patología del pie y sus repercusiones		2003

A.3. Indicadores generales de calidad de la producción científica

Parte B. RESUMEN LIBRE DEL CURRÍCULUM

Parte C. MÉRITOS MÁS RELEVANTES (ordenados por tipología)

C.1. Publicaciones

- Artículo científico.** Roche-Seruendo, L.E; et al. 2017. Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running Journal of sports sciences. Taylor and Francis Online. 25, pp.1-6.
- Artículo científico.** Latorre Román, P.A; et al. 2017. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity Journal of strength and conditioning research. Lippincott Williams & Wilkins. 10.1519/JSC.00000000.
- Artículo científico.** Luis Enrique Roche Seruendo. 2011. Los pies en las diferentes culturas: los pies en la India El peu. Associació Catalana de Podòlegs. 21-3, pp.74-82.
- Capítulo de libro.** Luis Enrique Roche Seruendo. 2008. Patología del pie en el ciclista, diagnóstico y autotratamiento La salud del ciclista: prevención y cuidado de lesiones. P. Herrero Gallego, 2008.

C.2. Proyectos

C.3. Contratos

C.4. Patentes



Luis Enrique Roche Seruendo

Generado desde: Editor CVN de FECYT

Fecha del documento: 15/11/2017

v 1.4.0

7f4098dcb9cb2e202f222f9cc9aa63b3

Este fichero electrónico (PDF) contiene incrustada la tecnología CVN (CVN-XML). La tecnología CVN de este fichero permite exportar e importar los datos curriculares desde y hacia cualquier base de datos compatible. Listado de Bases de Datos adaptadas disponible en <http://cvn.fecyt.es/>

**Luis Enrique Roche Seruendo**

Apellidos: **Roche Seruendo**
 Nombre: **Luis Enrique**
 DNI: **25191104D**
 Fecha de nacimiento: **03/01/1985**
 Sexo: **Hombre**
 Nacionalidad: **España**
 País de nacimiento: **España**
 C. Autón./Reg. de nacimiento: **Aragón**
 Provincia de contacto: **Zaragoza**
 Ciudad de nacimiento: **Zaragoza**
 Dirección de contacto: **C Santa Inés 7 1ºB Esc. Derecha**
 Código postal: **50003**
 País de contacto: **España**
 C. Autón./Reg. de contacto: **Aragón**
 Ciudad de contacto: **Zaragoza**
 Teléfono fijo: **(0034) 976440816**
 Correo electrónico: **leroche@usj.es**
 Teléfono móvil: **(0034) 676637873**

Situación profesional actual

Entidad empleadora: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Departamento: Facultad de Ciencias de la Salud
Categoría profesional: Docente
Fecha de inicio: 01/10/2009
Modalidad de contrato: Contrato laboral indefinido **Régimen de dedicación:** Tiempo completo
Primaria (Cód. Unesco): 240604 - Biomecánica; 321311 - Fisioterapia

Cargos y actividades desempeñados con anterioridad

	Entidad empleadora	Categoría profesional	Fecha de inicio
1	Universidad San Jorge	Coordinador academico	01/10/2011
2	Podoaactiva	Podólogo	01/09/2009
3	Centro Fisioterapia Valdespartera	Fisioterapeuta y Podólogo	01/09/2009
4	Real Club de Tenis de Zaragoza	Fisitoerapeuta	01/07/2009
5	Consortio Sanitario Integral de Catalunya	Fisioterapeuta a domicilio	01/02/2007
6	Asherco	Fisioterapeuta	01/07/2008
7	Centros Cruz Navarro	Fisioterapeuta a domicilio	01/05/2007
8	Nova Icaria Sport Club	Fisioterapeuta	01/05/2007
9	CROT (Centro de Rehabilitación en Ortopedia y Traumatología)	Fisioterapeuta a domicilio	01/02/2007



	Entidad empleadora	Categoría profesional	Fecha de inicio
10	FREMAP	Fisioterapeuta	01/08/2006
11	Universidad San Pablo CEU	Docente Máster de Fisioterapia en Pediatría	2012
12	Universitat Autònoma de Barcelona	Docente - Curso Nuevas Tecnologías aplicadas a la biomecánica de la extremidad inferior	2011

- 1 **Entidad empleadora:** Universidad San Jorge
Categoría profesional: Coordinador academico
Fecha de inicio-fin: 01/10/2011 - 01/10/2016
Tipo de entidad: Universidad
Duración: 5 años
- 2 **Entidad empleadora:** Podoactiva
Categoría profesional: Podólogo
Fecha de inicio-fin: 01/09/2009 - 01/09/2011
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 2 años
- 3 **Entidad empleadora:** Centro Fisioterapia Valdespartera
Categoría profesional: Fisioterapeuta y Podólogo
Fecha de inicio-fin: 01/09/2009 - 01/09/2011
Duración: 2 años
- 4 **Entidad empleadora:** Real Club de Tenis de Zaragoza
Categoría profesional: Fisioterapeuta
Fecha de inicio-fin: 01/07/2009 - 08/07/2009
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 7 días
- 5 **Entidad empleadora:** Consorcio Sanitario Integral de Catalunya
Categoría profesional: Fisioterapeuta a domicilio
Fecha de inicio-fin: 01/02/2007 - 01/02/2009
Tipo de entidad: Consorcio
Duración: 2 años
- 6 **Entidad empleadora:** Asherco
Categoría profesional: Fisioterapeuta
Fecha de inicio-fin: 01/07/2008 - 01/09/2008
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 2 meses
- 7 **Entidad empleadora:** Centros Cruz Navarro
Categoría profesional: Fisioterapeuta a domicilio
Fecha de inicio-fin: 01/05/2007 - 01/12/2007
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 7 meses
- 8 **Entidad empleadora:** Nova Icaria Sport Club
Categoría profesional: Fisioterapeuta
Fecha de inicio-fin: 01/05/2007 - 01/07/2007
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 2 meses
- 9 **Entidad empleadora:** CROT (Centro de Rehabilitación en Ortopedia y Traumatología)
Categoría profesional: Fisioterapeuta a domicilio
Fecha de inicio-fin: 01/02/2007 - 01/07/2007
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 5 meses
- 10 **Entidad empleadora:** FREMAP
Categoría profesional: Fisioterapeuta
Fecha de inicio-fin: 01/08/2006 - 01/09/2006
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Duración: 1 mes



- 11** **Entidad empleadora:** Universidad San Pablo CEU **Tipo de entidad:** Universidad
Categoría profesional: Docente Máster de Fisioterapia en Pediatría
Fecha de inicio: 2012 **Duración:** 2 días
- 12** **Entidad empleadora:** Universitat Autònoma de Barcelona **Tipo de entidad:** Universidad
Categoría profesional: Docente - Curso Nuevas Tecnologías aplicadas a la biomecánica de la extremidad inferior
Fecha de inicio: 2011 **Duración:** 1 día



Formación académica recibida

Titulación universitaria

Estudios de 1º y 2º ciclo, y antiguos ciclos (Licenciados, Diplomados, Ingenieros Superiores, Ingenieros Técnicos, Arquitectos)

- 1 Titulación universitaria:** Titulado Superior
Nombre del título: Máster en Rendimiento Deportivo, Tecnificación y Alto Nivel (RETAN)
Entidad de titulación: Universitat de Barcelona **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2013
- 2 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Abordaje de los aspectos biopsicosociales en fisioterapia
Entidad de titulación: Centro de Fisioterapia Valdespartera **Tipo de entidad:** Entidad Empresarial
Fecha de titulación: 2013
- 3 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso Práctico de Metodología de Investigación en Ciencias de la Salud: Bases documentales, Epidemiología y Bioestadística
Entidad de titulación: Ilustre colegio de fisioterapeutas de Aragón **Tipo de entidad:** Colegio profesional
Fecha de titulación: 2013
- 4 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso Síndrome de alteración del movimiento de la columna lumbar y cintura escapular-hombro.
Entidad de titulación: Universitat de València **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2012
- 5 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Anatomy in Motion
Entidad de titulación: Anatomy in motion (UK) **Tipo de entidad:** Entidad Empresarial
Fecha de titulación: 2012
- 6 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso de especialización en la técnica DNHS
Entidad de titulación: Centro de Fisioterapia Valdespartera **Tipo de entidad:** Entidad Empresarial
Fecha de titulación: 2012
- 7 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Formación en Metodología de Acreditación de la Formación Continuada
Entidad de titulación: Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud **Tipo de entidad:** Entidad Gestora del Sistema Nacional de Salud
Fecha de titulación: 2012



- 8 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Concepto Mulligan Nivel AB
Entidad de titulación: Universidad Europea de Madrid
Tipo de entidad: Universidad
Fecha de titulación: 2011
- 9 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso de electrólisis percutánea intratisular (EPI) en el tratamiento de lesiones de tejidos blandos del aparato locomotor. Nivel 1
Entidad de titulación: CEREDE
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Fecha de titulación: 2011
- 10 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso de actualización en biomecánica 2ª ed
Entidad de titulación: Colegio de podólogos de Aragón
Tipo de entidad: Colegio Profesional
Fecha de titulación: 2011
- 11 Titulación universitaria:** Máster
Nombre del título: Máster en terapia manual ortopédica. Concepto Kaltenborn-Evjenth
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza
Tipo de entidad: Universidad
Fecha de titulación: 2011
- 12 Titulación universitaria:** Postgrado
Nombre del título: Postgrado en Biomecánica
Entidad de titulación: Universitat Politècnica de Catalunya
Tipo de entidad: Universidad
Fecha de titulación: 2011
- 13 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Análisis biomecánico del pie infantil
Entidad de titulación: Colegio de podólogos de Aragón
Fecha de titulación: 2010
- 14 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Fisioterapia Conservadora e invasiva del síndrome de dolor miofascial.
Entidad de titulación: Seminarios Travell&Simons
Tipo de entidad: Entidad Empresarial
Fecha de titulación: 2010
- 15 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Análisis biomecánico y nuevas tendencias en exploración biomecánica del pie
Entidad de titulación: Colegio de podólogos de Aragón
Tipo de entidad: Colegio profesional
Fecha de titulación: 2010
- 16 Titulación universitaria:** Titulado Superior
Nombre del título: Podología
Entidad de titulación: Universitat de Barcelona
Tipo de entidad: Universidad
Fecha de titulación: 2009



- 17 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso de Patología del Pie del Profesor
Fecha de titulación: 2008
- 18 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Curso de Rehabilitación Respiratoria
Entidad de titulación: Consorcio Sanitario Integral **Tipo de entidad:** Consorcio de Catalunya
Fecha de titulación: 2008
- 19 Titulación universitaria:** Titulado Superior
Nombre del título: Fisioterapia
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2006
- 20 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo (Método Perfetti) en el hemipléjico adulto.
Entidad de titulación: Universidad de Granada **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2006
- 21 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Atención temprana
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2006
- 22 Titulación universitaria:** Curso de postgrado
Nombre del título: Curso de postgrado en Fibrólisis Diacutánea. Método K-Ekmann
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2006
- 23 Titulación universitaria:** Seminario
Nombre del título: Estiramientos y autoestiramientos. Concepto OMT Kaltenborn-Evjenth.
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2006
- 24 Titulación universitaria:** Seminario
Nombre del título: Fisioterapia en la discapacidad motora de origen infantil
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2006
- 25 Titulación universitaria:** Seminario
Nombre del título: Fisioterapia en estética y fitness
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2005
- 26 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Disfunción miccional en la mujer y el varón. Opciones terapéuticas actuales en fisioterapia
Entidad de titulación: Universidad de Granada **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2004



- 27 Titulación universitaria:** Curso
Nombre del título: Patología del pie y sus repercusiones
Fecha de titulación: 2003

Conocimiento de idiomas

Idioma	Comprensión auditiva	Comprensión de lectura	Interacción oral	Expresión oral	Expresión escrita
Francés	A1	A1	A1	A1	A1
Catalán	B1	B1	A1	A1	A1
Italiano	B1	B1	B1	B1	B1
Inglés	C1	C1	C1	C1	B1
Español	C2	C2	C2	C2	C2

Actividad docente

Formación académica impartida

- Nombre de la asignatura/curso:** Cinesiterapia
Titulación universitaria: Graduado o Graduada en Fisioterapia
Fecha de inicio: 01/10/2009 **Fecha de finalización:** 30/07/2013
Fecha de finalización: 30/07/2013
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Facultad, instituto, centro: Facultad de Ciencias de la Salud
- Nombre de la asignatura/curso:** Fundamentos de Fisioterapia
Titulación universitaria: Graduado o Graduada en Fisioterapia
Fecha de inicio: 01/10/2009 **Fecha de finalización:** 30/07/2013
Fecha de finalización: 30/07/2013
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Facultad, instituto, centro: Facultad de ciencias de la salud
- Nombre de la asignatura/curso:** Herramientas de Valoración en Fisioterapia pediátrica
Titulación universitaria: Postgrado en Fisioterapia Pediátrica
Fecha de inicio: 2012 **Fecha de finalización:** 2013
Fecha de finalización: 2013
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
- Nombre de la asignatura/curso:** Biomecánica humana
Titulación universitaria: Graduado o Graduada en Fisioterapia
Fecha de inicio: 01/09/2012
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Facultad, instituto, centro: Facultad de ciencias de la salud
- Nombre de la asignatura/curso:** Fisioterapia deportiva
Titulación universitaria: Graduado o Graduada en Fisioterapia
Fecha de inicio: 01/09/2012

**Entidad de realización:** Universidad San Jorge**Tipo de entidad:** Universidad**Facultad, instituto, centro:** Facultad de ciencias de la salud

Actividad sanitaria

Cursos y seminarios impartidos orientados a la mejora de la atención de salud para profesionales sanitarios

Nombre del curso: ACTUALIZACIÓN EN EJERCICIO TERAPÉUTICO DE LA MARCHA**Ciudad entidad organizadora:** Zaragoza, Aragón, España**Entidad de realización:** Centro de Fisioterapia
Valdespartera**Tipo de entidad:** Entidad Empresarial**Ciudad entidad realización:** Zaragoza, Aragón, España

ACTUALIZACIÓN EN EJERCICIO TERAPÉUTICO DE LA MARCHA.

Fecha de inicio-fin: 12/05/2013 - 19/05/2013

Actividades científicas y tecnológicas

Producción científica

Publicaciones, documentos científicos y técnicos

- 1 Luis Enrique Roche Seruendo; Felipe García Pinillos; Isabel Auría Martín; Ana Vanessa Bataller Cerveró; Pedro Ángel Latorre Román; Víctor Manuel Soto Hermoso. Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running. Journal of sports sciences. 25, pp. 1 - 6. Taylor and Francis Online, 2017.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
Autor de correspondencia: No
- 2 Pedro Angel Latorre Román; Luis Enrique Roche Seruendo; Felipe García Pinillos; Joana Haicaguerre; Ana Vanessa Bataller Cervero; Victor Manuel Soto Hermoso. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity. Journal of strength and conditioning research. 10.1519/JSC.00000000, Lippincott Williams & Wilkins, 2017.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
Autor de correspondencia: No
- 3 Luis Enrique Roche Seruendo. Los pies en las diferentes culturas: los pies en la India. El peu. 21 - 3, pp. 74 - 82. Associació Catalana de Podòlegs, 2011.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
- 4 Luis Enrique Roche Seruendo. Patología del pie en el ciclista, diagnóstico y autotratamiento. La salud del ciclista: prevención y cuidado de lesiones. P. Herrero Gallego, 2008, 2008.
Tipo de producción: Capítulo de libro **Tipo de soporte:** Libro

Trabajos presentados en congresos nacionales o internacionales

- 1 Título del trabajo:** Tecnologías Low-Cost para el análisis de la marcha. Una herramienta al alcance de todos
Nombre del congreso: I Jornadas de Actualización en Fisioterapia Pediátrica de la SEFIP (Sociedad Española de Fisioterapia Pediátrica).
Ciudad de celebración: Toledo, Castilla-La Mancha, España
Fecha de celebración: 27/04/2013
Fecha de finalización: 27/04/2013
Entidad organizadora: SEFIP (Sociedad Española de Fisioterapia en Pediatría) **Tipo de entidad:** Sociedad
Ciudad entidad organizadora: España
"Tecnologías Low-Cost para el análisis de la marcha. Una herramienta al alcance de todos".
- 2 Título del trabajo:** Herramientas Low-Cost para el análisis visual de la marcha
Nombre del congreso: I Congreso de estudiantes de USJ con el título "Neurociencia y Movimiento"
Ciudad de celebración: Villanueva de Gállego, Aragón, España
Fecha de celebración: 14/04/2013
Fecha de finalización: 14/04/2013
Entidad organizadora: AEFTZ-USJ (Asociación de estudiantes de fisioterapia de Zaragoza - Universidad San Jorge) **Tipo de entidad:** Asociaciones y Agrupaciones
Ciudad entidad organizadora: Zaragoza, Aragón, España
Luis Enrique Roche Seruendo. "Herramientas Low-Cost para el análisis visual de la marcha".
- 3 Título del trabajo:** Vendaje Multicapa
Nombre del congreso: Curso Nacional de la disfunción miccional en la mujer y varón. Opciones terapéuticas actuales en fisioterapia.
Ciudad de celebración: Mojacar, Andalucía, España
Fecha de finalización: 2004
Entidad organizadora: FUNDACION EMPRESA UNIVERSIDAD DE GRANADA
Ciudad entidad organizadora: Granada, Andalucía, España
Luis Enrique Roche Seruendo. "Vendaje Multicapa".

Otros méritos

Estancias en centros de I+D+i públicos o privados

Entidad de realización: Universidad de Granada **Tipo de entidad:** Universidad
Ciudad entidad realización: Granada, Andalucía, España
Fecha de inicio-fin: 22/01/2015 - 30/01/2015 **Duración:** 8 días
Objetivos de la estancia: Doctorado/a
Tareas contrastables: Estudio de investigación proyecto "Foot Character"