



VNIVERSITAT E VALÈNCIA



Facultat de Ciències de la Activitat Física i l'Esport

Departamento de educación física y deportiva
Programa de doctorado en actividad física y deporte

**Análisis de la plantilla deportiva: prefabricadas vs personalizadas
sobre parámetros biomecánicos en fatiga durante la carrera**

**Sports foot orthoses analysis: prefabricated vs custom-made on
biomechanical parameters during a fatiguing run**

Tesis doctoral presentada por:

Dña. Marina Gil Calvo

Dirigida por:

Dr. Pedro Pérez Soriano

Valencia, Septiembre de 2018

INFORME DE ACEPTACIÓN PARA EL DEPOSITO PROVISIONAL TESIS POR PARTE DEL DIRECTOR

D. Pedro Pérez Soriano, profesor titular en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia,

Informa que la presente tesis doctoral dirigida bajo su tutela en este Departamento por parte de Dña. Marina Gil Calvo y con título *“ANALISIS DE LA PLANTILLA DEPORTIVA: PREFABRICADAS VS PERSONALIZAS SOBRE PARAMETROS BIOMECANICOS EN FATIGA DURANTE LA CARRERA”* es apta para su defensa.

Para que así conste, firmo la presente en Valencia a 12 de Julio de 2018.



Fdo. Pedro Pérez Soriano

**Para todos los que me han acompañado
con ilusión en la realización de la
presente tesis**

AGRADECIMIENTOS

El proceso de realizar una tesis doctoral es muy largo y existen numerosos elementos durante los años de formación que influyen en que el doctorando pueda conseguir sus objetivos. En primer lugar, me gustaría agradecer a la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universitat de València por el material, la instrumentación, las instalaciones y los recursos humanos que han puesto a mi disposición durante los años que llevo en la institución.

Agradecer también a todos los profesores que he tenido en los diferentes ciclos formativos de mi vida que han contribuido a generar las inquietudes que me han llevado a alcanzar el mayor grado académico que se puede conseguir. Me gustaría mostrar un especial agradecimiento a mi director el Dr Pedro Pérez Soriano, que me acogió en su grupo de investigación sin conocerme, al llegar de otra universidad, y sin tener referencias de mí. Muchas gracias por tu confianza en aquellos días, por todo el conocimiento que me has aportado durante estos cinco años que llevamos trabajando juntos y, no solo eso, sino también por el trato humano y cercano que has tenido durante todo este tiempo.

Quiero agradecer también a mis compañeros del Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte (GIBD) de la Universitat de València. A Jose, que me acogió como si fuera su estudiante desde el principio, enseñándome todo lo que sé de la Termografía Infrarroja y que gracias a él se ha convertido en una de mis pasiones en el mundo de la investigación. A Irene, que ha sido mi pepito grillo durante estos últimos años, me ha ayudado a encontrar no sólo a una gran compañera de trabajo, sino a una amiga con la que sé que puedo contar siempre que lo necesite, gracias por aguantarme durante estos últimos meses pidiéndote consejo cada cinco minutos y ya sabes que *“la respuesta siempre será sí, no hay alternativa”*. A Inma, que me ayudó a conocer el mundo de la empresa y a saber desenvolverme en ámbitos de trabajo que quizás no eran los más propicios. A Rober, Jose Vicente, Ángel y todos los compañeros que forman y han formado parte del Grupo, porque sin su ayuda todo hubiera sido mucho más difícil.

Durante el proceso de tesis se asoman diferentes obstáculos (especialmente mentales) que sin la ayuda de las personas más cercanas sería imposible sortearlos. Por ello, sólo puedo dedicarles palabras de gratitud a toda mi familia, pero especialmente a mis padres que me han enseñado que en la vida tienes que poner todo tu esfuerzo, constancia y trabajo para conseguir tus objetivos. Muchas gracias por el apoyo que me habéis dado a lo largo

AGRADECIMIENTOS

de toda mi vida, por los sabios consejos que a veces no escucho, pero siempre tenéis la paciencia de repetirme y por todo el esfuerzo que habéis dedicado a lo largo de vuestra vida para que consiga mis metas. Sois un ejemplo para mí, un espejo en el que me gusta verme reflejada, porque hacéis que, aunque las cosas parezcan imposibles, con trabajo se pueden conseguir.

Agradecer también a mis amigos, tanto los que en algún momento por circunstancias se han alejado un poco de mi camino, como a aquellos que han estado y seguirán estando siempre a mi lado. Especialmente, muchas gracias Lucía, porque has sido un apoyo constante desde hace demasiado tiempo y sé que no voy a encontrar otra persona que me entienda de la forma en la que tú lo haces y, como no, a Roberto por haber elegido acompañarte y en cierto modo acompañarme a mí a lo largo de nuestras innumerables *aventuras* (ya sabéis por qué lo digo). Gracias Nerea, porque fuiste mi complemento perfecto en aquellos primeros trabajos de la universidad y fíjate dónde he llegado.

Y, por último, pero no por ello menos importante, a todos los participantes del presente trabajo, ya que sin personas que se prestan de manera voluntaria a acudir al laboratorio, nuestro trabajo no sería posible.

GRACIAS A TOD@S.

ÍNDICE

RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRESENTE TESIS.....	V
Financiación y subvenciones.....	V
Publicaciones.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XI
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	XV
RESUMEN.....	XIX
ABSTRACT (<i>English</i>).....	XXI
1.- INTRODUCCIÓN.....	3
1.1.- La actividad física y la carrera.....	3
1.2.- La técnica de carrera.....	6
1.3.- La importancia de la fatiga en la carrera.....	11
1.4.- Las lesiones durante la carrera.....	17
1.5.- Los soportes plantares en la carrera.....	24
1.5.1.- Tipos de soportes plantares.....	24
1.5.2.- La importancia de los soportes plantares para los corredores.....	29
1.5.2.1.- Prevención y tratamiento de lesiones.....	29
1.5.2.2.- Rendimiento deportivo.....	31
2.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS.....	41
3.- METODOLOGÍA.....	47
3.1.- Diseño Experimental.....	47
3.1.1.- Participantes.....	47
3.1.2.- Clasificación del tipo de pie y personalización de los soportes plantares.....	48
3.1.3.- Protocolo.....	51
3.2.- Análisis de la fatiga.....	56
3.2.1.- Equipamiento.....	56
3.2.2.- Metodología del análisis de la fatiga.....	57
3.2.3.- Análisis de datos de fatiga.....	57
3.3.- Análisis termográfico.....	58
3.3.1.- Equipamiento.....	58
3.3.2.- Metodología del análisis termográfico.....	58
3.3.3.- Análisis de datos termográficos.....	60

3.4.- Análisis cinemático 2D de las variables angulares: Fotogrametría.....	63
3.4.1.- Equipamiento	63
3.4.2.- Metodología del análisis de las variables angulares	64
3.4.3.- Análisis de los datos angulares	66
3.5.- Análisis de parámetros espacio-temporales: Medición Óptica	68
3.5.1.- Equipamiento	68
3.5.2.- Metodología del análisis de los parámetros espacio-temporales	68
3.5.3.- Análisis de datos de los parámetros espacio-temporales	69
3.6.- Análisis de la percepción confort.....	70
3.6.1.- Equipamiento	70
3.6.2.- Metodología del análisis del confort	70
3.6.3.- Análisis de datos de confort	71
3.7.- Análisis Estadístico	72
4.- RESULTADOS	77
4.1.- Análisis de la fatiga	77
4.2.- Análisis de la temperatura superficial de la piel.....	79
4.2.1.- Comportamiento térmico de las piernas en la carrera	79
4.2.2.- Efecto de los soportes plantares en la temperatura las piernas en la carrera ...	82
4.2.3.- Comportamiento térmico de las plantas de los pies en la carrera	85
4.2.4.- Efecto de los soportes plantares en la temperatura de las plantas de los pies en la carrera	88
4.3.- Análisis cinemático 2D de las variables angulares.....	94
4.3.1.- Efecto de los soportes plantares en la flexión de rodilla	94
4.3.2.- Efecto de la fatiga en la flexión de rodilla	95
4.3.3.- Efecto de los soportes plantares en la eversión del tobillo	96
4.3.4.- Efecto de la fatiga en la eversión del tobillo	97
4.3.5.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en la cinemática.....	99
4.4.- Análisis de los parámetros espacio-temporales.....	102
4.4.1.- Efectos de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales	102
4.4.2.- Efectos de la fatiga en los parámetros espacio-temporales.....	103
4.4.3.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en los parámetros espacio-temporales	105
4.5.- Análisis de la percepción del confort.....	107
5.- DISCUSIÓN.....	113
5.1.- Análisis de la Fatiga	114
5.2.1.- Antecedentes	114

5.1.2.- Análisis de la fatiga	114
5.2.- Análisis de la temperatura superficial de la piel.....	116
5.2.1.- Antecedentes	116
5.2.2.- Comportamiento térmico de las piernas	119
5.2.3.- Efecto de los soportes plantares la temperatura de las piernas	123
5.2.4.- Comportamiento térmico de las plantas de los pies	124
5.2.5.- Efecto de los soportes plantares en la temperatura de las plantas de los pies	126
5.3.- Análisis cinemático 2D de las variables angulares.....	129
5.3.1.- Antecedentes	129
5.3.2.- Efecto de los soportes plantares en la flexión de rodilla	132
5.3.3.- Efecto de la fatiga en la flexión de rodilla	134
5.3.4.- Efecto de los soportes plantares en la eversión del tobillo	136
5.3.5.- Efecto de la fatiga en la eversión del tobillo	139
5.3.6.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en la cinemática.....	141
5.4.- Análisis de los parámetros espacio-temporales.....	143
5.4.1.- Antecedentes	143
5.4.2.- Efecto de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales	145
5.4.3.- Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales	147
5.4.4.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en los parámetros espacio-temporales	149
5.5.- Análisis de la percepción del confort.....	151
5.5.1.- Antecedentes	151
5.5.2.- Efecto de los soportes plantares en la precepción del confort	152
5.6.- Limitaciones del estudio.....	154
6.- CONCLUSIONES	157
6.- CONCLUSIONS (<i>English</i>)	159
6.1.- Futuras líneas de investigación.....	161
6.2.- Conflictos de interés.....	162
7.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	165
ANEXOS	199
Anexo I.- Cuestionario online para reclutar a los corredores	199
Anexo II.- Hoja de consentimiento informado para los participantes	201
Anexo III.- Informe favorable del comité de ética	203
Anexo IV.- Escala visual analógica para medir la percepción de confort.....	205

RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRESENTE TESIS

Financiación y subvenciones

La presente tesis fue financiada por la Secretaría de Estado de Investigación, Desarrollo e Innovación, de ayudas correspondientes a la convocatoria 2013 del Programa Estatal de Investigación Científica y Técnica de Excelencia, Subprograma Estatal de Generación de Conocimiento, modalidad 1, Proyectos de I+D.

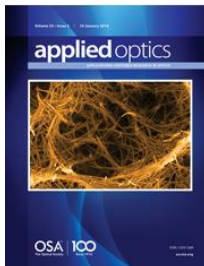
Referencia del proyecto: DEP2013-48420-P

IP del proyecto: Pedro Pérez Soriano.

Publicaciones

ARTÍCULOS CIENTÍFICOS

1.



Priego Quesada, J.I., Gil-Calvo, M., Jimenez-Perez, I., Lucas-Cuevas, A.G., y Pérez-Soriano, P. (2017). Relationship between foot eversion and thermographic foot skin temperature after running. *Applied optics*, 56(19), 5559-5565.

DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.56.005559>

2.



Gil-Calvo, M., Priego Quesada, J.I., Lucas-Cuevas, A.G., Jiménez-Pérez, I., Aparicio, I., Giménez, J.V., Macián-Romero, C., Llana-Belloch, S. y Pérez-Soriano, P. (2015). Efectos de los soportes plantares sobre la termorregulación de las plantas de los pies durante la carrera. *Biomecánica*, 23(1), 7-16

DOI: <http://dx.doi.org/10.5821/sibb.23.1.5147>

CONGRESOS

1. **LONDON 2018**

XIV E.A.T. Congress, 4-7 July 

Comunicación Internacional: Gil-Calvo, M., Priego Quesada, J.I., Jimenez-Perez, I., Lucas-Cuevas, A.G. y Pérez-Soriano, P. (2017). Thermographic analysis of the use of custom-made foot orthoses during running. XIV European Association of Thermology Congress. Teddington, London (United Kingdom).

2.



Comunicación Internacional: Gil-Calvo, M., Jimenez-Perez, I., Priego Quesada, J.I., Lucas-Cuevas, A.G., Llana-Belloch, S. y Pérez-Soriano, P. (2016). Could skin temperature predict ankle eversion after running? 21st annual Congress of the European College of Sport Science. Vienna (Austria).

3.



Comunicación Nacional: Gil-Calvo, M., Lucas-Cuevas, A.G., Jimenez-Perez, I., Giménez J.V., Llana-Belloch, S. y Pérez-Soriano, P. (2015). ¿Alteran los soportes plantares la termorregulación plantar durante la Carrera? XXXVIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. Barcelona (España).

1º Premio a la mejor comunicación oral.

4.



Comunicación Nacional: Gil-Calvo, M., Lucas-Cuevas, A.G., Priego Quesada, J.I., Aparicio, I., Llana-Belloch, S. y Pérez-Soriano, P. (2015). Efectos de los soportes plantares (Personalizados y prefabricados) sobre parámetros espacio-temporales durante la carrera. XXXVIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. Barcelona (España).

5.



Comunicación Nacional: Ribas, V., Gil-Calvo, M., Aparicio, I., Priego Quesada, J.I., Lucas-Cuevas, A.G., Giménez J.V., Pérez-Soriano, P. y Llana-Belloch, S. (2015). Relación entre el método FPI-6 y un método cinemático en dinámico, para evaluar la tipología del pie. XXXVIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. Barcelona (España).

CAPÍTULOS DE LIBRO

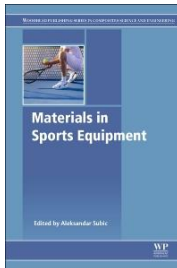
1.



Gil-Calvo, M., Jiménez-Pérez, I., Pérez-Soriano, P. y Priego Quesada J.I. (2017). Chapter 10. Foot Temperature Assessment. Application of Infrared Thermography in Sport Science (Editor Jose Ignacio Priego Quesada). pp. 235-263. Cham (Switzerland): Springer International.

Capítulo 10

2.



Jiménez-Pérez, I., Gil-Calvo, M., Priego Quesada J.I., Aparicio, I., Sanchis-Sanchis., R. y Pérez-Soriano, P. (Accepted – Non Publish). Chapter 16. Foot Orthosis in running. Materials in Sports Equipment 2nd Edition (Editor Aleksandar Subic). Woodhead Publishing – El Sevier.

Capítulo 16

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Efectos de la fatiga en el rango de movimiento articular de las extremidades inferiores.....	14
Tabla 2. Lesiones relacionadas con la carrera, tratadas mediante el uso de soportes plantares.	30
Tabla 3. Parámetros descriptivos de la muestra.....	48
Tabla 4. Posible valoración para cada criterio del FPI-6.	49
Tabla 5. Estimación de la puntuación global de la posición del pie según el FPI-6.....	49
Tabla 6. Variables dependientes del análisis cinemático en 2D.....	67
Tabla 7. Simetría térmica de las piernas (temperaturas absolutas) en los diferentes ROIs: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ), en los momentos estudiados.	79
Tabla 8. Simetría térmica de las piernas en las variaciones de temperatura de las diferentes ROIs: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ).	80
Tabla 9. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las temperaturas absolutas de los diferentes momentos en el Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ).	83
Tabla 10. Simetría térmica entre pie dominante y no dominante en las temperaturas absolutas de cada una de las ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie, en los diferentes momentos.	85
Tabla 11. Simetría térmica entre pie dominante y pie no dominante en las variaciones de temperatura de cada una de las ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie.....	86
Tabla 12. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las temperaturas absolutas de los diferentes momentos en el antepié (AP), mediopié (MP) y retropié (RP).	90
Tabla 13. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las temperaturas absolutas de los diferentes momentos en región medial (IP) y en la región lateral (EP) de la planta del pie.....	92

Tabla 14. Efecto de los soportes plantares en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo (TMaxFA) y en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el vuelo (TMaxFV). 95

Tabla 15. Efecto de la fatiga en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo (TMaxFA) y del tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el vuelo (TMaxFV). 96

Tabla 16. Diferencia entre la eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC), en la máxima eversión del tobillo (ETA) y en el tiempo hasta la máxima eversión (TMaxET) entre el pie dominante y el pie no dominante. 96

Tabla 17. Efecto de los soportes plantares en el tiempo hasta la máxima eversión del tobillo (TMaxET). 97

Tabla 18. Efecto de la fatiga en el tiempo hasta la máxima eversión del tobillo (TMaxET). 98

Tabla 19. Efecto de la interacción de los soportes plantares y la fatiga en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo (TMaxFA) y en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el vuelo (TMaxFV). 100

Tabla 20. Efecto de la interacción de los soportes plantares y la fatiga (Media y desviación típica) en el Tiempo hasta la Máxima Eversión del Tobillo (TMaxET). ... 101

Tabla 21. Diferencia en la longitud de zancada (LZ), frecuencia de zancada (F), tiempo de contacto (TC) y tiempo de vuelo (TV) entre la pierna dominante y la pierna no dominante. 102

Tabla 22. Efecto de los soportes plantares estudiados: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI) en el tiempo de contacto (TC) y en tiempo de vuelo (TV). 103

Tabla 23. Efecto de la fatiga en el tiempo de contacto y en el tiempo de vuelo durante la carrera. **Diferencias significativas en el tiempo de contacto ($p < 0,05$). 104

Tabla 24. Efecto de la interacción de la fatiga y los soportes plantares en el tiempo de contacto (TC) y el tiempo de vuelo (TV). 106

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Porcentaje de la población que practicó deporte en el último año según las modalidades más frecuentes. 5

Figura 2. Descripción gráfica del paso y la zancada en la carrera..... 6

Figura 3. Representación del ciclo de carrera para la pierna derecha con sus fases, periodos y componentes. 9

Figura 4. Localización de las lesiones más frecuentes en los corredores. 18

Figura 5. Ejemplos de calzado tradicional de carrera (izquierda) y de calzado minimalista de carrera (“*five fingers*”) (derecha). 22

Figura 6. Ejemplos de soportes plantares: blandos (izquierda), semirrígidos (centro) y rígidos (derecha). 25

Figura 7. Ejemplo de soporte acomodativo (izquierda) y funcional para la corrección de pies planos (derecha)..... 25

Figura 8. Ejemplos de soportes deportivos (izquierda), médicos para diabéticos (centro) y para el confort (derecha)..... 26

Figura 9. Ejemplos de soportes prefabricados (izquierda), customizados (centros) e individualizados (derecha). 27

Figura 10. Ejemplos de soportes plantares novedosos. Soporte plantar prefabricado termoconformable (izquierda); soporte plantar “*wearable*” (centro) y soporte plantar generador de energía (derecha)..... 28

Figura 11. Ejemplo del efecto de los soportes plantares en las aceleraciones en la tibia. 32

Figura 12. Ejemplo del efecto de diferentes soportes plantares en el pico máximo de presión durante la carrera. 33

Figura 13. Ejemplo de una señal de EMG del peroné largo durante la carrera empleando diferentes tipos de soportes plantares..... 34

Figura 14. Ejemplo de una imagen termográfica de las plantas de los pies tras la carrera. 36

Figura 15. Porcentaje (%) de corredores supinadores, neutros, pronadores e hiperpronadores según los resultados del FPI-6. 49

Figura 16. Características de los soportes plantares prefabricados (izquierda) y de los soportes plantares individualizados (derecha)..... 50

Figura 17. Fabricación de los soportes plantares individualizados por el podólogo.	51
Figura 18. Representación del protocolo general de todas las fases experimentales (ejemplo de asignación de la plantilla A como primera, B como segunda y C como tercera).....	52
Figura 19. Treadmill (Excite Run 700, TechnoGymSpA) empleado en la investigación.	53
Figura 20. Protocolo de test (Medición cinemática incluye fotogrametría y medición óptica).....	54
Figura 21. Test de percepción del esfuerzo.....	56
Figura 22. Colocación de los participantes para la adaptación a la sala y la toma termográfica de las plantas de los pies.	58
Figura 23. Regiones de interés (ROIs) del análisis de las piernas.....	61
Figura 24. Regiones de interés (ROI's) del análisis de las plantas de los pies.	61
Figura 25. Colocación de las cámaras para el análisis de la fotogrametría.....	64
Figura 26. Modelo empleado para la colocación de marcadores en el análisis de la flexión de la rodilla.	65
Figura 27. Modelo empleado en la colocación de los marcadores en el análisis de la eversión del tobillo.....	66
Figura 28. Colocación de las barras LED del OptoGait en el treadmill.	68
Figura 29. Escala visual de 150mm para el análisis del confort	70
Figura 30. Descripción de los ítems para los participantes	71
Figura 31. Variables dependientes de los parámetros espacio-temporales y la cinemática angular 2D.	74
Figura 32. Percepción del esfuerzo (izquierda) y frecuencia cardiaca (derecha) en el minuto 2 y en el minuto 19 de los 20 minutos en cada condición: Soporte control (SC), Soporte prefabricado (SP) y Soporte individualizado (SI). ***Diferencias significativas $p<0,001$	78
Figura 33. Comportamiento térmico de las temperaturas absolutas de las diferentes ROIs de las piernas: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ) en los tres momentos estudiados. Las diferencias significativas se han marcado con letras (a>b>c).	81

- Figura 34.** Comportamiento térmico entre las diferentes ROIs de las piernas: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ). Las diferencias significativas se han señalado con letras (a>b>c>d). 82
- Figura 35.** Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las variaciones de temperatura, A) ΔT , B) ΔT_{10} y C) ΔT_{post} , en el Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ). Diferencias significativas $^{**}p<0,01$ 84
- Figura 36.** Comportamiento térmico de las diferentes ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie en el momento post carrera. Diferencias significativas $^{***}p<0,001$; $^{**}p<0,01$; $^{*}p<0,05$ 87
- Figura 37.** Comportamiento térmico de las diferentes ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie en la variación de temperatura post – pre (ΔT). Diferencias significativas: $^{***}p<0,001$; $^{*}p<0,05$ 88
- Figura 38.** Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en la temperatura de la piel de las plantas de los pies completos en cada uno de los momentos y variaciones de temperatura estudiados. 89
- Figura 39.** Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las variaciones de temperatura A) post – pre (ΔT); B) 10 post – pre (ΔT_{10}) y C) 10 post – post (ΔT_{post}), en el antepié (AP), mediopié (MP) y retropié (RP). Diferencias significativas $^{*}p<0,05$ 91
- Figura 40.** Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las variaciones de temperatura A) post – pre (ΔT); B) 10 post – pre (ΔT_{10}) y C) 10 post – post (ΔT_{post}), en la región medial (IP) y en la región lateral (EP) de la planta del pie. Diferencias significativas $^{*}p<0,05$ 93
- Figura 41.** Efecto de los soportes plantares en la flexión de la rodilla en el contacto (FRC), en la flexión máxima de la rodilla durante el apoyo (FRA), en la flexión de la rodilla en el despegue (FRD) y en la flexión máxima de la rodilla durante la fase de vuelo (FRV). 94
- Figura 42.** Evolución de la flexión de la rodilla en el contacto (FRC), de la máxima flexión durante el apoyo (FRA), de la flexión en el momento del despegue (FRD) y de la máxima flexión durante la fase de vuelo (FRV) en cada uno de los momentos estudiados. 95
- Figura 43.** Efecto de los soportes plantares en la eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC) y en la máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo (ETA). .. 97
- Figura 44.** Evolución de la eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC) y de la máxima eversión del tobillo durante el apoyo (ETA) en los diferentes momentos estudiados durante la carrera. *** Diferencias con el minuto 1: $p<0,001$ 98

Figura 45. Efecto de los soportes plantares; SC: Soporte Control; SP: Soporte Prefabricado; SI: Soporte Individualizado, en las diferentes variables angulares de flexión de rodilla; flexión en el contacto (FRC), máxima flexión en el apoyo (FRA), flexión en el despegue (FRD) y máxima flexión durante el velo (FRV), en los 5 momentos analizados. 99

Figura 46. Eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC) y máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo (ETA) en cada uno de los soportes plantares; SC: Soporte Control; SP: Soporte Prefabricado; SI: Soporte Individualizado, en los 5 momentos analizados. 100

Figura 47. Efectos de los soportes plantares estudiados: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI) en la longitud de zancada y la frecuencia de zancada. 103

Figura 48. Evolución de la longitud de zancada y la frecuencia de zancada en los diferentes momentos estudiados durante la carrera. 104

Figura 49. Longitud de zancada y frecuencia de zancada en cada uno de los soportes plantares; SC: Soporte Control (Verde); SP: Soporte Prefabricado (Rojo); SI: Soporte Individualizado (Azul), en los 5 momentos analizados. 105

Figura 50. Percepción del confort general, de la amortiguación en el antepié y de la amortiguación en el retropié de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI); antes (a) y después (b) de los 20 minutos de carrera en cinta..... 107

Figura 51. Percepción del confort del control medio-lateral, de la altura del arco y del ajuste del retropié de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI); antes (c) y después (d) de los 20 minutos de carrera en cinta. ... 108

Figura 52. Percepción del confort de las dimensiones (longitud, anchura en el antepié y anchura en el retropié) de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI). 109

Figura 53. Percepción del confort térmico (temperatura y humedad) de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI); antes (f) y después (g) de los 20 minutos de carrera en cinta. 110

Figura 54. Factores que afectan a la medición de la temperatura superficial de la piel en el cuerpo humano. 117

Figura 55. Evolución de la flexión de rodilla durante el ciclo de carrera. 130

Figura 56. Evolución de la inversión/eversión del tobillo durante la fase de apoyo... 131

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AP: Antepié

FRC: Ángulo de flexión de rodilla en el contacto

FRA: Ángulo de flexión de rodilla en el apoyo

FRD: Ángulo de flexión de rodilla en el despegue

FRV: Ángulo de flexión de rodilla en el vuelo

ETC: Ángulo de eversión en el contacto

ETA: Ángulo de eversión en el apoyo

RPE: Cuestionario de percepción del esfuerzo

2D: dos dimensiones

LED: diodos de emisión de luz

VAS: Escala visual analógica.

FPI: Foot Posture Index (índice de postura del pie)

°: Grados

°C: Grados centígrados

Hz: Herzios

h: Hora

km: Kilómetros

m: Metros

mm: Milímetros

min: Minutos

MA: Muslo Anterior

MP: Mediopié

PPC: Planta del pie completa

ROI's: Regiones de interés

ROD: Rodilla

EP: Región lateral de la planta del pie

IP: Región medial de la planta del pie

RP: Retropié

s: Segundo

SC: Soporte Plantar Control

SI: Soporte Plantar Individualizado

SP: Soporte Plantar Prefabricado

AQ: Tendón de Aquiles

ΔT: Temperatura post - pre

ΔT10: Temperatura 10 post - pre

ΔTpost: Temperatura 10 post - pre

TMaxFA: Tiempo hasta la máxima flexión en el apoyo

TMaxFV: Tiempo hasta la máxima flexión en el vuelo

TMaxET: Tiempo hasta la máxima eversión

TIB: Tibial

TOB: Tobillo

3D: Tres dimensiones

VAM: Velocidad Aeróbica Máxima

RESUMEN // ABSTRACT



RESUMEN

La carrera presenta numerosos beneficios para la salud tanto a nivel físico como psicológico y social, sin embargo, existe una gran incidencia de lesiones asociadas a su práctica. Los soportes plantares se han empleado con frecuencia como una herramienta para la prevención y tratamiento de lesiones, y los corredores están incrementando su empleo en los últimos años debido a su relación con algunas mejoras en el rendimiento deportivo. Pese a ello, en la actualidad todavía existe controversia en la literatura acerca de las mejoras producidas por los diferentes tipos de soportes plantares: prefabricados o individualizados. Por ello, el objetivo del presente estudio fue evaluar los efectos sobre diferentes parámetros biomecánicos, con el empleo de tres tipos de soportes plantares: control, prefabricados e individualizados, durante una carrera intensa prolongada.

Para ello, se reclutaron 24 corredores/as habituales voluntarios/as sanos/as (18 hombres y 6 mujeres) que realizaron un total de cuatro test. El primero consistió en realizar una prueba de carrera en pista (400 m) de 5 minutos a la máxima velocidad para determinar su velocidad aeróbica máxima (VAM). Los tres siguientes (cada uno con un soporte plantar distinto, previamente aleatorizados) fueron similares, y consistieron en realizar 30 minutos de carrera en cinta (10 min de calentamiento al 60% de la VAM y 20 min de carrera al 80% de la VAM) dónde se les analizó la temperatura superficial de las piernas y las plantas de los pies, la flexión de rodilla, la eversión del tobillo, las variables espacio-temporales, la percepción del confort y la fatiga percibida. En el primer test de laboratorio se caracterizó el tipo de pie mediante el “*Foot posture Index (FPI-6)*”.

Las conclusiones más relevantes obtenidas en la presente tesis aportaron que la temperatura superficial de las piernas y las plantas de los pies, en general, no se vio modificada por el uso de soportes plantares prefabricados ni individualizados. Además, el uso de soportes plantares prefabricados produjo un menor incremento de la temperatura de las plantas de los pies 10 min después de la carrera. En cuanto a las variables cinemáticas analizadas: parámetros espacio-temporales, flexión de rodilla y eversión del tobillo, en general, no se modificaron por el uso de soportes plantares ni como consecuencia de la fatiga, con excepción del tiempo de contacto, el cual se incrementó en los minutos 10 y 20 de carrera con respecto al primer minuto. Finalmente, los soportes plantares prefabricados e individualizados fueron percibidos por los corredores/as como igual de cómodos tanto al inicio como al final de la prueba de carrera.

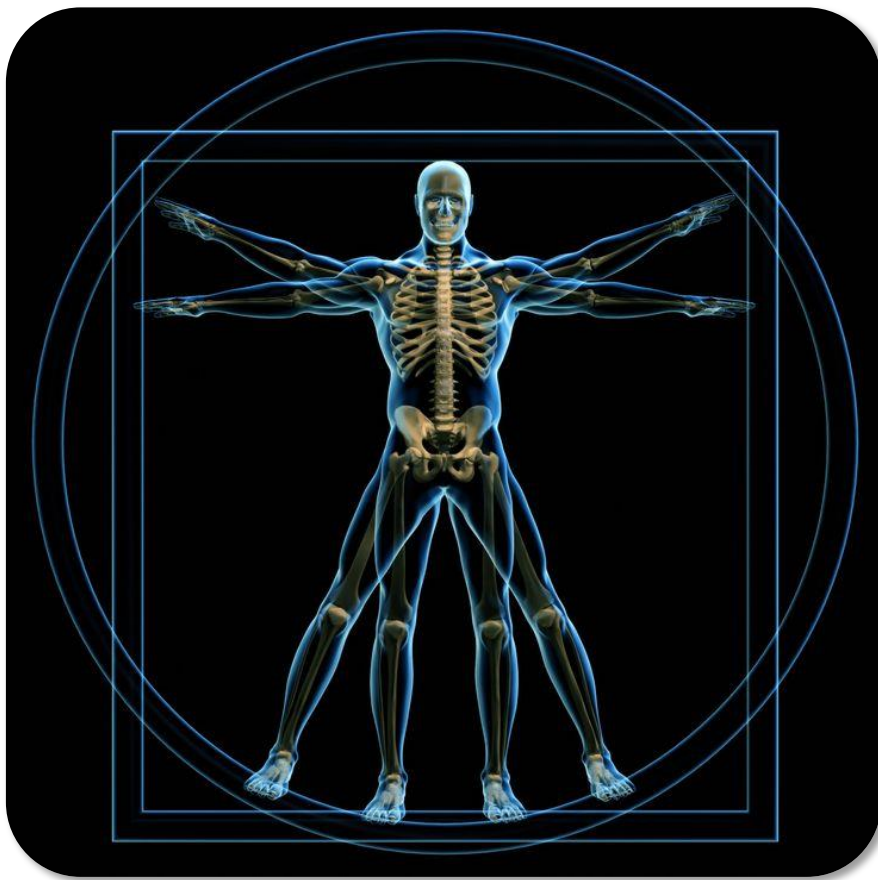
ABSTRACT (*English*)

Running presents numerous health benefits at a physical, psychological and social level, however, there is a high injury rate associated with its practice. Foot orthosis have often been used as a tool for the prevention and treatment of injuries, and runners are increasing their use in recent years, due to their relationship with some improvements in sports performance. In spite of this, nowadays there is still controversy in the literature about the improvements produced by the different types of foot orthosis: prefabricated or individualized. Therefore, the aim of the present study was to evaluate the effects on different biomechanical parameters, with the use of three types of foot orthosis: control, prefabricated and custom-made, during an intense prolonged race.

Therefore, 24 regular volunteers, healthy runners (18 men and 6 women) were recruited to perform four tests. In the first one, they performed an overground running test (400 m) of 5 minutes at maximum speed to determine their maximum aerobic speed (MAS). The next three tests (each with a different foot orthosis, previously randomized) were similar. Runners performed 30 minutes of running on treadmill (10 minutes as warm-up at 60% of their MAS and 20 minutes of running at 80% of their MAS) where surface temperature of the legs and foot soles, knee flexion, ankle eversion, spatio-temporal parameters, perception of comfort and perceived fatigue were analysed. In the first laboratory test, feet type were characterized by the "Foot posture Index (FPI-6)".

The most relevant conclusions obtained on this work were that the surface skin temperature of the legs and foot soles, in general, was not modified by the use of prefabricated or custom-made foot orthoses. In addition, the use of prefabricated foot orthosis produced a lower increase in the temperature of the foot soles 10 min after running. Regarding the kinematic variables analysed: spatio-temporal parameters, knee flexion and ankle eversion, in general, they were not modified by the use of foot orthosis or as a consequence of fatigue, with the exception of contact time, which increased in the 10th and 20th minutes of the race with respect to the first minute. Finally, the prefabricated and custom-made foot orthoses were perceived by the runners as equally comfortable both at the start and at the end of the race.

1. INTRODUCCIÓN



1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- La actividad física y la carrera

La realización de actividad física y ejercicio físico de manera regular comportan numerosos beneficios tanto físicos como mentales sobre la salud (Haskell et al., 2007; Warburton, Nicol, y Bredin, 2006). Estos efectos positivos han sido estudiados y constatados en un amplio rango de la población, desde adolescentes (Faigenbaum et al., 2009; Sallis et al., 2000; Sánchez-López et al., 2009; Twisk, 2001), adultos (Garber et al., 2011; Häkkinen et al., 2010; Vuillemin et al., 2005) y tercera edad/ adultos mayores (Chodzko-Zajko et al., 2009; Nelson et al., 2007), hasta población sedentaria (Blair et al., 1995; Healy et al., 2008) e incluso pacientes con procesos clínicos abiertos en el momento del estudio (Fletcher et al., 1996; Ho, Dhaliwal, Hills, y Pal, 2011; McAuley et al., 2009; Schuler et al., 1992).

Es importante tener en cuenta que, en muchas ocasiones, los términos de actividad física y ejercicio físico se emplean de manera indistinta, y su uso puede llevar a confusión (Khan et al., 2012; Oja et al., 2015). Es por ello que algunos autores (Chodzko-Zajko et al., 2009; Oja et al., 2015; Thompson et al., 2003) han abordado este problema, definiendo la **actividad física** como cualquier movimiento corporal voluntario producido por los músculos esqueléticos y que resulta en una producción de energía y el **ejercicio físico** como una subcategoría de la actividad física, planeada, estructurada, repetitiva y con un propósito.

Los beneficios de la actividad física y el ejercicio físico han sido ampliamente estudiados y evidenciados. Estos beneficios demuestran su importancia en la mejora de la calidad de vida de sus practicantes (Häkkinen et al., 2010; Penedo y Dahn, 2005; Sánchez-López et al., 2009; Vuillemin et al., 2005), en la prevención de algunas enfermedades y en la rehabilitación y el tratamiento de algunas patologías. En este sentido, se pueden destacar los beneficios físicos, a nivel del sistema cardiovascular (S. S. Ho et al., 2011; Lavie et al., 2015; Wilson, Ellison, y Cable, 2016), a nivel metabólico y en la composición corporal y el mantenimiento del peso, reduciendo el riesgo de padecer obesidad, así como los beneficios a nivel psicológico, como son el incremento del bienestar, la satisfacción, el confort, la resiliencia e incluso la reducción del riesgo de

padecer desordenes depresivos como la ansiedad o la demencia (Erickson, Hillman, y Kramer, 2015; Penedo y Dahn, 2005; S. Rosenbaum et al., 2015).

Por el contrario, la **inactividad física**, se considera el cuarto factor de riesgo de mortalidad a nivel mundial, asociándose a un estilo de vida sedentario diversas enfermedades como son: patologías cardiovasculares, diabetes, cáncer, sobrepeso o depresión, entre otras. La inactividad física se caracteriza por los bajos niveles de energía gastados, debido a un comportamiento sedentario realizando actividades como ver la televisión, el uso del ordenador o sentarse en un coche o en un escritorio durante muchas horas al día.

La inactividad física ha sido considerada como una pandemia mundial, ya que al menos 60% de la población, y el 80% de la población adolescente, no realiza suficiente actividad física de acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (150 minutos semanales) (OMS, 2018). Pese a ello, el interés y la práctica actividad físico-deportiva ha aumentado en los últimos años. En concreto, la popularidad y la práctica de la carrera se han incrementado a nivel mundial en los últimos 30 años, convirtiéndose en una de las actividades competitivas y recreativas más practicadas en la actualidad y que sigue creciendo en participación cada año (Fredericson y Misra, 2007; Nigg, Baltich, Hoerzer, y Enders, 2015).

En concreto en España, el incremento en la popularidad de la carrera, se demuestra por los resultados obtenidos en la encuesta de hábitos deportivos de los españoles realizada por el consejo superior de deportes (CSD, 2015), en la que se sitúa la carrera a pie como el cuarto deporte más practicado por los españoles con un 30,4% (Figura 1), lo que supone un incremento del 17,5% respecto a 2010, cuando ocupaba el quinto puesto con un 12,9% (García Ferrando y Llopis Goig, 2011). Además, es el tercer deporte con más adherencia a la práctica, por detrás de la gimnasia intensa (26,1%) y suave (25,7), ya que el 23% de los practicantes afirman realizarlo semanalmente (CSD, 2015).

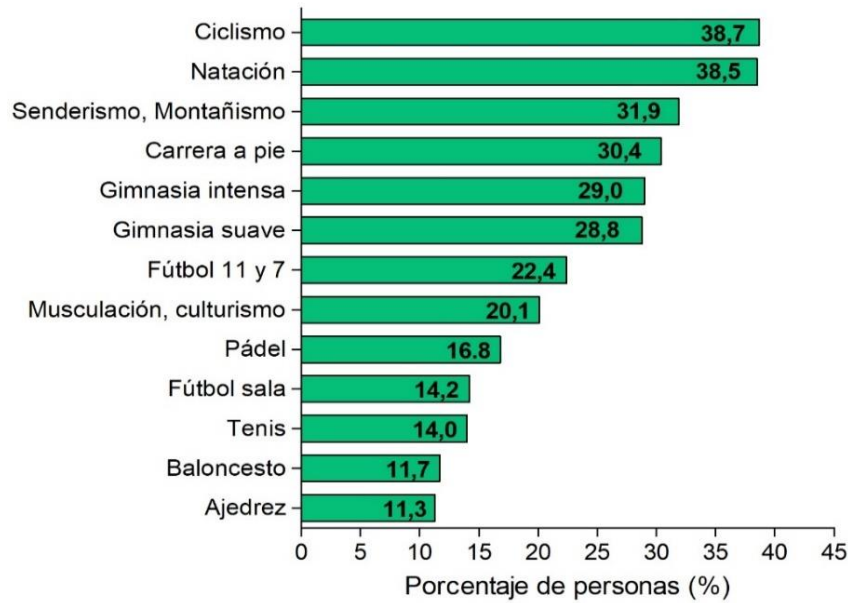


Figura 1. Porcentaje de la población que practicó deporte en el último año según las modalidades más frecuentes.

Nota Fuente: Adaptado de CSD (2015). *Encuesta de hábitos deportivos en España 2015*. Subdirección general de estadística y estudios, secretaría general técnica. Ministerio de educación, cultura y deporte.

Este incremento en la popularidad de la carrera se puede explicar, por una parte, por los múltiples beneficios que reporta la actividad físico-deportiva tanto a nivel físico como psicológico y social (Haskell et al., 2007; Hespanhol Junior, Pillay, van Mechelen, y Verhagen, 2015; Subirats Bayego, Subirats Vila, y Soteras Martínez, 2012; Warburton et al., 2006), como se ha descrito con anterioridad. Y, por otra parte, porque la carrera es una actividad fácilmente accesible, ya que no se precisan de instalaciones concretas para su práctica, relativamente barata, ya que no es necesario mucho equipamiento para su práctica, que puede practicarse durante todo el año y sencilla, que no requiere una técnica compleja para su correcto desarrollo (Abadía et al., 2014; Dinato et al., 2015).

PUNTOS CLAVE

- La actividad física se asocia a multitud de beneficios físicos, psicológicos y sociales.
- La carrera es la cuarta modalidad (30.4 %) de actividad física más practicada en España.
- La popularidad de la carrera se debe a su sencillez y a su accesibilidad.

1.2.- La técnica de carrera

La carrera, es junto con la marcha, una de las habilidades naturales del ser humano para desplazarse. Ambas formas de desplazamiento presentan similitudes, ya que ambas son actividades cíclicas que se definen como una sucesión de pasos. Sin embargo, la diferencia entre la marcha y la carrera se da cuando la **fase de doble apoyo de la marcha**, es decir, cuando los dos pies están en contacto con el suelo de forma simultánea, dan paso a la **fase de vuelo** de la carrera, momento en el que ninguno de los dos pies está en contacto con el suelo (Dicharry, 2010; Nicola y Jewison, 2012; Novacheck, 1998; Thordarson, 1997).

El **ciclo** de pasos, también conocido como **zancada**, se considera la unidad básica de medida en el análisis de la carrera (Cavanagh y Kram, 1989; Novacheck, 1998). Este ciclo comienza con el contacto inicial de un pie con el suelo y termina cuando ese mismo pie contacta de nuevo con el suelo. Algunos investigadores han empleado los términos paso y zancada de forma indiferente en el pasado, sin embargo, es importante diferenciarlos (Cavanagh y Kram, 1989). El **paso**, comienza cuando uno de los pies realiza el contacto inicial con el suelo y termina cuando el pie contrario realiza el primer contacto con el suelo (Leboeuf et al., 2006; Mademli y Klapsing, 2015; Perry y Burnfield, 2010). Por su parte, una zancada está compuesta por dos pasos (Figura 2).

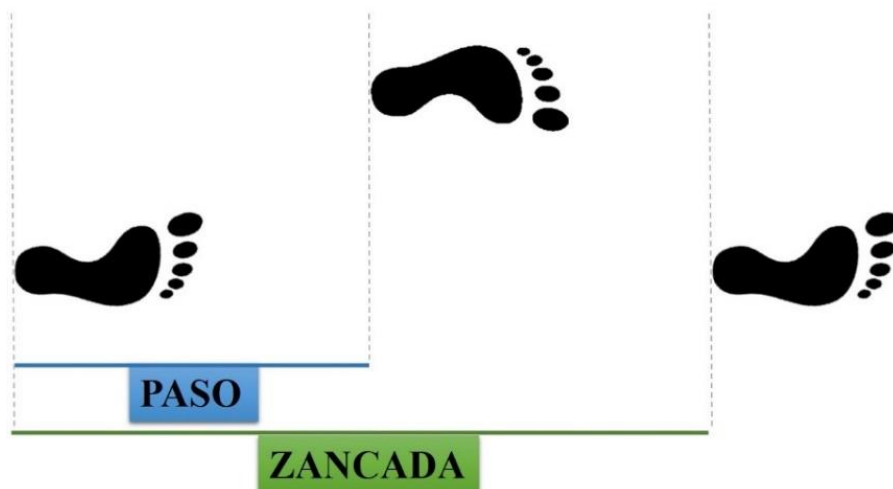


Figura 2. Descripción gráfica del paso y la zancada en la carrera.

Nota Fuente: Adaptado de Perry y Burnfield (2010).

El principal objetivo de la carrera a nivel competitivo es cubrir una distancia determinada en el menor tiempo posible. La velocidad de la carrera (metros/segundo) viene determinada por la **longitud de la zancada**, o la distancia que el corredor es capaz de cubrir en una zancada (metros/zancada) y la **frecuencia de zancada**, o la cantidad de zancadas que el corredor puede realizar en una unidad de tiempo (zancadas/segundo) (Aguado, 2015).

En este sentido, si un corredor desea incrementar la velocidad de la carrera, deberá incrementar al menos uno de estos dos parámetros (Mercer, Vance, Hreljac, y Hamill, 2002). Debido a esto, cuando un corredor realiza un sprint, debe incrementar tanto la longitud como la frecuencia de zancada, además, se cambiará el apoyo del pie en el suelo, que lo realizará con el antepié en lugar de realizarlo con el mediopie o el retropie, que son los tipos de apoyo más frecuentes durante la carrera (Thordarson, 1997).

Además, se ha demostrado que la longitud de zancada y la frecuencia de zancada son los parámetros más determinantes en el gasto metabólico de la carrera (Castro, LaRoche, Fraga, y Gonçalves, 2013; Cavanagh y Kram, 1989; Connick y Li, 2014; Gomez-Molina et al., 2017; I. Hunter y Smith, 2007; Mercer, Dolgan, Griffin, y Bestwick, 2008; Ogueta-Alday, Morante, Rodríguez-Marroyo, y García-López, 2013; Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, y García-López, 2014) y es por ello, que los corredores tienden a seleccionar de manera natural la combinación óptima de estos dos parámetros que resulte en el menor consumo de oxígeno (VO_2) posible (Castro et al., 2013; Cavanagh y Kram, 1989; Hunter y Smith, 2007; Mercer et al., 2008).

Existen diferentes clasificaciones del ciclo de carrera según autores. Una de las divisiones más populares del ciclo se realiza en dos fases: 1) por un lado la **fase de apoyo** unipodal, en la que se encuentra en contacto con el suelo solamente uno de los pies; y 2) por otro lado la **fase vuelo o fase de oscilación**, en la que uno o ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo (Dicharry, 2010; Dugan y Bhat, 2005; Gavilanes-Miranda y Garcia, 2012; Nicola y Jewison, 2012; Novacheck, 1998; Ounpuu, 1994; Thordarson, 1997; Werd y Knight, 2010). Cuando una extremidad inferior se encuentra en la fase de apoyo, la extremidad contralateral se encuentra en la fase de oscilación (Nicola y Jewison, 2012). Además, cada una de estas fases se encuentra dividida en varios periodos (Figura 3):

- **Fase de Apoyo:** Comienza cuando el pie realiza el contacto inicial con el suelo y finaliza con el despegue del pie del suelo, es decir, cuando ninguna parte del pie se encuentra en contacto con el suelo. Esta fase supone aproximadamente el 40% del ciclo de carrera, su porcentaje se reduce a medida que se incrementa la velocidad de la carrera llegando a suponer el 22% del ciclo en sprint y se divide en dos periodos:
 - Periodo de absorción: es una fase de deceleración de la velocidad horizontal de la carrera, en la que el centro de masas del cuerpo cae desde su altura máxima durante la fase de vuelo. Se inicia con el contacto inicial del pie con el suelo y finaliza con el apoyo completo del pie en el suelo.
 - Periodo de generación o propulsión: se trata de una fase de aceleración. Una vez que se ha producido la inversión del pie en la fase de apoyo, el centro de masas se propulsa hacia arriba y hacia adelante, incrementándose la energía cinética y potencial. Este periodo comienza cuando el pie está totalmente apoyado en el suelo y finaliza con el despegue del mismo, es decir, cuando ninguna parte del pie se encuentra en contacto con el suelo.
- **Fase de vuelo o de oscilación:** Comienza con el despegue del pie, es decir, cuando el pie deja de estar en contacto con el suelo y finaliza con el contacto inicial del mismo pie. Esta fase supone aproximadamente el 60% del ciclo de carrera y su porcentaje se incrementa a medida que se incrementa la velocidad de carrera, llegando a suponer el 78% del ciclo en sprint. Durante la fase de oscilación existen dos fases de doble vuelo (característica que distingue a la carrera de la marcha humana), una al inicio de la fase y otra al final de la fase y una fase de oscilación con apoyo unipodal, es decir, con el apoyo de un solo pie entre ambas fases de doble vuelo. Esta fase se divide en dos periodos:
 - Periodo inicial del vuelo: comienza con el despegue de los dedos del suelo y finaliza en la mitad de la fase de oscilación, cuando la pierna oscilante sobrepasa el centro de masas del cuerpo.
 - Periodo final del vuelo: comienza en la mitad de la fase de oscilación y finaliza con el contacto inicial del pie con el suelo.

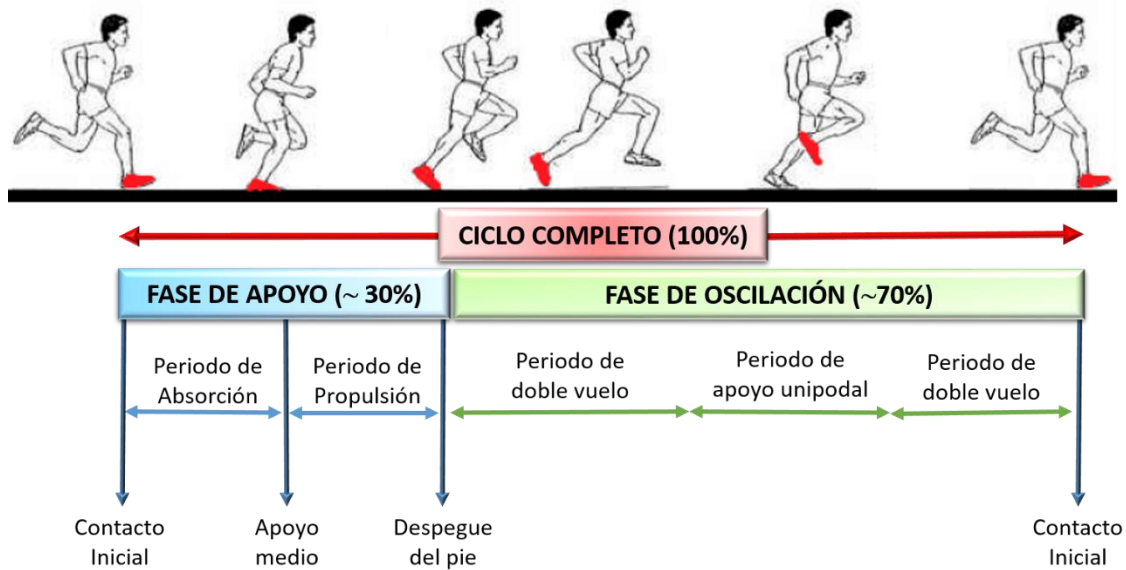


Figura 3. Representación del ciclo de carrera para la pierna derecha con sus fases, periodos y componentes.
Nota Fuente: Adaptado de Thordarson (1997).

Pese a ser la anterior, la división del ciclo más empleada en la literatura, otros autores realizan la misma de manera diferente. Como es el caso de DeVita, (1994) que defiende la división en dos fases, pero que las sitúa al revés, es decir, con el comienzo del ciclo de carrera con el despegue del pie del suelo (fase de oscilación) ya que la activación muscular el mayor en la transición de la fase de oscilación a la fase de apoyo que de la fase de apoyo a la fase de oscilación. Por su parte Martin y Coe (2007) realizan una división del ciclo en tres fases durante la fase de apoyo (golpeo del pie, apoyo medio y despegue) y dos subfases durante la fase de oscilación (vuelo hacia adelante y oscilación hacia adelante).

Otra de las divisiones más frecuentes es la empleada por Hay (1978), que divide el ciclo en tres fases diferenciadas:

- **Fase de apoyo:** que comienza cuando el pie toca el suelo y termina cuando el centro de gravedad del corredor pasa por encima de dicho pie. Se produce una deceleración de la velocidad horizontal y un movimiento hacia abajo del centro de masas.
- **Fase impulsora:** que comienza cuando el centro de gravedad del corredor pasa el pie de apoyo y termina con el despegue del pie del suelo. En esta fase se produce una aceleración de la velocidad horizontal y un movimiento hacia arriba del centro de masas del corredor.

- **Fase de recuperación:** se corresponde con el tiempo que el pie no está en contacto con el suelo. Comienza con el despegue del pie y termina cuando dicho pie contacta de nuevo con el suelo. Durante la primera mitad de esta fase el centro de masas se acelera horizontalmente y se mueve hacia arriba hasta el momento que alcanza el punto más alto. Inmediatamente después, el centro de masas comienza a descender y a decelerar su velocidad horizontal.

En cualquier caso, y pese a las diferentes aproximaciones en la descripción del ciclo de carrera, el gesto técnico de la carrera es el mismo en todos los casos. Debido a que se trata de un deporte que emplea un gesto cíclico, se considera la técnica de carrera como repetitiva y predecible, pese a que las características individuales de cada corredor puedan contribuir a un nivel de especificidad mayor o menor.

PUNTOS CLAVE

- La carrera se diferencia de la marcha debido a la fase de vuelo de la carrera en comparación con la fase de doble apoyo de la marcha.
- La velocidad de la carrera se ve influenciada por la frecuencia y la longitud de la zancada, y su modificación tiene influencia en numerosos parámetros biomecánicos y fisiológicos.
- La técnica de carrera es cíclica y predecible, pero es necesaria la clasificación de las diferentes fases que la componen para conocer la forma en la que se ve influenciada por las intervenciones externas.

1.3.- La importancia de la fatiga en la carrera

La fatiga en el cuerpo humano es una respuesta multifactorial que ocurre cuando existe una disminución de la capacidad para generar trabajo, fuerza máxima y/o potencia que puede ejercer el músculo o cuando el cuerpo no es capaz de sostener durante más tiempo un ejercicio a la potencia requerida (Enoka, 2008; Millet y Lepers, 2004). La fatiga se produce por numerosas causas, como pueden ser alteraciones del pH, acumulación de metabolitos, reducciones en los almacenes de energía, estrés oxidativo, modificaciones de la temperatura corporal, lesiones musculares y pérdida de la homeostasis de los iones de Ca^{2+} (Gómez-Campos, Cossio-Bolaños, Minaya, y Fogaca, 2010).

Desde un punto de vista funcional la fatiga se puede producir por cambios periféricos a nivel neuromuscular, y/o a nivel central debido a que el sistema nervioso central falla en la transmisión de los impulsos o en el reclutamiento de los axones motores (Davis y Bailey, 1997; Duarte, Dias, y Melo, 2008; Santos, Dezan, y Sarraf, 2008). En todas las actividades físicas mantenidas, incluida la carrera, el cuerpo humano está sujeto a un nivel de fatiga y pese a que es posible continuar realizando la actividad, a menudo se producen cambios en la técnica como consecuencia del estado de fatiga (Elliot y Ackland, 1981).

Pese a que la fatiga aparece de manera progresiva, prácticamente desde el inicio de un esfuerzo, es más probable que los cambios ocurran en las fases finales de los eventos (Elliot y Ackland, 1981). En este sentido, la fatiga se puede considerar, hasta cierto punto, como un mecanismo de protección que alerta al cuerpo humano de que está alcanzando sus límites fisiológicos y metabólicos, de manera que no se puede mantener la misma actividad sin comprometer el sistema completo (Lucas-Cuevas, 2016).

Se pueden producir diferentes tipos de fatiga durante la carrera, desde la fatiga muscular localizada, que se muestra como la debilidad de músculos concretos, a la fatiga cardiovascular global (Christina, White, y Gilchrist, 2001; Derrick, Dereu, y McLean, 2002). Se considera que la fatiga durante la carrera reduce la capacidad del sistema musculoesquelético de auto-protegerse, alterando la cinemática del movimiento y reduciendo la capacidad de atenuar la exposición prolongada a los impactos (Mizrahi, Verbitsky, y Isakov, 2000), lo que incrementa el riesgo lesiones (Abt et al., 2011; Christina et al., 2001; Hreljac, 2004). Además, los cambios cinéticos y cinemáticos producidos por una carrera extenuante, pueden modificar los parámetros espacio-temporales (longitud y frecuencia de zancada, tiempo de vuelo y de contacto) perjudicando de esta manera la economía de carrera (Chan-Roper, Hunter, Myrer, Eggett,

y Seeley, 2012; Gomez-Molina et al., 2017; Hunter y Smith, 2007; Ogueta-Alday, Morante, Rodríguez-Marroyo, y García-López, 2013; Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, y García-López, 2014)

Por todo ello, es importante tener en cuenta la fatiga como un aspecto a considerar en el análisis biomecánico de la carrera, debido a su influencia tanto en el riesgo de lesiones como en el rendimiento de los deportistas. A continuación, se muestran algunas de las alteraciones más relevantes causadas por la fatiga, tanto a nivel cinemático y cinético:

- **Distribución de las presiones plantares:** algunos estudios han observado que la fatiga produce una disminución de las presiones plantares en el retropié mientras que se incrementa la presión en la región del metatarso y del arco plantar, especialmente en la región medial (Anbarian y Esmaeili, 2016; Nagel, Fernholz, Kibele, y Rosenbaum, 2008; Rosenbaum, Engl, y Nagel, 2008; Weist, Eils, y Rosenbaum, 2004; Willems, De Ridder, y Roosen, 2012). Sin embargo, otros autores no han encontrado modificaciones de las presiones plantares como consecuencia de una carrera fatigante (Alfuth y Rosenbaum, 2011; García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana, Martínez-Nova, y Sánchez-Zuriaga, 2013; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Macián-Romero, y Sánchez-Zuriaga, 2014; Schlee, Milani, y Roemer, 2009). Estas diferencias pueden ser debidas a los diferentes tipos de protocolos de fatiga empleados, al tipo de fatiga generado en los corredores, así como también al tipo de protocolo empleado en la medición de las presiones.
- **Fuerzas de impacto:** diversas investigaciones han encontrado incrementos en las aceleraciones con el efecto de la fatiga (Derrick et al., 2002; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mizrahi et al., 2000; Mizrahi, Verbitsky, y Isakov, 2001; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, y Isakov, 1998; Voloshin, Mizrahi, Verbitsky, y Isakov, 1998). En otros casos se han encontrado reducciones en los impactos como resultado del estado de fatiga (Duquette y Andrews, 2010; Flynn, Holmes, y Andrews, 2004; Holmes y Andrews, 2006), mientras que otros autores no han encontrado modificaciones en estos parámetros (Abt et al., 2011; Butler, Hamill, y Davis, 2007; Coventry, O'Connor, Hart, Earl, y Ebersole, 2006; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer, Bates, Dufek, y Hreljac, 2003).

- **Activación neuromuscular:** Después de una carrera de larga distancia se han observado disminuciones de la actividad muscular de algunos grupos musculares localizados de las extremidades inferiores como los tibiales, el sóleo y el bíceps femoral (Christina et al., 2001; Mizrahi et al., 2000; Roger Weist et al., 2004). En el caso de los gemelos se han encontrado los resultados más controvertidos ya que se han encontrado disminuciones (Roger Weist et al., 2004) ninguna alteración (Christina et al., 2001; Mizrahi et al., 2000) e incluso incrementos de la actividad electromiográfica (Nicol, Komi, y Marconnet, 1991). En cualquier caso, estas alteraciones a nivel neuromuscular provocan cambios en las variables cinemáticas y cinéticas de la carrera.
- **Parámetros espacio-temporales:** Los parámetros espacio-temporales tienen una gran influencia en la economía de carrera y como consecuencia en el estado de fatiga. Se ha demostrado que los corredores obtienen mejor economía de carrera si ajustan estos parámetros de manera inconsciente e individual (Cavanagh y Kram, 1989; Halvorsen, Eriksson, y Gullstrand, 2012; Hunter y Smith, 2007; Morgan et al., 1994; Vernillo et al., 2015).

Mientras que algunas investigaciones no han encontrado modificaciones de la frecuencia y como consecuencia, de la longitud de zancada (Derrick et al., 2002; Fourchet, Girard, Kelly, Horobeanu, y Millet, 2015; Hanley y Mohan, 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017, 2014), en la mayoría de los casos se han encontrado una disminución de la frecuencia de zancada y como consecuencia un incremento de la longitud de zancada (Cavanagh y Williams, 1982; Chan-Roper et al., 2012; Dutto y Smith, 2002; Elliot y Ackland, 1981; García-Pérez et al., 2013; Gerlach et al., 2005; Hanley y Mohan, 2014; Mizrahi et al., 2001; Saunders, Pyne, Telford, y Hawley, 2004; Verbitsky et al., 1998; Williams y Cavanagh, 1987). Por su parte, otros estudios han encontrado un incremento de la frecuencia de zancada por el efecto de la fatiga (Kyröläinen et al., 2000; Place, Lepers, Deley, y Millet, 2004). Hunter y Smith, (2007), obtuvieron resultados diversos en su estudio, la mitad de los participantes manifestaron reducciones de la frecuencia de zancada, algunos corredores mostraban incrementos y otros no mostraban cambios en este parámetro.

En relación al tiempo de vuelo y tiempo de contacto, la fatiga ha provocado en la mayor parte de los estudios incrementos del tiempo de contacto y como

consecuencia disminuciones del tiempo de vuelo (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dutto y Smith, 2002; Elliot y Ackland, 1981; Fourchet et al., 2015; Hasegawa, Yamauchi, y Kraemer, 2007; Nummela et al., 2008). Sin embargo, Hanley y Mohan (2014) encontraron resultados opuestos a los anteriormente descritos.

- **Rango de movimiento de las diferentes articulaciones:** Se han encontrado modificaciones como consecuencia del estado de fatiga en el rango de movimiento de las articulaciones de las extremidades inferiores en las diferentes fases del ciclo de carrera. En la tabla 1 se muestran las modificaciones más destacadas de la cinemática relacionadas con el rango de movimiento de las articulaciones de las extremidades inferiores producidas como consecuencia de la fatiga durante la carrera.

Tabla 1. Efectos de la fatiga en el rango de movimiento articular de las extremidades inferiores.

Efectos de la fatiga en el rango de movimiento				
Fase del ciclo	Región	Movimiento	Efecto de la Fatiga	Autores
Contacto Inicial	Tobillo	Flexión dorsal	Disminución	(Christina et al., 2001; Kellis y Liassou, 2009)
		Flexión plantar	Incremento	(Clansey, Hanlon, Wallace, y Lake, 2012)
		Eversión	Incremento	(Christina et al., 2001; Weist et al., 2004)
		Sin alteraciones	Sin alteraciones	(Abt et al., 2011; Dierks, Davis, y Hamill, 2010; Latorre-Román, García Pinillos, Bujalance-Moreno, y Soto-Hermoso, 2017)
	Rodilla	Flexión	Aumento	(Coventry et al., 2006; Derrick et al., 2002; Hanley y Mohan, 2014; Kellis y Liassou, 2009; Mizrahi et al., 2000)
	Cadera	Extensión	Sin alteraciones	(Abt et al., 2011; De Lucca y Melo, 2012; Dierks et al., 2010; Hayes, Bowen, y Davies, 2004; Koblbauer, van Schooten, Verhagen, y van Dieën, 2014; Latorre-Román et al., 2017)
	Aumento	Aumento	Aumento	(Clansey et al., 2012)

Fase de apoyo	Tobillo	Flexión plantar	Aumento	(Clansey et al., 2012; Kellis y Liassou, 2009)
		Eversión Máxima	Incremento	(Cheung y Ng, 2007; Clansey et al., 2012; Dierks et al., 2010; Dierks, Manal, Hamill, y Davis, 2011; Koblbauer et al., 2014)
			Sin alteraciones	(Abt et al., 2011; Latorre-Román et al., 2017; Maas, Bie, Vanfleteren, Hoogkamer, y Vanwanseele, 2017)
			Incremento en el tiempo hasta la máxima eversión	(Christina et al., 2001; Dierks et al., 2010, 2011)
	Rodilla	Flexión Máxima	Incremento	(Coventry et al., 2006; Derrick et al., 2002; Hanley y Mohan, 2014; Kellis y Liassou, 2009; Mizrahi et al., 2000)
			Disminución	(Chan-Roper et al., 2012)
			Sin alteraciones	(Abt et al., 2011; De Lucca y Melo, 2012; Latorre-Román et al., 2017)
		Incremento en el tiempo hasta la máxima flexión	(Derrick et al., 2002)	
		Disminución en el tiempo hasta la máxima flexión	(Dierks et al., 2010, 2011)	
		Aducción	Disminución	(Dierks et al., 2011)
	Cadera	Rotación interna de la tibia	Incremento de la velocidad de aducción	(Dierks et al., 2011)
			Incremento	(Dierks et al., 2010, 2011)
		Rotación interna de la rodilla	Incremento	(Dierks et al., 2010, 2011)
			Incremento de la velocidad de rotación interna de la rodilla	(Dierks et al., 2010, 2011)
Fase de oscilación	Tobillo	Extensión	Incremento	(Clansey et al., 2012)
		Aducción	Incremento en la velocidad de aducción	(Dierks et al., 2010)
	Rodilla	Máxima flexión dorsal	Incremento	(De Lucca y Melo, 2012; Kellis y Liassou, 2009)
		Extensión (momento del despegue de los dedos)	Incremento	(Hanley y Mohan, 2014; Kellis y Liassou, 2009; Maas et al., 2017)
		Máxima flexión	Incremento	(Chan-Roper et al., 2012; Maas et al., 2017)
	Cadera	Máxima flexión	Sin alteraciones	(Abt et al., 2011; De Lucca y Melo, 2012; Latorre-Román et al., 2017)
			Incremento	(Mizrahi et al., 2000)
		Máxima extensión (antes del contacto inicial)	Incremento	(Mizrahi et al., 2000)
			Máxima Extensión	Disminución
	Máxima flexión	Aumento	(Chan-Roper et al., 2012)	

Como se puede observar en lo expuesto anteriormente, las modificaciones relacionadas con la influencia de la fatiga en los diferentes parámetros biomecánicos no son concluyentes. El principal motivo para explicar las discrepancias entre los resultados obtenidos en los diferentes estudios puede deberse al tipo de protocolo de fatiga empleado en cada uno de ellos. En este sentido, los test más empleados para causar fatiga son: a) eventos deportivos oficiales (Hasegawa et al., 2007; Kyröläinen et al., 2000; Nagel et al., 2008); b) test de carrera en pista a una intensidad determinada o durante un tiempo determinado (Alfuth y Rosenbaum, 2011; García-Pérez et al., 2013; Latorre-Román et al., 2017; Rosenbaum et al., 2008); c) test de laboratorio en treadmill que pueden ser a una velocidad constante, a una intensidad determinada para cada corredor, adaptando la velocidad a dicha intensidad o test de esfuerzo y protocolos incrementales (García-Pérez et al., 2013; Gerlach et al., 2005; Hanon, Thépaut-Mathieu, y Vandewalle, 2005; Lucas-Cuevas et al., 2017, 2014); d) otras actividades físicas distintas de la carrera (Christina et al., 2001; Charles Milgrom et al., 2007).

La fatiga juega un papel determinante en el análisis de la biomecánica de la carrera ya que produce alteraciones de la cinética y la cinemática de la carrera que se asocian a un incremento del riesgo de padecer lesiones por sobreuso (Hreljac, 2004). Por ello, pese a que es un fenómeno muy complejo y cuyo análisis puede resultar complicado, es necesario conocer la influencia de la fatiga en la magnitud de la carga dinámica que soporta el cuerpo del corredor. Esto es debido a que puede resultar fundamental en la planificación del entrenamiento, el diseño de pavimentos y calzado deportivo, así como de otros sistemas de prevención que puedan ayudar a reducir las posibilidades de lesión.

PUNTOS CLAVE

- La fatiga es una respuesta multidimensional que ocurre cuando existe una disminución de la capacidad para generar trabajo, fuerza máxima y/o potencia que puede ejercer el músculo.
- La fatiga produce alteraciones en la biomecánica de la carrera tanto a nivel cinético como cinemático, que pueden conllevar a un menor rendimiento y a un mayor riesgo de padecer lesiones.

1.4.- Las lesiones durante la carrera

El concepto **lesión en la carrera** se define como una dolencia musculoesquelética que se atribuye a la carrera y que tiene como consecuencia una restricción de la velocidad, la distancia, la duración o la frecuencia de la carrera durante al menos una semana (Hreljac, 2005; Hreljac, Marshall, y Hume, 2000; Koplán, Powell, Sikes, Shirley, y Campbell, 1982; Lysholm y Wiklander, 1987). Por otro lado, es importante conocer también el concepto de **lesión por sobreuso**, la cual se define como una lesión del sistema musculoesquelético que resulta del efecto de la fatiga de una estructura específica, estresada más allá de sus capacidades, durante un periodo de tiempo prolongado (Buist et al., 2010; Hreljac, 2005). Este tipo de lesiones suceden cuando se aplican fuerzas a una estructura biológica (huesos, tendones o músculos), inferiores al umbral lesivo agudo de dicha estructura, de manera repetitiva (Worp et al., 2015).

Durante la carrera, se han observado fuerzas de reacción del suelo hasta dos veces superiores a las encontradas durante la marcha y que, además, ocurren en la mitad de tiempo (Perry, 1983). Como resultado de este hecho, las fuerzas de impacto que deben soportar los tejidos del cuerpo durante la carrera son hasta cuatro veces superiores a los que se soportan durante la marcha (Willson y Kernozek, 1999). Esto implica que el sistema musculoesquelético absorbe impactos verticales de 1,2 a 4 veces el cuerpo del corredor en cada uno de los contactos del talón con el suelo (~600 impactos por km recorrido) (Bates, Osternig, Sawhill, y James, 1983; Creaby, May, y Bennell, 2011; Gross, Davlin, y Evanski, 1991; Lieberman et al., 2010; Lutter, 1980; Withnall, Eastaugh, y Freemantle, 2006). Una parte de estas cargas, son atenuadas por parte de las articulaciones y los tejidos blandos, pero una gran proporción se transmite por el esqueleto (Lafortune, 1991).

En general, la literatura parece concordar en que durante la carrera, la mayor parte de las lesiones (~90%) ocurren en las extremidades inferiores (Ho et al., 2010; Nagel et al., 2008). De este modo, van Gent y colaboradores (2007), en una revisión determinaron que el lugar más común para padecer una lesión como consecuencia de la carrera es la rodilla, seguido por el pie, la pierna inferior, la pierna superior, el tobillo, la cadera y las extremidades superiores y el tronco (Figura 4).

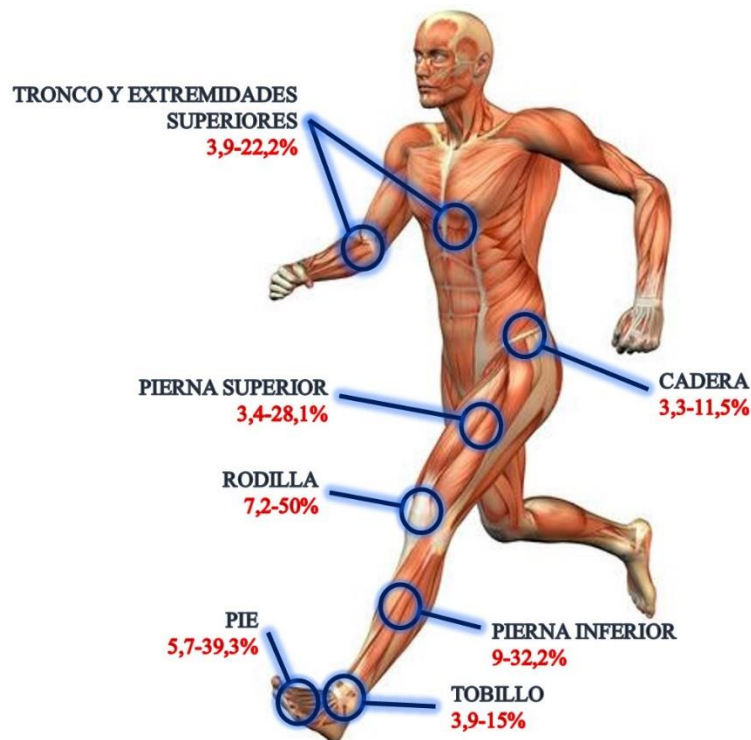


Figura 4. Localización de las lesiones más frecuentes en los corredores.

Es importante tener en cuenta que la mayor parte de las lesiones que ocurren durante la práctica de la carrera se pueden clasificar como lesiones por sobreuso, pese a que en algunas ocasiones los corredores sufren lesiones agudas, como pueden ser esguinces o fracturas de tobillo (Hreljac, 2005; Worp et al., 2015). Dentro de las lesiones por sobreuso producidas durante la práctica de la carrera, las más comunes encontradas por diferentes estudios son: el síndrome de dolor patelofemoral, las fracturas por estrés, especialmente en los metatarsianos, el estrés tibial medial (en las espinillas), la tendinitis rotuliana, la fascitis plantar y la tendinitis en el Aquiles (Foch, Reinbolt, Zhang, Fitzhugh, y Milner, 2015; Hreljac, 2005; Kahanov, Eberman, Games, y Wasik, 2015; Nielsen, Rønnow, Rasmussen, y Lind, 2014; Queen, Abbey, Wiegerinck, Yoder, y Nunley, 2010; Ribeiro et al., 2011; Snyder, DeAngelis, Koester, Spindler, y Dunn, 2009; Taunton et al., 2002; Van Ginckel et al., 2009).

Por su parte, la etiología de las lesiones por sobreuso es diversa y multifactorial (Saragiotto, Yamato, y Lopes, 2014; Willems et al., 2012), pero se han determinado algunos factores de riesgo asociados a la incidencia de lesiones durante la carrera que se pueden clasificar en dos grandes grupos: factores intrínsecos y factores extrínsecos (Gijon-Nogueron y Fernandez-Villarejo, 2015; Peterson y Renstrom, 2016).

- **Factores intrínsecos:** son los factores genéticos o biológicos individuales de cada corredor que pueden afectar a la incidencia de lesiones durante la carrera y como consecuencia que no pueden ser modificados. Los factores intrínsecos más comunes que afectan a la incidencia de lesiones son los siguientes:
 - Edad: los corredores con una edad más avanzada, cuando el cuerpo ha experimentado una mayor exposición a la carga física, tiene un mayor riesgo de padecer lesiones que la gente más joven (Meana, 2008; Ostenberg y Roos, 2000).
 - Sexo: la relación entre el sexo y el riesgo de lesión parece depender del tipo de lesión. Por ejemplo, las mujeres parecen ser más propensas a padecer una lesión de ligamento cruzado que los hombres (Gwinn, Wilckens, McDevitt, Ross, y Kao, 2000; Myklebust, Maehlum, Holm, y Bahr, 1998). Las razones de estas diferencias no están claras por el momento, pero podrían deberse a las diferencias hormonales, al contenido mineral de los huesos o a factores neuromusculares (Hewett, 2000; Wiesler, Hunter, Martin, Curl, y Hoen, 1996).
 - Historial de lesiones previas: el historial lesivo de los corredores es uno de los factores que parecen tener una mayor relación con la aparición de nuevas lesiones (Davis, Bowser, y Mullineaux, 2016; Fields, Sykes, Walker, y Jackson, 2010; Hardin, Van Den Bogert, y Hamill, 2004; Saragiotto et al., 2014; Tenforde, Sayres, McCurdy, Sainani, y Fredericson, 2013; Tenforde, Yin, y Hunt, 2016; Worp et al., 2015). Este hecho ocurre especialmente en la misma región que se ha lesionado previamente y es más relevante cuando la lesión es reciente (menos de 12 meses) o cuando no se ha rehabilitado adecuadamente (Milgrom et al., 1991; Saragiotto et al., 2014).
 - Rango de movimiento: una excesiva pronación del pie a lo largo de los ciclos repetitivos en la carrera, ha sido asociada a numerosas lesiones, específicamente las lesiones que se producen por sobreuso (Almonroeder, Benson, y O'Connor, 2016; Barton, Menz, y Crossley, 2011; Ferber, Hreljac, y Kendall, 2009; Hreljac, 2005), pese a ello, en la actualidad existen algunos estudios que parecen no asociar este movimiento con un mayor índice de lesiones (Nigg et al., 2015)

- Debilidad muscular: las contracciones de los músculos son importantes tanto para la ejecución del movimiento como para actuar como un mecanismo protector cuando se pre-activan antes del contacto con el suelo (Boyer y Nigg, 2007). Pese a ello, todavía no existen evidencias de la influencia de la debilidad muscular en el riesgo de lesiones ya que algunos estudios han encontrado una relación (Baumhauer, Alosa, Renström, Trevino, y Beynnon, 1995; Söderman, Alfredson, Pietilä, y Werner, 2001), pero otros no lo han hecho (Beynnon, Renström, Alosa, Baumhauer, y Vacek, 2001; Ekstrand y Gillquist, 1983; Milgrom et al., 1991; Ostenberg y Roos, 2000).
- Tipo de pie: el tipo de pie se ha asociado habitualmente como un factor de riesgo para la aparición de lesiones (Buldt et al., 2013; Chuckpaiwong, Nunley, Mall, y Queen, 2008; Fields et al., 2010; Hreljac, 2005; Lun, 2004; Meana, 2008; Nagel et al., 2008; Razeghi y Batt, 2000; Weist et al., 2004). En este sentido, un pie con un arco alto tiende a ser más rígido y a una posición supinada, asociándose a un mayor riesgo de lesiones especialmente en la región lateral de la región inferior de la pierna como la tendinitis del peroné, el estrés tibial y femoral y la fascitis plantar (Fields et al., 2010; Hreljac, 2005; Lun, 2004; Mademli y Klapsing, 2015; McKenzie, Clement, y Taunton, 1985; Razeghi y Batt, 2000; Wegener, Burns, y Penkala, 2008; Weist et al., 2004).
- **Factores extrínsecos**: son los factores que están relacionados con el ambiente y el contexto social, los cuales pueden ser modificados con el fin de reducir la incidencia de lesiones en la carrera. Los factores extrínsecos más comunes son:
 - Errores de entrenamiento: algunos estudios han estimado que más del 60% de las lesiones relacionadas con la carrera se han atribuido a errores en el entrenamiento (Daoud et al., 2012; Hreljac, 2005). Algunos de los errores identificados más comunes han sido el excesivo volumen o intensidad de entrenamiento y el incremento demasiado rápido en la distancia semanal de carrera (Chuckpaiwong et al., 2008; Fields et al., 2010; Fourchet et al., 2012; Ho et al., 2010; Hreljac, 2005; Nigg, 2001; Queen et al., 2010; Shorten, 2000; van Gent et al., 2007). Otras modificaciones que han mostrado incrementos en la incidencia de lesiones son los cambios en los horarios de

entrenamiento o los cambios del tipo de entrenamiento (Fields et al., 2010; Ho et al., 2010).

- Superficie de entrenamiento: en el contacto inicial las diferentes superficies del suelo modifican el tipo de reacción en función de las características de absorción de cargas de los materiales (Dixon, Collop, y Batt, 2000; Ho et al., 2010; Tessutti, Trombini-Souza, Ribeiro, Nunes, y Sacco, 2010). Las superficies con mayores propiedades de elasticidad proporcionan una mayor amortiguación, la cual reduce los picos de impacto, convirtiéndose en un mecanismo de protección contra las lesiones por sobreuso (Dixon et al., 2000; Fields et al., 2010; Hreljac, 2005; Johnston, Taunton, Lloyd-Smith, y McKenzie, 2003; Tessutti et al., 2010; Twomey, Finch, Lloyd, Elliott, y Doyle, 2012).
- Calzado: la selección del calzado en función del tipo de pie de y de la biomecánica específica del movimiento realizado por los corredores es esencial para mejorar el rendimiento y prevenir lesiones (Johnston et al., 2003; Morey y Mademli, 2015; van Gent et al., 2007). En la actualidad, el calzado de carrera proporciona combinaciones específicas de soporte y estabilidad en función de las características propias del corredor, por lo que existen diferentes tipos de zapatillas en función de sus propiedades: zapatillas amortiguadoras, zapatillas neutras, zapatillas estabilizadoras y zapatillas de control del movimiento (Werd y Knight, 2010). El uso de un calzado inapropiado puede conllevar a un incremento de la incidencia de lesiones en corredores (Fields et al., 2010; Hirschmüller et al., 2011; Hreljac, 2005; Zadpoor, Nikooyan, y Arshi, 2007; Zadpoor y Nikooyan, 2010).

Otra de las modificaciones que pueden afectar a la incidencia de lesiones, estrechamente relacionada con el calzado, son las propiedades de la media suela. En este sentido, algunos estudios han encontrado que el empleo de una media suela menos rígida se asocia a una reducción de los picos de impacto (Ly, Alaoui, Erlicher, y Baly, 2010; Shorten, 2000), mientras que otros no han encontrado diferencias (Lieberman et al., 2010; Nigg, 2001; Razeghi y Batt, 2000; Zadpoor y Nikooyan, 2010). En cualquier caso, se ha concluido que el método más importante de selección del calzado una vez

que el tipo de pie ya se ha tenido en cuenta, es la adaptación al pie y el confort (Nigg et al., 2015).

En los últimos años, algunos autores han establecido que la carrera sin calzado (conocida como “*barefoot running*” en Inglés) o con calzado minimalista (Figura 5), tiene una menor incidencia de lesiones musculoesqueléticas. Esto es debido a que se trata de un movimiento más natural del ser humano, y a que la mayoría de corredores habituales que no utilizan calzado, tienden a apoyar con el antepié, evitando el primer impacto vertical del suelo en los corredores talonadores (Larson, 2014; Lieberman, 2014; Lieberman et al., 2010; Squadrone y Gallozzi, 2009). Sin embargo, este tipo de carrera no está exenta de riesgo de lesiones, ya que se produce mayor estrés en la zona de la pierna inferior y el arco plantar, equiparándose el riesgo de lesión a correr con calzado cuando se incrementa la distancia de entrenamiento (Altman y Davis, 2016; Firminger, Fung, Loundagin, y Edwards, 2017; Lucas-Cuevas et al., 2016). Existe además un mayor riesgo de padecer ampollas y cortes en las plantas de los pies (Altman y Davis, 2016).



Figura 5. Ejemplos de calzado tradicional de carrera (izquierda) y de calzado minimalista de carrera (“*five fingers*”) (derecha).

Como se ha podido observar en lo anteriormente descrito, la prevención de lesiones es uno de los principales objetivos para los diferentes colectivos implicados en la práctica deportiva, tanto los propios atletas, como los entrenadores y los investigadores. En este sentido, los soportes plantares se han empleado desde hace más de dos siglos para corregir algunos de los factores de riesgo en la aparición de lesiones en la carrera tanto a nivel intrínseco, influyendo por ejemplo en el tipo de pie o la longitud de las piernas, como a

nivel extrínseco, controlando el movimiento del tobillo o reduciendo las fuerzas de impacto o las presiones plantares. Además, su utilización está ganando importancia en el rendimiento deportivo debido a su potencial influencia en la biomecánica de la carrera. Es por ello, que se pasarán a describir con mayor profundidad sus características, usos, etc., en la siguiente sección.



PUNTOS CLAVE



- Durante la carrera se producen fuerzas de impacto en cada uno de los contactos con el suelo, de entre 1,5 y 4 veces el peso del cuerpo, que pueden conllevar un riesgo de lesión por sobreuso.
- Las lesiones más frecuentes producidas durante la carrera se dan en las extremidades inferiores, especialmente en la rodilla.
- Existen factores intrínsecos (edad, sexo, historial de lesiones previas, rango de movimiento, debilidad muscular y tipo de pie) y factores extrínsecos (errores en el entrenamiento, la superficie de carrera y la elección del calzado) que tienen influencia en la incidencia de lesiones durante la carrera.

1.5.- Los soportes plantares en la carrera

Los soportes plantares, más conocidos como “*plantillas*” (“*foot orthoses*” por su denominación en inglés), son definidos como ortesis que abarca el pie completo o una parte del mismo (ISO, 2007) que puede ser individualizado (dispositivo que es diseñado y fabricado para cumplir con los requisitos funcionales de un individuo, basado en información como moldes, modelos, representaciones del pie en 3D, medidas e imágenes) o prefabricado (dispositivo que ha sido diseñado para cumplir con un requerimiento funcional y se encuentra habitualmente en serie) (ACFAOM, 2011; Collins, Bisset, McPoil, y Vicenzino, 2007; ISO, 2007).

Kirby, (2002) por su parte, los define como dispositivos médicos que se colocan en el interior del zapato, que han sido diseñados para alterar magnitudes y patrones temporales de las fuerzas de reacción que actúan en la superficie de la planta del pie. Tienen como finalidad permitir un funcionamiento más normal del pie y la extremidad inferior, y disminuir las fuerzas de carga patológicas en los componentes estructurales del pie o de otras cadenas cinéticas, durante las actividades en las que soportan el peso del cuerpo (Hunter, Dolan, y Davis, 1995).

En este sentido, el término soporte plantar, es muy amplio ya que ha sido utilizado para todos los tipos de dispositivos que se colocan en el interior del calzado que tienen como finalidad tratar patologías o ajustar la biomecánica de la carrera reduciendo las fuerzas de reacción del suelo y ajustando los patrones cinemáticos de los corredores (Chevalier y Chockalingam, 2011; Kirby, 2017).

1.5.1.- Tipos de soportes plantares

Debido a la amplitud en la definición del término soporte plantar, es importante conocer los tipos que existen para permitir realizar comparaciones entre ellos (Chevalier y Chockalingam, 2011) y, de ese modo, ser capaces de interpretar adecuadamente los resultados de los estudios.

Existen multitud de criterios a la hora de clasificar los soportes plantares (Paton, Jones, Stenhouse, y Bruce, 2007). A continuación, se expondrá la clasificación de los soportes plantares realizada por Crabtree, Dhokia, Newman, y Ansell (2009) en función de diferentes criterios como su objetivo, su rigidez, su método de producción o su adaptación, ya que ha sido considerada como la más completa (Figuras 6 – 9):

- **Soportes plantares según su rigidez:**
 - Soportes blandos: se caracterizan por proporcionar una mayor amortiguación al pie.
 - Soportes semirrígidos: proporcionan una amortiguación y un control del movimiento del pie intermedio.
 - Soportes plantares rígidos: proporcionan el mayor control del movimiento del pie dentro de la zapatilla.



Figura 6. Ejemplos de soportes plantares: blandos (izquierda), semirrígidos (centro) y rígidos (derecha).

- **Soportes plantares según su adaptación:**
 - Soportes acomodativos: este tipo de dispositivo consigue un contacto total de la planta del pie. En este sentido, soportan acomodan y protegen un pie rígido o una deformidad específica sin corregirla.
 - Soportes funcionales: este tipo de soportes proporcionan estabilidad de las articulaciones, control del movimiento y corrige la función del pie en el caso de ser necesario.



Figura 7. Ejemplo de soporte acomodativo (izquierda) y funcional para la corrección de pies planos (derecha).

- **Soportes plantares según su objetivo:**
 - Soportes deportivos: estos soportes están especialmente diseñados para la práctica deportiva de una modalidad concreta, de manera que intentar mejorar el rendimiento de dicha actividad. Existen soportes plantares especialmente diseñados para fútbol, baloncesto o la carrera entre otros.
 - Soportes médicos: tienen como objetivo fundamental el tratamiento de patologías del pie o están diseñados para poblaciones especiales, como personas con diabetes.
 - Soportes para el confort: este tipo de soportes están diseñados específicamente para el calzado de calle y su principal finalidad es proporcionar comodidad a los individuos.



Figura 8. Ejemplos de soportes deportivos (izquierda), médicos para diabéticos (centro) y para el confort (derecha).

- **Soportes plantares según su método de fabricación:**
 - Soportes plantares prefabricados: este tipo de soportes plantares se producen en masa y se pueden comprar en cualquier tienda sin necesidad de prescripción, además de ser los más económicos. Habitualmente proporcionan soporte en el arco o amortiguación en diferentes áreas del pie sin ninguna personalización específica.

- Soportes plantares customizados: se tratan de soportes plantares prefabricados modificados en alguno de sus componentes. Este tipo de soportes pueden ser producidos a través de un diseño modular, como por ejemplo mediante la adición de una almohadilla en el talón para evitar diferencias entre las piernas.
- Soportes plantares individualizados: este tipo de soportes plantares deben ser prescritos y fabricados por un especialista en podología a medida del paciente. Son los soportes plantares más caros y únicamente pueden adquirirse en lugares especializados. Este tipo de soportes son los que ofrecen habitualmente la mejor adaptación individual y dan los mejores resultados.

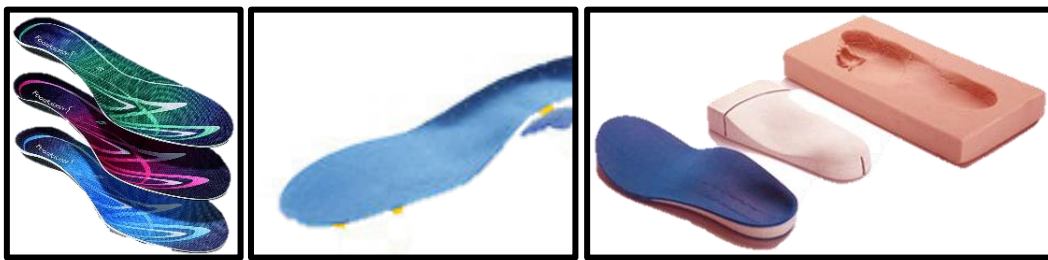


Figura 9. Ejemplos de soportes prefabricados (izquierda), customizados (centros) e individualizados (derecha).

Además, es importante tener en cuenta a la hora de fabricar los soportes plantares la correcta selección de los materiales a la hora de conseguir un resultado óptimo (Scherer, 2017). De este modo, los materiales más comunes en la fabricación de soportes plantares son (Crabtree et al., 2009): a) **plásticos**, como el polipropileno, el cual es un ejemplo de material rígido o semirrígido, en función del grosor de la suela; b) **espumas**, como el poliuretano y la EVA, que pueden ser de células abiertas, es decir, que permiten la interacción de los bolsillos de aire o de células cerradas, dónde el gas está encerrado en células del polímero; y c) **fibras de carbono reforzadas con plásticos**, que proporcionan una buena rigidez con poco peso y espesor.

En la actualidad, la industria se está actualizando y están generando nuevos tipos de soportes plantares con funciones y materiales novedosos de manera continua. Algunos de los ejemplos más destacados dentro de este mercado son (Figura 10):

- Los soportes plantares prefabricados termoconformables, los cuales ofrecen la capacidad de adaptarse a la forma del pie del usuario mediante un microondas casero. Esto lo consiguen por medio de materiales con memoria de forma, que al enfriarse mantienen el moldeado conseguido tras ser calentados.
- Soportes plantares con “*wearables*”, los cuales tienen integrados sensores de medición de parámetros espacio-temporales, GPS, presiones plantares, aceleraciones o de temperatura de las plantas de los pies, entre otros, que aportan información instantánea sobre la biomecánica y la fisiología para los corredores por medio de aplicaciones en aplicaciones webs o en “*smartphones*”.
- Soportes plantares generadores de energía, los cuales permiten acumular la energía producida por la cinética de la carrera (impacto del pie con el suelo) y transformarla para emplearla en la carga de dispositivos electrónicos, para dar luz u otras aplicaciones que precisen de energía eléctrica (Hou, 2013).



Figura 10. Ejemplos de soportes plantares novedosos. Soporte plantar prefabricado termoconformable (izquierda); soporte plantar “*wearable*” (centro) y soporte plantar generador de energía (derecha).

1.5.2.- La importancia de los soportes plantares para los corredores

El uso de soportes plantares en la carrera tiene dos objetivos fundamentalmente, por un lado, se emplean como sistemas de prevención y tratamiento de lesiones, es decir, como herramienta terapéutica y, por otro lado, con el objetivo de incrementar el rendimiento deportivo.

1.5.2.1.- Prevención y tratamiento de lesiones

La carrera presenta numerosos beneficios para la salud tanto a nivel físico como psicológico y social (Haskell et al., 2007; Hespanhol Junior et al., 2015; Subirats Bayego et al., 2012; Warburton et al., 2006), pero existe un gran índice de lesiones asociados con esta actividad (Oja et al., 2015; van Gent et al., 2007). En este sentido, la prescripción de soportes plantares ha sido utilizada durante más de dos siglos para el tratamiento médico de las extremidades inferiores y patologías del pie (Kirby, 2017; Schuster, 1974), así como para la prevención de lesiones por sobreuso (Hirschmüller et al., 2011; Razeghi y Batt, 2000). Los soportes plantares no son capaces de proporcionar una cura definitiva para las lesiones por sobreuso en corredores (Razeghi y Batt, 2000), pese a ello, diferentes autores han demostrado que son capaces de aliviar los síntomas, reducir el dolor y acelerar la recuperación para conseguir la reincorporación a la actividad física de manera más rápida (Johnston, Taunton, Lloyd-Smith, y McKenzie, 2003; MacLean, Davis, y Hamill, 2008; Murphy, Curry, y Matzkin, 2013).

La prescripción de soportes plantares se realiza por múltiples razones como por ejemplo reducir las presiones plantares, reducir la probabilidad de sufrir una úlcera, reducir el dolor del pie, corregir alteraciones anatómicas y para ajustar la técnica biomecánica de la carrera (Crabtree et al., 2009; Kirby, 2017; Tomaro y Burdett, 1993). Entre estas razones, la pronación del pie, y concretamente el movimiento de eversión del retropié, es una de las variables que ha atraído un mayor interés científico ya que una excesiva pronación del pie a lo largo de los ciclos repetitivos en la carrera, ha sido asociada a numerosas lesiones, específicamente las lesiones que se producen por sobreuso (Almonroeder et al., 2016; Barton et al., 2011; Ferber et al., 2009; Alan Hreljac, 2005).

Algunas de las lesiones más comunes en la carrera se han asociado a una excesiva pronación, como por ejemplo el síndrome del dolor patelofemoral y el síndrome de la banda iliotibial (Fields et al., 2010; Fischer, Willwacher, Hamill, y Brüggemann, 2017; Taunton et al., 2002; van Gent et al., 2007). Los soportes plantares son considerados por

muchos especialistas en el campo del deporte como una de las estrategias más importantes para la prevención de lesiones, así como para la optimización de la biomecánica de la carrera (Kirby, 2017), por lo que han sido empleados para la prevención de estas lesiones (Collins et al., 2007; Johnston et al., 2003). Muchos de los productos deportivos diseñados para la carrera no han podido evidenciar los beneficios asociados a su uso. Sin embargo, en el caso de los soportes plantares como herramienta de prevención y tratamiento de lesiones han sido corroborados por la literatura científica como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2. Lesiones relacionadas con la carrera, tratadas mediante el uso de soportes plantares.

AUTORES	LESIONES TRATADAS
(Bonanno et al., 2017)	Prevención de lesiones generales, dolor tibial y fracturas por estrés de los metatarsos.
(Burns, Crosbie, Ouvrier, y Hunt, 2006)	Fascitis plantar y dolor por pies cavos
(Collins et al., 2008)	Síndrome patelofemoral y fascitis plantar
(Donoghue, Harrison, Laxton, y Jones, 2008)	Lesión crónica del tendón de Aquiles
(Eng y Pierrynowski, 1993)	Síndrome patelofemoral
(Hirschmüller et al., 2011)	Lesiones por sobreuso relacionadas con la carrera (síndrome de dolor patelofemoral, síndrome de la banda iliotibial, fascitis plantar y tendinopatías.
(Hume et al., 2008)	Fascitis plantar, síndrome patelofemoral y fractura por estrés
(Karl B. Landorf, Keenan, y Herbert, 2006)	Fascitis Plantar
(Mayer, Hirschmüller, Müller, Schuberth, y Baur, 2007)	Tendinopatía del Aquiles
(Ryan, Fraser, McDonald, y Taunton, 2009)	Fascitis Plantar
(Saxena y Haddad, 2003)	Condromalacia rotuliana y síndrome patelofemoral.
(Shih, Wen, y Chen, 2011)	Reducción de los síntomas de dolor de la rodilla y el tobillo en corredores con el pie pronado

En general, los autores que han realizado revisiones sistemáticas sobre la prevención y el tratamiento de lesiones por medio de soportes plantares, parecen estar de acuerdo en que su uso es eficaz en la prevención de las lesiones musculoesqueléticas por sobreuso (Bonanno, Landorf, Munteanu, Murley, y Menz, 2017; Collins et al., 2007), en el dolor

tibial y en el tratamiento de fracturas por estrés (Bonanno et al., 2017). Sin embargo, una vez que las lesiones están presentes, no se puede asegurar que su tratamiento con soportes plantares sea eficaz, especialmente en las zonas blandas, debido a la baja calidad de los estudios realizados en este sentido (Bonanno et al., 2017; Collins et al., 2007).

1.5.2.2.- Rendimiento deportivo

Algunos estudios han estudiado ciertos parámetros predictivos del rendimiento deportivo con el uso de soportes plantares. En este sentido, es posible que los soportes plantares afecten al consumo de oxígeno durante la carrera, favoreciendo de este modo la economía de carrera (Burke y Papuga, 2012; Roy y Stefanyshyn, 2006). Roy y Stefanyshyn (2006) encontraron una reducción muy pequeña (~1%) por medio del incremento de la flexión longitudinal de la entre suela. Por su parte, Burke y Papuga (2012) obtuvieron reducciones de un 3% como mínimo y hasta el 12% en el consumo de oxígeno con el uso de soportes plantares individualizados, sin embargo, la muestra de su estudio fue de 6 corredores recreacionales únicamente, por lo que no es posible generalizar sus resultados.

Pese a la falta de evidencias científicas sobre el efecto de los soportes plantares en la economía de carrera, muchos corredores los utilizan con el fin de mejorar su rendimiento deportivo. Sin embargo, sí que se han estudiado sus efectos como herramienta de corrección de la biomecánica de las extremidades inferiores que resulta perjudicial para la salud o van en detrimento del rendimiento deportivo (Crabtree et al., 2009; Mills, Blanch, Chapman, McPoil, y Vicenzino, 2010). En este sentido, se han encontrado algunas alteraciones en las siguientes áreas de la biomecánica de la carrera por el uso de soportes plantares (Kirby, 2017; Murphy et al., 2013):

- **Transmisión de impactos:** Los soportes plantares se han propuesto como una posible solución a los altos impactos y las cargas verticales que incrementan la incidencia de lesiones por sobreuso durante la carrera (Lewinson y Stefanyshyn, 2017; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, y Davis, 2006; O'Leary, Vorpahl, y Heiderscheit, 2008; Windle, Gregory, y Dixon, 1999). La introducción de un elemento con una buena capacidad de amortiguación entre el suelo y el pie produce beneficios en la reducción de los impactos (Ferber et al., 2009;

McMillan y Payne, 2008; Mills et al., 2010), pudiendo reducir el riesgo y la frecuencia de lesiones (Lucas-Cuevas et al., 2017) (Figura 11).

Pese a ello, algunos estudios no han encontrado modificaciones en las aceleraciones con el uso de soportes plantares individualizados (Laughton, Davis, y Hamill, 2003; Lucas-Cuevas et al., 2017; MacLean, McClay Davis, y Hamill, 2006) ni prefabricados (Lucas-Cuevas et al., 2017), ni por el uso de soportes plantares blandos ni rígidos (Butler, Davis, Laughton, y Hughes, 2003).

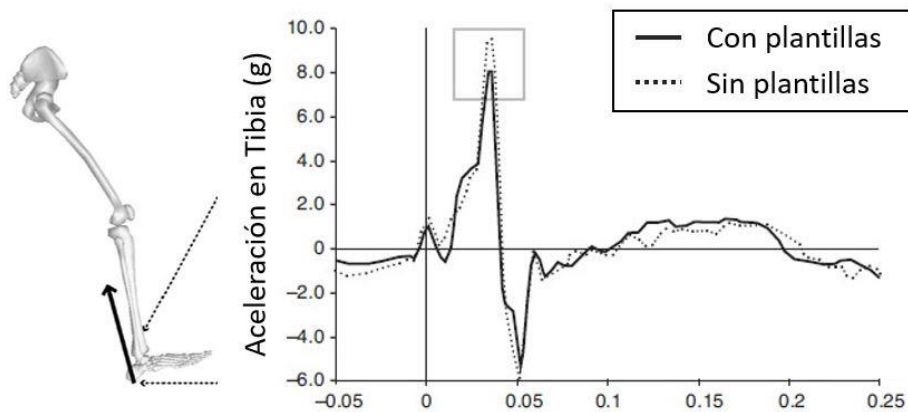


Figura 11. Ejemplo del efecto de los soportes plantares en las aceleraciones en la tibia.
Nota Fuente: Adaptado de O’Leary et al., 2008.

- **Presiones plantares:** El uso de soportes plantares se ha sugerido como una buena estrategia para conseguir una redistribución de las presiones plantares de manera que se puedan reducir sobrecargas dañinas (Escamilla Martínez, Gómez, Sánchez, y Martínez, 2015; Hähni, Hirschmüller, y Baur, 2016; Kirby, 2017; Lee et al., 2012). Una buena redistribución de las presiones plantares consiste en distribuir las cargas plantares de una manera uniforme, reduciendo las cargas en las regiones con mayores presiones para distribuirlas por las regiones con presiones más bajas (Kirby, 2017; Lee, Lin, y Wang, 2012).

El diseño de los soportes plantares modifica las presiones plantares en función del objetivo buscado. Por ejemplo, mediante el uso de cuñas mediales se puede incrementar la presión plantar en la región lateral (Dixon y McNally, 2008).

Durante la carrera de larga distancia, el uso de soportes plantares individualizados se ha traducido en una reducción de las presiones plantares en

el talón (Lucas-Cuevas et al., 2014; Salles y Gyi, 2013), el mediopié y el Hallux (Lucas-Cuevas et al., 2014). Por su parte, el uso de soportes plantares prefabricados ha producido reducciones en las presiones plantares en los dedos y en el mediopié (Lucas-Cuevas et al., 2014) (Figura 12).

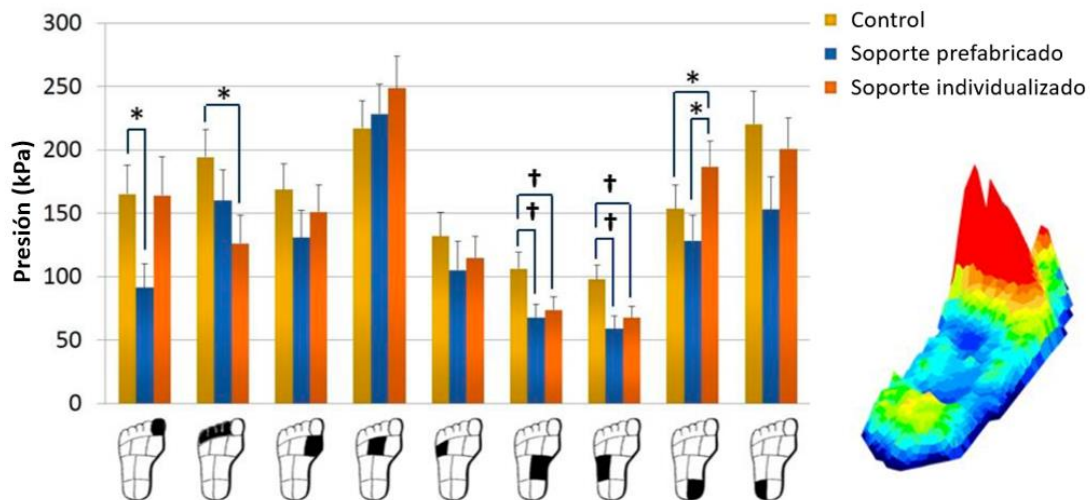


Figura 12. Ejemplo del efecto de diferentes soportes plantares en el pico máximo de presión durante la carrera.

Nota Fuente: Adaptado de Lucas-Cuevas et al. (2014).

- **Actividad Neuromuscular:** La actividad neuromuscular de las extremidades inferiores está influenciada por los cambios en la construcción de la media suela del calzado (Wakeling, Pascual, y Nigg, 2002), por lo que la introducción de un soporte plantar puede influir también en este aspecto (Mündermann, Wakeling, Nigg, Humble, y Stefanyshyn, 2006) (Figura 13). Estos cambios pueden deberse porque los soportes plantares modificar la alineación del esqueleto, lo que se traduce en cambios en la función muscular para conseguir el patrón de movimiento preferido por los corredores (Nigg et al., 2015)

El efecto de los soportes plantares a nivel de actividad neuromuscular parece depender del historial de lesiones de las extremidades inferiores de los corredores (Mills et al., 2010). En general, mediante una intervención de soportes plantares en participantes sanos se obtienen incrementos en la actividad electromiográfica del tibial anterior, el peroné largo, el bíceps femoral y los músculos del muslo anterior (Mündermann et al., 2006; Murley y Bird, 2006). Por su parte, en corredores con patologías de las extremidades inferiores se

produce un descenso en la actividad del bíceps femoral (Nawoczenski y Ludewig, 1999). Sin embargo, es importante ser cuidadosos a la hora de generalizar estos resultados debido a que la investigación en este sentido es todavía muy limitada.

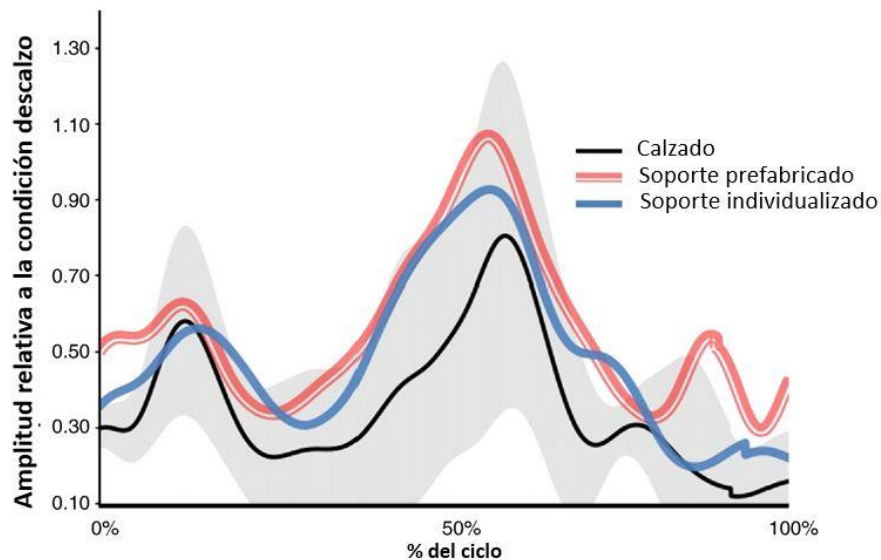


Figura 13. Ejemplo de una señal de EMG del peroné largo durante la carrera empleando diferentes tipos de soportes plantares.

Nota Fuente: Adaptado de Murley, Landorf, y Menz (2010).

- **Cinemática:** Pese a la importancia de los parámetros espacio-temporales en la economía de la carrera (Cavanagh y Williams, 1982; Chapman et al., 2012; Halvorsen et al., 2012; Hunter y Smith, 2007; Morgan et al., 1994; Jean-Benoît Morin et al., 2012; Vernillo et al., 2015), únicamente existen dos estudios que han analizado el efecto de los soportes en estos parámetros (Lucas-Cuevas et al., 2017, 2014). Estos estudios no han encontrado modificaciones en la frecuencia de zancada, longitud de zancada y tiempo de contacto por el uso de soportes plantares individualizados ni prefabricados durante la carrera.

Por otra parte, los soportes plantares han sido ampliamente estudiados para el tratamiento y corrección de desalineaciones mecánicas del cuerpo (Thierry Larose Chevalier y Chockalingam, 2011; Crabtree et al., 2009; Fields et al., 2010; Landorf y Keenan, 2000; Mills et al., 2010), especialmente para el control de la eversión de la articulación subastragalina (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Nigg, Stefanyshyn, Cole, Stergiou, y Miller, 2003). Existe una gran

heterogeneidad de resultados en este sentido, mientras algunos estudios no encontraron modificaciones en el movimiento del retropié por medio de una intervención de soportes plantares (Almonroeder, Benson, y O'Connor, 2015; Almonroeder et al., 2016; Dixon, 2007; Lewinson y Stefanyshyn, 2017; Nigg et al., 2003; Stacoff et al., 2000; Wahmkow, Cassel, Mayer, y Baur, 2017), otros sugieren que se controlan algunos aspectos del movimiento del retropié como el pico de eversión, la “*eversion excursion*” o la velocidad de eversión (Eng y Pierrynowski, 1994; MacLean et al., 2008; Majumdar et al., 2013; Mündermann, Nigg, Humble, y Stefanyshyn, 2003a, 2003b; Rodrigues, Chang, TenBroek, y Hamill, 2013; Sinclair, Isherwood, y Taylor, 2015).

- **Percepción del confort:** El confort percibido por el uso de soportes plantares puede verse afectado por numerosos factores como los materiales de construcción, la adaptabilidad al pie, el diseño, etc. (Au y Goonetilleke, 2007; Hennig, Valiant, y Liu, 1996; Mündermann et al., 2003b) Los soportes plantares percibidos como los más cómodos por los corredores se han asociado con una menor ratio de lesiones debidas al movimiento (Mündermann, Stefanyshyn, y Nigg, 2001) y un mejor rendimiento deportivo (Luo, Stergiou, Worobets, Nigg, y Stefanyshyn, 2009; Salles y Gyi, 2013). En general, los soportes plantares más blandos (Hennig et al., 1996; Mills, Blanch, y Vicenzino, 2011, 2012; Mündermann et al., 2006) y, en la carrera, los soportes plantares individualizados (Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, y Llana-Belloch, 2014) son percibidos como los más cómodos.

Además, Yavuz y colaboradores (2014) encontraron una relación entre las cargas triaxiales de las plantas de los pies y la temperatura superficial de la piel. Debido a que los soportes plantares redistribuyen las presiones plantares (Escamilla Martínez et al., 2015; Hähni et al., 2016; Kirby, 2017; Lee et al., 2012; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, et al., 2014), podrían encontrarse modificaciones en la temperatura superficial de la piel como consecuencia de este efecto (Figura 14). Por otra parte, los materiales empleados en la fabricación de los soportes plantares podrían afectar a la termorregulación de los pies de diferentes formas, y como consecuencia, al confort térmico percibido por los corredores. Pese a ello, en la actualidad no existen

investigaciones que estudien el efecto de los soportes plantares en la temperatura superficial de las plantas de los pies.

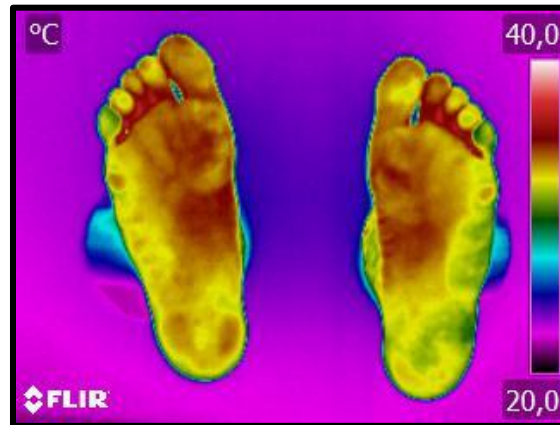


Figura 14. Ejemplo de una imagen termográfica de las plantas de los pies tras la carrera.

En resumen, parece estar aceptado de forma general que el uso de soportes plantares conlleva beneficios tanto en la prevención de lesiones como en el rendimiento deportivo (Collins et al., 2007; Hirschmüller et al., 2011; MacLean et al., 2006; Saxena y Haddad, 2003), pese a que los resultados de los diferentes estudios son contradictorios en numerosas ocasiones (Fields et al., 2010; Hume et al., 2008). Además, en la mayoría de los casos, se han estudiados los efectos de los soportes plantares sin la influencia de la fatiga o antes y después de la misma, sin tener en cuenta la evolución de los diferentes parámetros a lo largo del tiempo. En este sentido, es importante ampliar la investigación en las áreas donde existe una falta de conocimiento y en las que existe una mayor controversia de los resultados obtenidos.

 **PUNTOS CLAVE** 

- Los soportes plantares son dispositivos que se colocan en el interior del calzado con el fin de tratar patologías o modificar la biomecánica del patrón de movimiento.
- Los soportes plantares pueden clasificarse en función de numerosos factores como son: la rigidez, la adaptación, el objetivo o el método de fabricación. Además, resulta de vital importancia la elección de los materiales en su fabricación para conseguir los objetivos a los que se han destinado.
- La importancia de los soportes plantares en la carrera es fundamentalmente por dos motivos: por la prevención y tratamiento de patologías de las extremidades inferiores y por la mejora del rendimiento deportivo. Pese a ello, existen a día de hoy resultados muy heterogéneos sobre los beneficios producidos por el uso de soportes plantares durante la carrera.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS



2.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS

Como consecuencia de todo lo anteriormente descrito, en la presente tesis doctoral se plantearon los siguientes objetivos e hipótesis:

Objetivos Generales:

- Evaluar los **efectos** en la **biomecánica de la carrera** debido al **uso de soportes plantares** especialmente diseñados para la carrera: control (plantilla original de la zapatilla), soporte plantar prefabricado (SP) y soporte plantar individualizado (SI).
- Estudiar los **efectos** de la **interacción entre el estado de fatiga del corredor y el uso de soportes plantares** sobre las variables biomecánicas analizadas.

Objetivos e Hipótesis Específicos:

- ❖ Conocer el **comportamiento térmico** de las **extremidades inferiores**, así como los efectos derivados del uso de los **soportes plantares** prefabricados y personalizados en la temperatura superficial de las piernas **antes, después y 10 minutos después** de la **carrera**.
 - ✓ **H₁**: No se producirán asimetrías en la temperatura superficial entre la pierna dominante y la no dominante en ninguno de los casos.
 - ✓ **H₂**: Se encontrarán los mayores incrementos de temperatura en las regiones óseas y ligamentosas de las piernas (rodilla, tobillo y Aquiles) como consecuencia de realizar 30 minutos de carrera en cinta.
 - ✓ **H₃**: No se producirán cambios en la temperatura de las piernas por el uso de los diferentes soportes plantares durante la carrera.
- ❖ Evaluar el **comportamiento térmico** de las **plantas de los pies**, así como los **efectos** que pueden tener los diferentes **soportes plantares** en la **temperatura superficial** de las plantas de los pies **antes, después y 10 minutos después** de la **carrera**.
 - ✓ **H₄**: No se producirán asimetrías en la temperatura superficial entre el pie dominante y el pie no dominante en ninguno de los casos.

- ✓ **H₅**: Tras la carrera se encontrarán las temperaturas más elevadas. Además, los mayores incrementos de temperatura se observarán en el antepié, los menores en el mediopié y en el retropié se darán incrementos intermedios.
- ✓ **H₆**: Se producirán disminuciones de la temperatura superficial de las plantas de los pies con el uso de soportes plantares, especialmente con los soportes individualizados en las regiones del antepié y el retropié.
- ❖ Analizar la **influencia** de tres **soportes plantares** sobre la **flexión de la rodilla** durante la carrera.
 - ✓ **H₆**: El uso de soportes plantares no producirá modificaciones en la flexión de rodilla, en comparación con el soporte de control.
 - ✓ **H₇**: La aparición de la fatiga producirá un incremento en las variables de flexión de rodilla.
- ❖ Estudiar los **efectos** de los **soportes plantares** prefabricados e individualizados sobre la **eversión del tobillo** durante la carrera.
 - ✓ **H₈**: El uso de los soportes plantares no producirá asimetrías en la eversión del tobillo entre el pie dominante y el pie no dominante.
 - ✓ **H₉**: Los soportes plantares reducirán la eversión de tobillo respecto a la condición control, consiguiendo los individualizados una mayor neutralización de esta pronación excesiva frente a los soportes prefabricados, especialmente al final de la carrera.
 - ✓ **H₁₀**: La fatiga producirá un aumento de la eversión de tobillo tanto en el contacto inicial, como en el máximo durante la fase de apoyo.
- ❖ Evaluar el **efecto** de los **soportes plantares** individualizados y prefabricados en **parámetros espacio-temporales** (longitud de paso, longitud de zancada, frecuencia de paso, tiempo de contacto y tiempo de vuelo) durante la carrera y su efecto en la fatiga.
 - ✓ **H₁₁**: No se producirán asimetrías entre la pierna dominante y la no dominante en los parámetros espacio-temporales por el uso de los soportes plantares.

- ✓ **H₁₂**: No habrá diferencias entre el efecto provocado por los soportes individualizados y prefabricados sobre los parámetros espacio-temporales en ninguno de los momentos de la carrera.
- ✓ **H₁₃**: Como consecuencia de la fatiga muscular provocada durante la carrera, la longitud de zancada y el tiempo de contacto aumentarán y la frecuencia de zancada y el tiempo de vuelo disminuirán.
- ❖ Conocer el **efecto** de los **soportes plantares** y el estado de fatiga en la **percepción del confort**.
 - ✓ **H₁₄**: Los soportes plantares, serán percibidos por los participantes como más cómodos que la condición control, siendo los soportes individualizados percibidos como más cómodos por los corredores.

3. METODOLOGÍA



3.- METODOLOGÍA

3.1.- Diseño Experimental

El presente trabajo se encuadra dentro de una investigación experimental multifactorial intra-sujetos, en el que los participantes llevaron a cabo 3 pruebas de carrera sobre treadmill alternando tres condiciones diferentes de soportes plantares: Soporte Plantar Control [SC], Soporte Plantar Prefabricado [SP] y Soporte Plantar Individualizado o Personalizado [SI]. Además, se realizaron registros en dos condiciones de fatiga (reposo y fatigado) de diversas variables termográficas y de confort, así como la evolución en el tiempo de variables cinemáticas angulares y espacio-temporales.

Durante el proyecto se utilizó un ciego simple para la condición de soporte plantar, en el que los investigadores que realizaban las mediciones conocían las condiciones de soportes plantares, mientras que los participantes que acudían a las pruebas no conocían la condición de soporte plantar, de tal forma que se evitó el efecto placebo.

3.1.1.- Participantes

La muestra inicial del presente estudio consistía en 26 corredores/as reclutados por medio de anuncios en diversos clubs de atletismo y triatlón, así como en carreras populares de la ciudad de Valencia. Los participantes rellenaron un cuestionario online (Anexo I), con datos referentes a los criterios de inclusión que se tuvieron en cuenta a la hora de reclutar a los participantes. Los criterios de inclusión para formar parte del estudio fueron los siguientes:

- Correr una distancia de 10km entre 40 y 50 minutos los hombres, y entre 50 y 60 minutos las mujeres.
- No haber padecido lesiones de gravedad en las extremidades inferiores en los 12 meses previos al estudio.
- No haber utilizado soportes plantares de ningún tipo con anterioridad.
- Estar habituado a realizar un entrenamiento semanal mínimo de 15km.

Finalmente, 24 corredores (6 mujeres y 18 hombres) completaron el protocolo del estudio y sus características se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Parámetros descriptivos de la muestra.

Parámetro	Media (dt)
Edad (años)	34 (5)
Masa Corporal (kg)	71,4 (12,5)
Altura (m)	1,75 (0,08)
Volumen de Entrenamiento (km/semana)	37,5 (12,8)
Velocidad Aeróbica Máxima (m/s)	4,36 (0,51)

Teniendo en consideración la declaración de Helsinki (1975) y revisada en 2008, los participantes fueron informados del protocolo y el diseño experimental del estudio, y firmaron el consiguiente consentimiento informado (Anexo II). Además, el estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad (Número de Procedimiento H1427706182089) (Anexo III).

3.1.2.- Clasificación del tipo de pie y personalización de los soportes plantares

El tipo de pie de los participantes fue clasificado siguiendo el cuestionario “*Foot Posture Index*” (Índice de Postura del Pie) -6 (FPI-6) (Redmond, Crane, y Menz, 2008). Se trata de un test validado y empleado también en ámbitos deportivos (Martínez-Nova et al., 2014) que permite clasificar en posición estática el tipo de pie: (pronado, supinado o neutro), (por medio de la palpación y puntuación de 6 criterios:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo.
2. Observación de la curvatura supra e inframaleolar lateral.
3. Observación de la posición del calcáneo en el plano frontal.
4. Observación de la prominencia de la región talo navicular.
5. Observación de la congruencia del arco longitudinal interno.
6. Observación de la abducción/aducción del antepié respecto al retropié.

A cada uno de los anteriores criterios se les podía dar un valor entre -2 y +2 (Tabla 4), los cuales eran sumados para estimar de forma global la posición del pie, siendo -12 altamente supinado y +12 hiperpronado (Tabla 5).

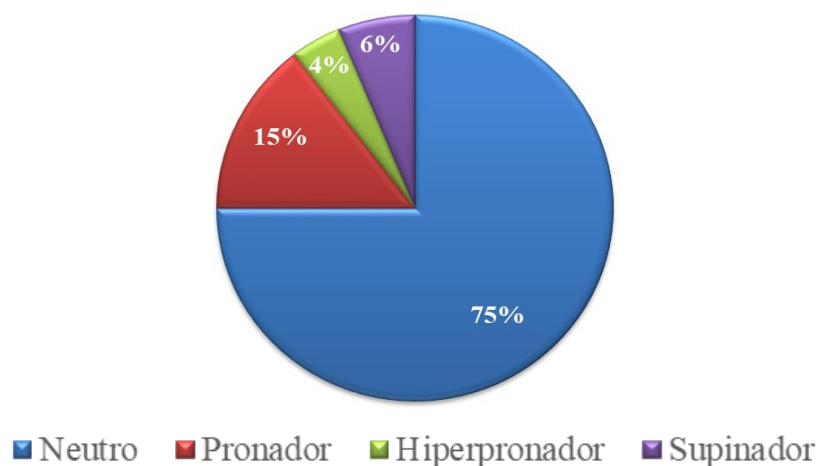
Tabla 4. Posible valoración para cada criterio del FPI-6.

-2	Claros signos de supinación
-1	Signos moderados de supinación
0	Neutro
+1	Signos moderados de pronación
+2	Claros signos de pronación

Tabla 5. Estimación de la puntuación global de la posición del pie según el FPI-6

-12 a -5	Altamente Supinado
-4 a -1	Supinado
0 a +5	Neutro
+6 a +9	Pronado
+10 a +12	Hiperpronado

En la figura 15 se muestran los resultados en porcentaje (%) obtenidos en la caracterización de los pies de los corredores en estático siguiendo el FPI-6. Como se puede observar, la mayor parte de los corredores tenían una posición del pie neutra (75%), seguido de una posición pronada (15%). Únicamente el 6% tenían una posición supinada y un 4% alcanzó valores extremos de pronación.

**Figura 15.** Porcentaje (%) de corredores supinadores, neutros, pronadores e hiperpronadores según los resultados del FPI-6.

Como se ha indicado con anterioridad, los participantes realizaron cada una de las pruebas de carrera del presente test con tres condiciones de plantillas: 1) Las plantillas originales de la zapatilla de carrera con la que entrenan habitualmente como condición control (Lewinson, Worobets, y Stefanyshyn, 2016) (las zapatillas eran en todos los casos tradicionales); 2) Unas plantillas prefabricadas específicas para la carrera, según los datos del fabricante, seleccionadas únicamente según la talla de cada uno de los participantes; 3) Unas plantillas individualizadas por un podólogo, específicas para la carrera, adaptadas desde un modelo individual 3D de la huella de los pies, a las zapatillas de correr. Las características de cada una de las plantillas se presentan en la figura 16.



<i>Soporte Plantar Prefabricado</i>	<i>Soporte Plantar Individualizado</i>
	
<p>Componentes del soporte plantar:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Capa superior (naranja) Drytech: tejido anti deslizante que previene al pie de fricciones y evita la excesiva disipación de energía durante la actividad física. • Capa media e inferior (negra y roja) AirFoam: material antibacteriano que termorregula la temperatura del pie. • Zona del Antepié. (azul claro) Airlatex propulsivo: Refuerzo de espuma de poliuretano, dureza 15-25°. Material con función propulsiva que mejora el equilibrio durante la marcha combinado con el airlatex antishock. • Zona del retropié (azul oscuro) Airlatex antisock: refuerzo de espuma de poliuretano, dureza 15-25°. Material con función amortiguadora. • Zona interior del arco plantar (amarillo y negro) Kevlar Carbon: fibra de carbón y kevlar para reforzar los puntos de soporte sin incrementar el peso ni la anchura de la plantilla. Tiene 10 cm de largo y 3,5 cm de altura. 	<p>Componentes del soporte plantar:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Capa Superior (Azul) Podiamic 160: formada por plietileno microperforado y etilvinilacetato (EVA) de 2,5 mm de grosor. Revestimiento polivalente y resistente hipo alergénico, dureza 30°. • Inserción en el antepié (Verde) Viscotene® sintético: estructura de caucho natural de 2,5 mm de anchura con propiedades propulsivas, dureza 30°. • Inserción en el retropié (negro) Podiane®: formado por polinorborno de 4 mm de anchura con propiedades de amortiguación y de absorción de ondas de choque. • Refuerzo de la suela (blanco) Transflux®: Resina de poliéster de 1 mm de grosor. • Refuerzo en el retropié (negro) Transflux®: Resina de poliéster de 1 mm de grosor.

Figura 16. Características de los soportes plantares prefabricados (izquierda) y de los soportes plantares individualizados (derecha).

Para la personalización de los soportes plantares individualizados, el podólogo situó a cada participante en bipedestación sobre una plataforma Printlab2 (Podiatech[®], Voiron, Francia) (Figura 17). Este instrumento está formado por dos bolsas de vacío de silicona rellenas con micro-esferas de poliestireno conectadas a una bomba de vacío con un filtro que permite la representación de la huella plantar. Mientras los participantes se encontraban de pie en la plataforma, el podólogo creaba un molde de yeso del pie por medio de diferentes maniobras de neutralización con la carga del pie sobre la plataforma. En función de los resultados obtenidos en el FPI-6, el podólogo empleaba diferentes técnicas para imprimir de forma adecuada la estructura de la huella plantar en el instrumento, las cuales consistían en una rotación interna y externa de la tibia, para neutralizar la articulación subastragalina, movimientos de dorsiflexión de la primera articulación metatarso-falanga para la configuración del arco medial, y movimientos laterales de estabilización.



Figura 17. Fabricación de los soportes plantares individualizados por el podólogo.

Con el fin de conseguir el molde del pie, se prepararon 5 hojas de yeso adaptadas a la talla de cada uno de los participantes. Una vez que la huella plantar era representada, las hojas de yeso se colocaban en la plataforma Printlab2, con el participante de pie sobre el instrumento con el fin de crear el molde de la forma más precisa posible.

3.1.3.- Protocolo

Cada uno de los participantes del presente estudio, llevó a cabo la fase experimental a lo largo de tres semanas. El primer test fue una prueba para determinar su velocidad aeróbica máxima (VAM) en una pista de 400m. Esta prueba consistió en realizar una carrera de 5 minutos cubriendo la máxima distancia posible (Berthon et al., 1997; García-Pérez et al., 2013; Lucas-Cuevas et al., 2017; Lucas-Cuevas et al., 2016; Priego Quesada et al.,

2015). Por medio de los datos de tiempo y distancia cubierta se determinaba su VAM. Al finalizar este test se les asignaba el soporte plantar (SC, SP o SI) que emplearían en el siguiente test en el laboratorio. Entre la prueba de la VAM y el primer test transcurría una semana que permitía que los participantes se adaptaran a los soportes plantares. El mismo tiempo transcurría entre los 3 test de laboratorio, con el fin de conseguir la familiarización y adaptación correcta a los soportes plantares (Lucas-Cuevas et al., 2017).

Durante las semanas de adaptación a los soportes plantares, se les pidió a los participantes que utilizaran dichos soportes en todo el calzado que llevaran en su rutina diaria, evitando realizar los 2 primeros días largas distancias o entrenamientos de carrera con gran intensidad, empleándolas únicamente en el calentamiento y la vuelta a la calma de su entrenamiento. A partir del tercer día, siempre que no hubieran percibido molestias los días anteriores, se les indicaba que podían emplear las plantillas durante todo el día, incluido el entrenamiento completo (Figura 18).

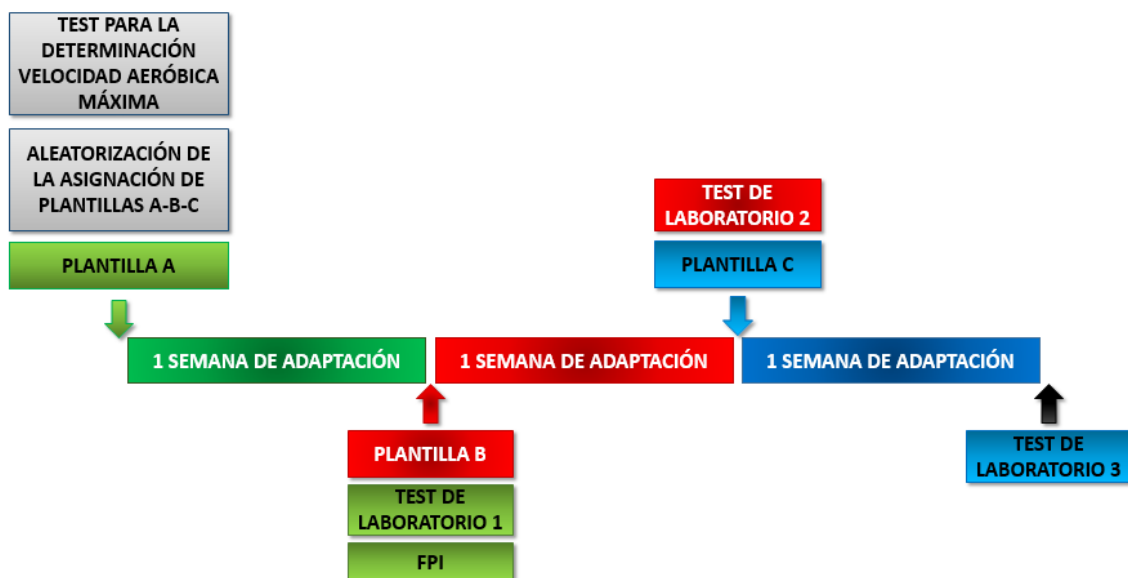


Figura 18. Representación del protocolo general de todas las fases experimentales (ejemplo de asignación de la plantilla A como primera, B como segunda y C como tercera).

Las tres pruebas de carrera (Figura 20) se llevaron a cabo en el laboratorio de biomecánica de la Facultad de ciencias de la actividad física y del deporte (FCAFE) de la Universitat de València. Los participantes corrieron en una cinta (Excite Run 700, TechnoGymSpA, Gambettola, Italia) (Figura 19), a una velocidad individualizada según su VAM con una inclinación del 1%.



Figura 19. Treadmill (Excite Run 700, TechnoGymSpA) empleado en la investigación.

Cuando los participantes llegaban al laboratorio, se les tomaban las medidas antropométricas (peso y altura), y realizaban 10 minutos de adaptación a la sala con las piernas y los pies descubiertos, sentados sobre una camilla con los pies elevados del suelo. Tras la adaptación se les tomaban las imágenes termográficas de las plantas de los pies y de las piernas.

Finalizada la primera toma termográfica, se instrumentó a los participantes y realizaron 30 minutos de carrera sobre tapiz rodante, divididos en: 10 minutos de calentamiento al 60% de su VAM, el cual es considerado tiempo suficiente para la estabilización de la carrera en la cinta (Hamill, Bates, y Holt, 1992); y 20 minutos de carrera al 80% de su VAM. Antes de comenzar con los 20 minutos de carrera, se detenía brevemente a los participantes para que rellenaran el cuestionario de confort de las plantillas pre carrera, el cual volvían a rellenar al finalizar la carrera. Además, durante la carrera, se registraron datos cinemáticos cada 5 minutos mediante el sensor óptico como por medio de la fotogrametría. Asimismo, con el fin de controlar el estado de fatiga de los participantes, se realizaron registros por medio de la escala subjetiva del esfuerzo de Borg (RPE), y se registró la frecuencia cardiaca en el minuto 2 y en el minuto 19 de los 20 minutos de carrera.

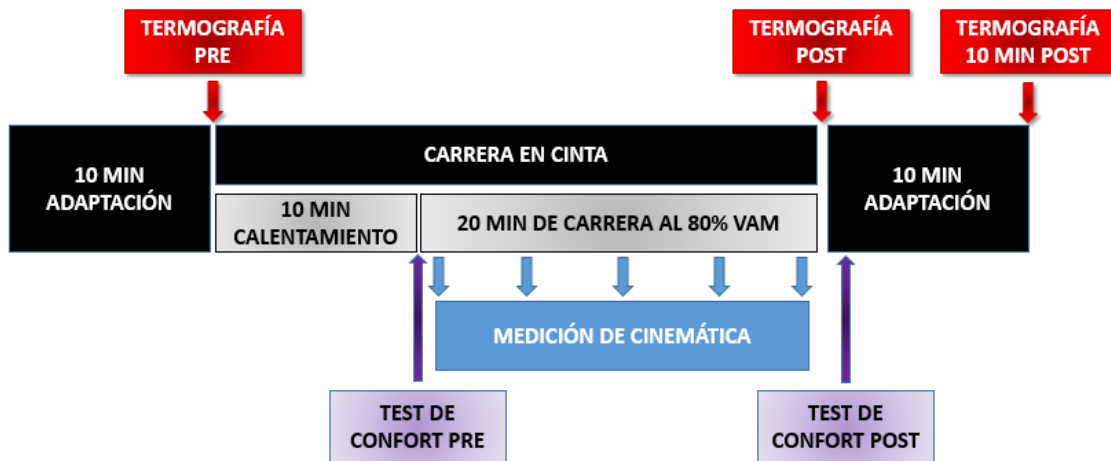


Figura 20. Protocolo de test (Medición cinemática incluye fotogrametría y medición óptica).

Con la finalidad de garantizar que el protocolo seguido en cada uno de los test de laboratorio fuera en condiciones similares, se controlaron una serie de variables que podrían afectar a la variabilidad entre los test. De este modo, se tomaron en consideración las siguientes especificaciones:

- El orden de la condición de soporte plantar se asignó de forma aleatoria para cada uno de los participantes.
- Cada participante se adaptó al soporte plantar asignado durante una semana, previamente a realizar el test de laboratorio. Esta semana de adaptación fue suficiente para obtener la correcta adaptación del nuevo soporte plantar y la eliminación de la adaptación al soporte anterior (Lucas-Cuevas et al., 2017; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, et al., 2014; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, et al., 2014).
- Los corredores realizaron los tres test de laboratorio con el mismo calzado, ropa, y calcetines para evitar diferencias intra-sujetos por el uso de prendas diferentes en cada uno de los test.
- En el momento de realizar las mediciones de cinemática, el participante no era consciente de que se le estaba grabando con el fin de evitar modificaciones en su patrón de carrera.
- Se mantuvieron constantes las condiciones de temperatura y humedad de la sala durante todas las mediciones, así como la iluminación, el ruido u otros factores que pudieran afectar al correcto desarrollo de la prueba.

-
- Cada uno de los participantes realizó las tres pruebas el mismo día de la semana y en la misma franja horaria con el fin de evitar modificaciones del ciclo circadiano.
 - Se les dieron una serie de instrucciones a los participantes para que acudieran a las pruebas en las mismas condiciones cada día:
 - Evitar el consumo de alcohol, tabaco y sustancias estimulantes como café, té y medicamentos en las 12h previas a la realización del test;
 - No comer al menos 2h antes de realizar la prueba y evitar hacerlo de manera copiosa;
 - Evitar realizar actividad física intensa las 24h antes de realizar las pruebas;
 - Evitar tratamientos terapéuticos, de rayos UVA 24 h antes de realizar la prueba;
 - Evitar el uso de productos cosméticos en las extremidades inferiores el día de la prueba;
 - En caso de tener alguna lesión o molestia a la hora de realizar la prueba avisar al investigador principal del proyecto.

3.2.- Análisis de la fatiga

3.2.1.- Equipamiento

Para la valoración de la fatiga, se empleó una escala de percepción del esfuerzo de 15 puntos (6-20 RPE Borg) (Figura 21) (Borg, 1990; Borg, 1982). Esta escala es una herramienta aceptada y válida en la investigación de la actividad física y deportiva que permite cuantificar la percepción subjetiva del esfuerzo para determinar la intensidad del ejercicio que se está realizando (Noble y Robertson, 1996).

PERCEPCIÓN DEL ESFUERZO	
6	
7	Muy, muy ligero
8	
9	Muy ligero
10	
11	Ligero
12	
13	Algo Duro
14	
15	Duro
16	
17	Muy duro
18	
19	Muy, muy duro
20	

Figura 21. Test de percepción del esfuerzo.

Así mismo, se registró la frecuencia cardiaca mediante un pulsímetro (Polar Electro Inc, Woodbury, NY).

3.2.2.- Metodología del análisis de la fatiga

Se solicitó a los corredores una valoración de la percepción del esfuerzo percibido (RPE) al inicio de la prueba de carrera (minuto 1) tras el calentamiento, y al final de la prueba de carrera (minuto 19, último minuto). Se mostró al corredor la escala del RPE, y se solicitó una puntuación entre los números de la escala, en los dos momentos establecidos.

Además, en los mismos instantes se registró la frecuencia cardíaca del participante.

3.2.3.- Análisis de datos de fatiga

Los datos obtenidos en cada uno de los momentos y de cada una de las condiciones de plantilla se registraban en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su futuro análisis estadístico.

3.3.- Análisis termográfico

3.3.1.- Equipamiento

Para el análisis de la temperatura superficial de la piel se empleó la cámara termográfica FLIR E60bx (Flir Systems Inc., Wilsonville) con una resolución de la imagen termográfica de 320x240 píxeles, y una sensibilidad en la toma de las mediciones de temperatura de 0,05°C. La precisión de las medidas de temperatura superficial es de $\pm 2\%$ o lo que es lo mismo $\pm 2^\circ\text{C}$ y la escala en la que mide la cámara se encuentra entre -20°C y 650°C , lo que se encuentra dentro del rango de temperatura adecuado para la medición de la temperatura superficial de la piel del cuerpo humano, cuya temperatura superficial habitual es de alrededor de 34°C (Carmona Gómez, 2012).

3.3.2.- Metodología del análisis termográfico

Las mediciones de temperatura superficial de la piel se tomaron en tres momentos diferentes: 1) Pre carrera, antes de comenzar la prueba de carrera, tras 10 minutos de aclimatación a la temperatura de la sala (Marins et al., 2014; Sillero-Quintana et al., 2015), 2) Post carrera, justo al finalizar los 30 minutos de carrera en cinta, y 3) 10 min post carrera, tras realizar 10 minutos de adaptación a la temperatura de la sala. Para realizar la aclimatación a la sala, los participantes se colocaban sentados con los pies y las piernas descubiertos y con las piernas extendidas (Gil-Calvo, Jimenez-Perez, Pérez-Soriano, y Priego Quesada, 2017) (Figura 22)

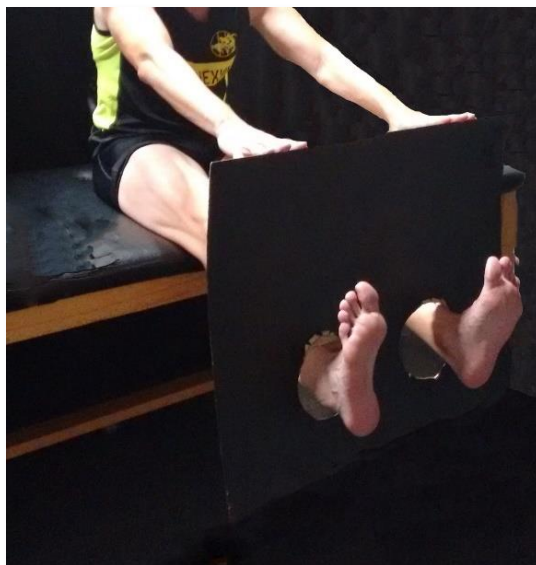


Figura 22. Colocación de los participantes para la adaptación a la sala y la toma termográfica de las plantas de los pies.

Se tomaron seis imágenes en cada uno de los momentos analizados de cada una de las condiciones de soporte plantar, cuatro del plano anterior de las piernas, una del plano posterior de las piernas y una de las plantas de los pies. La cámara termográfica se colocó de forma perpendicular al suelo, a una distancia de 1m de la región registrada, con las piernas y los pies del corredor descubiertos y con un panel negro mate anti reflectante detrás de la región de medición. En el caso de las tomas de los pies el participante metía los pies dentro de unos agujeros realizados sobre un panel negro mate, de tal forma que se minimizaran los efectos de la temperatura reflejada del ambiente así como la visualización de otras regiones del cuerpo como pueden ser las piernas (Figura 22) (Gil-Calvo et al., 2017; Priego Quesada, Kunzler, da Rocha, Machado, y Carpes, 2015).

Además, para las tomas de la temperatura superficial de la piel se tuvieron en cuenta los factores extrínsecos del entorno que pudieran afectar a los registros de la radiación infrarroja, por ello se controlaron las condiciones de la sala en las que se tomaban las mediciones de termografía infrarroja. En este sentido, se controlaron tanto la temperatura ambiente (22,9 (1,3) °C) como la humedad relativa (44,4 (11,7) %) de la sala mediante higrómetro digital (Digital thermo-hygrometer, TFA Dostmann, Wertheim-Reicholzheim, Alemania). Estos parámetros se controlaron de tal forma que fueran lo más estables posibles y que la diferencia de temperatura ambiente no fuera superior a 2°C entre las mediciones de las tres condiciones de cada uno de los participantes.

Asimismo, se comprobó en todos los casos la ausencia de luz solar y eléctrica, la ausencia equipos electrónicos cerca que perturbasen la medida y las tomas se realizaron únicamente con el evaluador y el corredor en la zona de las tomas. Igualmente, se midió la temperatura reflejada de la sala, siguiendo la normativa ISO 18434-1:2008 con el fin de evitar errores en las mediciones en caso de que algunos de los aspectos anteriores no hubieran sido perfectamente controlados.

Por su parte, con el fin de evitar en la medida de lo posible las diferencias intra-sujetos en las mediciones de temperatura superficial de la piel, debidas a los factores extrínsecos al cuerpo humano (Ammer, 1997; Carmona Gómez, 2012; Gershon-Cohen, Borden, y Hermel, 1969; Jover González, 2010; Mannara, Salvatori, y Pizzuti, 1993; Priego Quesada, Kunzler, y Carpes, 2017), se instruyó a los participantes para que acudieran a los tres test en las condiciones más similares posibles. De esta forma se intentó que todos acudieran el mismo día de la semana en las tres ocasiones y en la misma franja horaria.

Además, se les pedía que siguieran las siguientes instrucciones:

1. Acudir a las tres pruebas de laboratorio con la misma y ropa y calzado;
2. Acudir a la prueba de forma tranquila, a ser posible caminando o en coche;
3. Evitar el consumo de alcohol, tabaco y sustancias estimulantes como café, té y medicamentos en las 12h previas a la realización del test;
4. No comer al menos 2h antes de realizar la prueba y evitar hacerlo de manera copiosa;
5. Evitar realizar actividad física intensa las 24h antes de realizar las pruebas;
6. Evitar tratamientos terapéuticos, de rayos UVA 24 h antes de realizar la prueba;
7. Evitar el uso de productos cosméticos en las extremidades inferiores el día de la prueba;
8. En caso de tener alguna lesión o molestia a la hora de realizar la prueba avisar al investigador principal del proyecto. En cada una de las pruebas se les realizaba un cuestionario con el fin de constatar que se habían cumplido todas las instrucciones previamente expuestas.

3.3.3.- Análisis de datos termográficos

Para el análisis de las imágenes termográficas se definieron un total de trece regiones de interés (ROI's). El área de cada ROI fue constante para todos los participantes y fueron definidas y analizadas por el mismo evaluador en todos los casos. Cinco de esas ROI's se localizaron en las piernas de los participantes (Priego Quesada, Lucas-Cuevas, Salvador Palmer, Pérez-Soriano, y Cibrián Ortiz de Anda, 2016): 1) Muslo Anterior (MA); 2) Rodilla (ROD); 3) Tibial (TIB); 4) Tobillo (TOB) y 5) Tendón de Aquiles (AQ) (Figura 23).

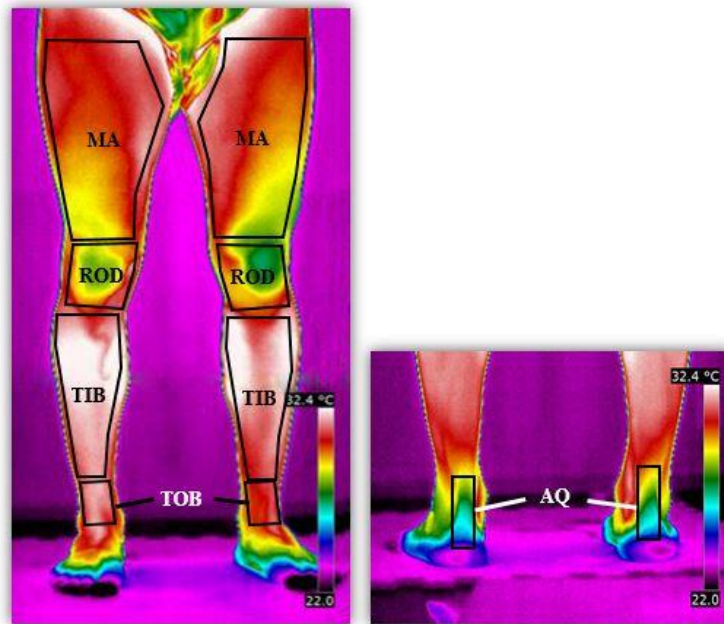


Figura 23. Regiones de interés (ROIs) del análisis de las piernas.

En las plantas de los pies se definieron seis ROI's (Gil-Calvo et al., 2017) (Figura 24): 6) Planta del pie completa (PPC); 7) Antepié (AP); 8) Mediopié (MP); 9) Retropié (RP); 10) Región medial de la planta (IP); 11) Región lateral de la planta (EP).

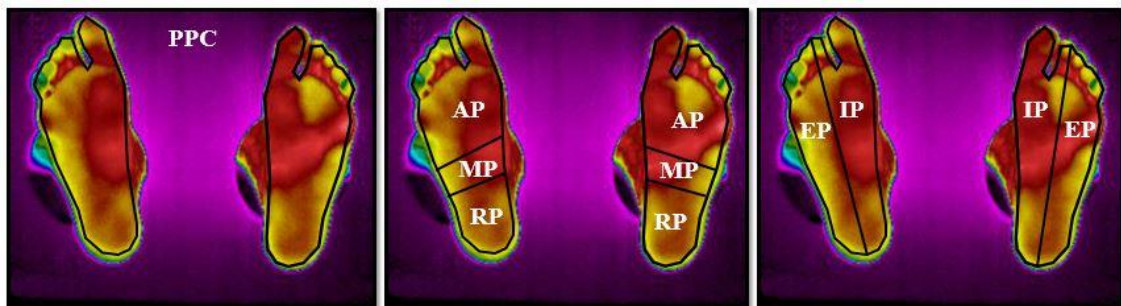


Figura 24. Regiones de interés (ROI's) del análisis de las plantas de los pies.

Mediante el software thermacam researcher pro 2.10 (FLIR Systems AB, Suecia) se obtuvo la temperatura media de cada una de las regiones de interés. La emisividad de la piel se fijó en 0,98 (Steketee, 1973). Los datos se registraban en una hoja de cálculo del software informático Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA)

Por su parte, se calculó el efecto que tiene la carrera en la temperatura superficial de la piel en cada una de las ROI's analizadas por medio de las variaciones de la temperatura (en °C) (Vargas et al., 2009). Las variaciones se calcularon en el propio software informático Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) de la siguiente forma:

- ΔT : La resta de la temperatura post ejercicio menos la temperatura pre ejercicio.
- ΔT_{10} : La resta de la temperatura 10 minutos post ejercicio menos la temperatura pre ejercicio.
- ΔT_{post} : La resta de la temperatura 10 minutos post ejercicio menos la temperatura inmediatamente post ejercicio.

3.4.- Análisis cinemático 2D de las variables angulares: Fotogrametría

La fotogrametría es una técnica por medio de la cual se pueden realizar análisis bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D), dependiendo el número de cámaras empleadas para capturar los movimientos. De este modo, con una cámara se podrá realizar el análisis de un plano en 2D, y a partir de la sincronización de (como mínimo) dos cámaras entre sí, se puede realizar el análisis de un plano en 3D (Izquierdo y Redín, 2008).

La captura del movimiento del corredor se realiza por medio de unos marcadores pasivos (reflectantes) o activos (emisores) situados en puntos anatómicos preestablecidos siguiendo un modelo biomecánico preestablecido (Chaler Vilaseca, Garreta Figuera, y Müller, 2005; Lacouture, Colloud, Decatoire, y Monnet, 2013; Mademli y Klapsing, 2015). Estos marcadores, son detectados por las cámaras y mediante el procesamiento de esas imágenes se extraen los datos que permiten calcular matemáticamente la posición y orientación de los segmentos corporales estudiados en el espacio, así como los ángulos articulares formados por dichos segmentos (Bermejo, Palao, y López-Elvira, 2012; Chaler Vilaseca et al., 2005).

3.4.1.- Equipamiento

En el presente trabajo, para el análisis cinemático por medio de fotogrametría en 2 dimensiones (2D), se emplearon dos cámaras de alta velocidad que tomaban imágenes a 125 Hz (MotionScope®, Aries Ingeniería y Sistemas S.A., EEUU) colocadas de forma perpendicular a los ángulos de grabación sobre trípodes. La cámara para el registro del plano sagital se colocó a una distancia de 1,5 m de la cinta, en el lado derecho de la misma y a 1 m del suelo. Por su parte, la cámara para el registro del plano frontal se colocó a 1 m de distancia de la cinta, en la parte posterior de la misma y a 0,5 m del suelo (Figura 25).



Figura 25. Colocación de las cámaras para el análisis de la fotogrametría.

Además, junto a cada una de las cámaras se colocaron dos focos de luz LED (Mecalight LED-480, Metz, Alemania) sujetos también por trípodes, que hacían incidir la luz de forma perpendicular a los ángulos de grabación. También se emplearon un total 7 marcadores pasivos reflectantes pegados sobre la superficie de la piel de 15mm de diámetro. Cuatro de dichos marcadores fueron empleados para la medición del ángulo de eversión del tobillo, y tres para la medición del ángulo de flexo-extensión de la rodilla.

En cada una de las medidas realizadas se calibró el espacio por medio de marco de calibración constituido por 4 marcadores pasivos reflectantes colocados en los extremos y separados por una distancia de 0,55 m.

3.4.2.- Metodología del análisis de las variables angulares

Se tomaron 5 registros de 5 segundos, en los minutos 1, 5, 10, 15 y 20, durante los 20 minutos de carrera a una frecuencia de 125 Hz, de los dos planos, con las dos cámaras sincronizadas por medio del software Redlake MASD (MotionScope, EEUU). Previo al inicio de cada uno de los test, se realizó una medida en cada una de las cámaras con el marco de calibración, con el fin de calibrar el espacio, y otra del participante en estático sobre la cinta (en bipedestación) con las piernas paralelas y extendidas de forma natural, con el fin de normalizar los datos de los registros tomados. Se establecieron como 0° los ángulos que formaban los vectores, tanto en plano sagital como del plano frontal en la posición de piernas paralelas y extendidas (De Lucca y Melo, 2012).

En el análisis cinemático de la rodilla derecha desde el plano sagital se empleó un modelo de 3 marcadores (Carmona Gómez, 2012; De Lucca y Melo, 2012; De Wit, De Clercq, y Aerts, 2000; Hardin et al., 2004; Mündermann et al., 2003a). Los marcadores se colocaron de la forma que muestra la figura 26, y el análisis del ángulo de la rodilla (α) se realizó creando dos vectores: V1: Vector formado por el marcador situado en el maléolo lateral y por el marcador situado en el epicóndilo femoral lateral; V2: Vector formado por el marcador situado en el epicóndilo femoral lateral y el trocánter.

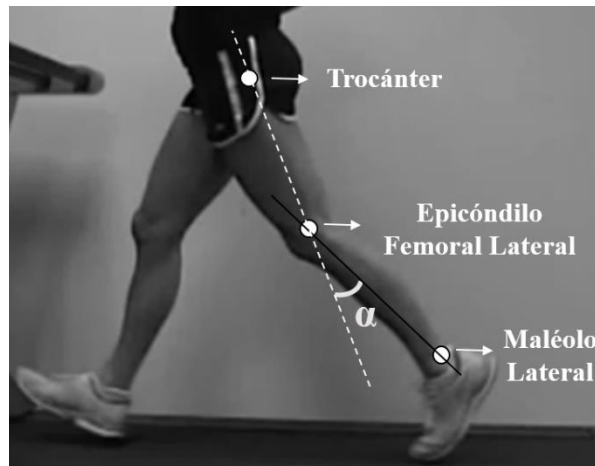


Figura 26. Modelo empleado para la colocación de marcadores en el análisis de la flexión de la rodilla.

Por su parte, para el análisis cinemático de la articulación tibio-astragalina (a partir de ahora denominada “tobillo”) se empleó el modelo cinemático de Clarke, Frederick, y Hamill (1983) de 4 marcadores en cada uno de los tobillos, empleado en varios estudios, para el análisis de la eversión del tobillo (Cheung y Ng, 2007; De Wit et al., 2000; Nigg, De Boer, y Fisher, 1995). La colocación de los mismos se realizaba como aparece en la figura 27 y el análisis del ángulo de eversión (β) se calculó por medio de dos vectores: V3: vector formado entre los marcadores situados en el gastrocnemio y el tendón de Aquiles y V4: vector formado por los marcadores situados en el calcáneo superior y el calcáneo inferior.

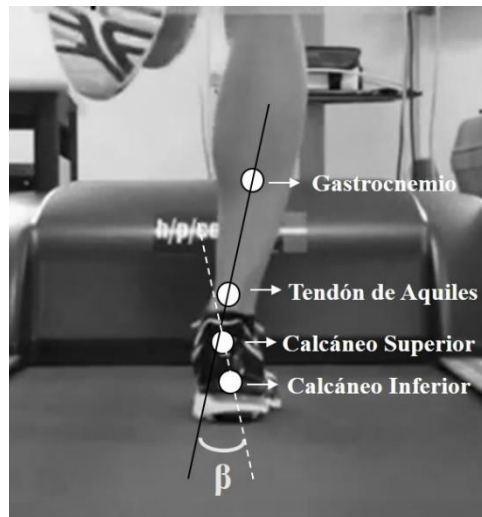


Figura 27. Modelo empleado en la colocación de los marcadores en el análisis de la eversión del tobillo.

3.4.3.- Análisis de los datos angulares

El software empleado para la digitalización y análisis de las grabaciones fue el Kinescan/IBV 2008 (IBV, Valencia, España). En la grabación de cada uno de los momentos estudiados, tanto de la rodilla como del tobillo, se tomaron 5 pasos y se obtuvo la media de cada una de las variables analizadas en esos cinco pasos, siguiendo la metodología de otros estudios similares (De Lucca y Melo, 2012; Donoghue et al., 2008; Fukuchi y Duarte, 2008).

En el análisis de la rodilla, se obtuvo el ángulo/momento del ciclo (De Lucca y Melo, 2012) y se determinaron el ángulo y momento del contacto inicial, el ángulo máximo de flexión durante la fase de apoyo y su momento, el ángulo de flexión de rodilla en el despegue (máxima extensión de la rodilla) y el máximo ángulo de flexión durante la fase de vuelo y su momento (Tabla 6). Por su parte, en el análisis del tobillo y por medio de la referencia de un sistema de detección óptico, se determinó el momento del contacto inicial y se obtuvo el ángulo en el instante señalado. Por otra parte, se determinó el momento de máxima eversión durante la fase de apoyo y el valor máximo de eversión del tobillo durante toda la fase de apoyo (Tabla 6).

Tabla 6. Variables dependientes del análisis cinemático en 2D

	Variables	Definición
Flexión de rodilla (Plano Sagital)	FRC (°)	Ángulo de flexión de rodilla en el contacto inicial del pie en el suelo.
	FRA (°)	Máxima flexión de la rodilla durante la fase de apoyo.
	TMaxFA (s)	Tiempo de la máxima flexión de la rodilla en el apoyo calculado como la diferencia entre el tiempo dónde ocurre FRC y FRA.
	FRD (°)	Ángulo de flexión de rodilla en el momento del despegue del pie (máxima extensión de la rodilla durante el ciclo).
	FRV (°)	Máxima flexión de la rodilla durante la fase de vuelo.
	TMaxFV (s)	Tiempo de la máxima flexión de la rodilla en el vuelo calculado como la diferencia entre el tiempo dónde ocurre FRD y FRV.
Eversión del Tobillo (Plano Frontal)	ETC (°)	Ángulo de eversión del tobillo en el contacto inicial del pie en el suelo.
	ETA (°)	Máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo.
	TMaxET (s)	Tiempo de la máxima eversión del tobillo durante el apoyo calculado como la diferencia entre el tiempo dónde ocurre ETC y ETA.

Los datos fueron exportados en formato .txt para posteriormente ser introducidos en el software informático Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA). Una vez estuvieron los datos introducidos y se procedió a la normalización de los datos respecto a la posición de piernas extendidas en estático en ambos planos.

3.5.- Análisis de parámetros espacio-temporales: Medición Óptica

3.5.1.- Equipamiento

Para los registros de los parámetros espacio-temporales se empleó el sistema de mediciones ópticas OptoGait (Microgate, Bolzano, Italia), formado por dos barras instaladas una a cada lado del treadmill, (Cho, 2015; Glatthorn et al., 2011; Lee et al., 2014; Lienhard, Schneider, y Maffiuletti, 2013). Las dos barras con los LEDs incorporados se conectaron a un ordenador personal (PC) mediante una unidad de interfaz, el cual contiene el software proporcionado por OptoGait (Versión V1.9.9.0) y una webcam situada en el plano lateral, mediante la que se graba la carrera en el treadmill (Figura 28).



Figura 28. Colocación de las barras LED del OptoGait en el treadmill.

3.5.2.- Metodología del análisis de los parámetros espacio-temporales

Para el análisis de los parámetros espacio-temporales se tomaron 5 mediciones de 15 segundos realizadas cada 5 minutos durante la prueba de carrera (minutos 1, 5, 10, 15 y 20). Con el fin de obtener una buena precisión en la medición de los parámetros espacio-temporales de la carrera, es necesario registrar entre 15-20 segundos de carrera, que corresponden al menos a 32-64 pasos consecutivos de carrera (Belli, Lacour, Komi, Candau, y Denis, 1995). Antes de realizar las medidas se introdujeron los datos de cada uno de los participantes y se midió la longitud (en leds), de cada uno de los pies de cada

participante, parámetro que se mide e introduce de forma automática en el propio software proporcionado por OptoGait (Microgate, Bolzano, Italia).

Para la medición de la longitud de los pies se pidió a los participantes que se colocaran con los pies colocados longitudinalmente sobre la cinta y que levantaran uno de ellos, una vez estabilizados se tomaba la medición y se les pedía que cambiaran al pie contrario para tomar la medición del mismo. En el caso de que las dos mediciones coincidieran se colocaba ese dato, en caso de que fuera diferente se medían de nuevo ambos pies, hasta un total de tres mediciones con cada uno, y se utilizaba el promedio obtenido de dichas mediciones.

3.5.3.- Análisis de datos de los parámetros espacio-temporales

El propio software del OptoGait calcula diferentes variables espacio-temporales que exporta en formato .xml. Se seleccionaron aquellas variables más relevantes en función de los estudios cinemáticos de parámetros espacio-temporales previos (Chan-Roper et al., 2012; Fourchet et al., 2015; Hunter y Smith, 2007; Ogueta-Alday et al., 2013, 2014), como fueron:

- Longitud de zancada (m): distancia desde que un pie contacta con el suelo hasta que dicho pie vuelve a contactar.
- Frecuencia de zancada (zancadas/segundo → Hz): número de zancadas (o ciclos, 2 pasos) que se dan en un segundo.
- Tiempo de contacto (s): Tiempo desde que el pie entre en contacto con el suelo hasta que se produce el despegue.
- Tiempo de vuelo (s): Tiempo desde que el pie despega hasta que el pie contrario contacta contra el suelo.

Los datos de los registros se introdujeron en el software Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA), dónde se seleccionaron para su posterior análisis estadístico.

3.6.- Análisis de la percepción confort

3.6.1.- Equipamiento

Para el análisis de la percepción del confort generado por los soportes plantares, se empleó una escala visual analógica (VAS) de 150mm con 11 ítems (Anexo IV). Esta escala ha mostrado ser una herramienta fiable para la evaluación del confort percibido (Mündermann, Nigg, Stefanyshyn, y Humble, 2002) y ha sido empleada en estudios anteriores con este fin (Lucas-Cuevas et al., 2014; Mündermann et al., 2003b; Yung-Hui y Wei-Hsien, 2005).

Para cada una de las variables, la escala mostraba una línea horizontal de 150mm en la que se marcaba el extremo izquierdo de la misma como “nada confortable” (0 puntos de confort) y el extremo derecho de la línea como “máximo confort imaginable” (15 puntos de confort) (Figura 29).

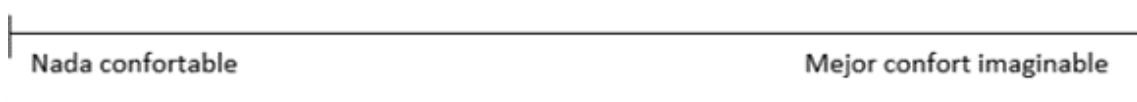


Figura 29. Escala visual de 150mm para el análisis del confort

Nota Fuente: adaptado de Mündermann et al. (2002).

3.6.2.- Metodología del análisis del confort

En el análisis del confort percibido se tomaron dos mediciones con cada uno de los soportes plantares empleados, una medición justo al finalizar el calentamiento y antes de comenzar la carrera (pre), y otra medición justo al finalizar el test de carrera (post). A todos los participantes se les dio la instrucción de realizar una línea vertical que cruzara la línea horizontal con un bolígrafo de diferente color para cada uno de los momentos, y rellenar el cuestionario no les llevó más de un minuto en cada ocasión.

Además, con el fin de conseguir una validez y fiabilidad adecuadas con esta herramienta, estudios anteriores sugieren que es importante dar instrucciones específicas a los participantes con relación a las definiciones de cada uno de los ítems (Mündermann et al., 2002). Con este fin, se realizó la siguiente tabla explicativa, con la definición de cada uno de los ítems estudiados y la cual se leía a los participantes antes de que rellenaran el primer test de confort (Figura 30).

Ítem	Descripción
Confort General	Impresión general de la plantilla
Amortiguación Talón	Firmeza de la plantilla en la región trasera del pie
Amortiguación Antepié	Firmeza de la plantilla en la región delantera del pie
Control medio-lateral	Control de la posición del pie por la plantilla
Altura del arco	Altura de la plantilla en la zona medial del arco
Ajuste del Talón	Ajuste de la plantilla en la región trasera del pie
Anchura parte Talón	Anchura de la plantilla en la región trasera del pie
Anchura parte Antepié	Anchura de la plantilla en la región delantera del pie
Longitud Zapatilla	Largura de la zapatilla con la plantilla
Temperatura del pie	Temperatura de la zona del pie en contacto con la plantilla
Humedad del pie	Humedad de la zona del pie en contacto con la plantilla

Nos gustaría que juzgara cada uno de los aspectos del presente cuestionario de forma independiente, pese a la relación que puede existir entre ellos. Por favor, marque una línea vertical, sobre cada una de las líneas horizontales que aparecen, con el fin de indicar el confort relativo a cada una de las condiciones de plantilla. Cuánto más a la derecha dibuje la línea, más cómoda le resulta la plantilla.

Figura 30. Descripción de los ítems para los participantes

Nota Fuente: adaptado de Mündermann et al., (2002).

3.6.3.- Análisis de datos de confort

El análisis de los cuestionarios de confort, se realizó midiendo, con una regla, la distancia en milímetros (mm) entre el inicio (en el lado izquierdo de la hoja) de la recta horizontal (0 puntos de confort) y las marcas verticales realizadas por los participantes para cada una de las condiciones y en cada uno de los momentos. Los datos extraídos de las mediciones eran almacenados en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA).

Una vez obtenidos todos los datos registrados por los participantes, se realizó una normalización en porcentaje de las mediciones para facilitar el tratamiento de los datos y la comprensión de los resultados obtenidos en cada uno de los ítems estudiados. Se consideraron los 150mm como el 100%, obteniendo el tanto por ciento de la medida registrada respecto a esos 150mm.

3.7.- Análisis Estadístico

Los datos obtenidos de los diferentes instrumentos se exportaron al software estadístico SPSS v20 (SPSS Inc., Chicago, IL) dónde se realizaron los tratamientos estadísticos correspondientes para cada uno de ellos. En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo de las características de la muestra (edad, masa corporal, altura, volumen de entrenamiento y velocidad aeróbica máxima).

Tras esto, se comprobó la normalidad de las variables del análisis de la fatiga, de la temperatura superficial de las piernas y de las plantas de los pies, de las variables angulares de cinemática, de los parámetros espacio-temporales y de la percepción del confort mediante la prueba estadística Shapiro-Wilks. Todas las variables mostraron valores de significación $p > 0,05$, lo que indica que los datos se distribuyeron de manera normal, por lo que se llevaron a cabo pruebas paramétricas en su tratamiento.

Se realizaron pruebas ANOVA de medidas repetidas intra-sujetos para cada una de las variables dependientes del estudio. Los factores dependieron de cada una de las variables analizadas. Se comprobó si se asumía la esfericidad por medio de la prueba de Mauchly. Si se asumía la esfericidad, el análisis de la varianza (ANOVA) se realizaba empleando una aproximación univariada. En caso contrario, se empleaba la aproximación con mayor potencia entre las siguientes: aproximación multivariante o ajuste de grados de libertad (Greenhouse-Geisser, Huynh-Feldt y Lower-bound). Además, se llevó a cabo una corrección de Bonferroni para las comparaciones por pares como prueba post-hoc, con un nivel de significación $\alpha = 0,05$.

Se calculó el tamaño del efecto de Cohen (ES) para las diferencias significativas encontradas en las comparaciones por pares (d), y se clasificaron estas diferencias asumiendo como pequeñas (ES $d = 0,2-0,5$); moderadas (ES $d = 0,5-0,8$); o grandes (ES $d > 0,8$) (Cohen, 1988).

1. Análisis de la fatiga y percepción del confort

Se consideraron dos factores para cada una de las variables del análisis de la fatiga (percepción de fatiga (RPE) y frecuencia cardiaca (FC)) y de la percepción del confort (cada uno de los 11 items del cuestionario mostrados en la figura 30):

- Condición de soporte plantar, con 3 niveles: Soporte control (SC), Soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI).
- Momento, con 2 niveles: Pre carrera y Post carrera.

2. Análisis de la temperatura superficial de las piernas y las plantas de los pies

En el análisis de la temperatura superficial se consideraron para cada una de las variables dependientes analizadas (Temperaturas absolutas y Variaciones de temperatura) cuatro factores:

- Condición de soporte plantar, con tres niveles: Soporte control (SC), Soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI).
- Momento, con tres niveles:
 - Temperaturas Absolutas: Pre, Post y 10 post
 - Variaciones de temperatura: ΔT , ΔT_{10} y ΔT_{post} .
- Regiones de interés:
 - Piernas, con 5 niveles: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB) y Tendón de Aquiles (AQ)
 - Plantas de los pies: se realizaron agrupaciones de algunas de las ROIs: 1) un nivel con la planta del pie completa (PPC), 2) tres niveles con las ROI's antepié (AP), mediopié (MP) y retropié (RP) y 3) dos niveles con la región medial de la planta (IP) y la región lateral de la planta (EP).
- Dominancia lateral con dos niveles: pierna dominante y pierna no dominante.

Además, en estas variables se estudió la reproducibilidad test – re-test de cada una de las ROIs, de las piernas y las plantas de los pies, tanto en las temperaturas absolutas como en las variaciones de temperatura, por medio de los coeficientes de correlación intraclase (ICCs) por medio del modelo “2.1” (Shrout y Fleiss, 1979). Fue empleada la

siguiente clasificación de los valores de los ICC (Weir, 2005): excelente reproducibilidad (ICC = 1,00 – 0,81); muy buena reproducibilidad (ICC = 0,80 – 0,61); buena reproducibilidad (ICC = 0,60 – 0,41); reproducibilidad razonable (ICC = 0,40 – 0,21); reproducibilidad pobre (ICC = 0,20 – 0,00).

3. Análisis de las variables de cinemática 2D y los parámetros espacio-temporales

En el análisis de los parámetros espacio-temporales se consideraron para cada una de las variables dependientes (Figura 31) tres factores:

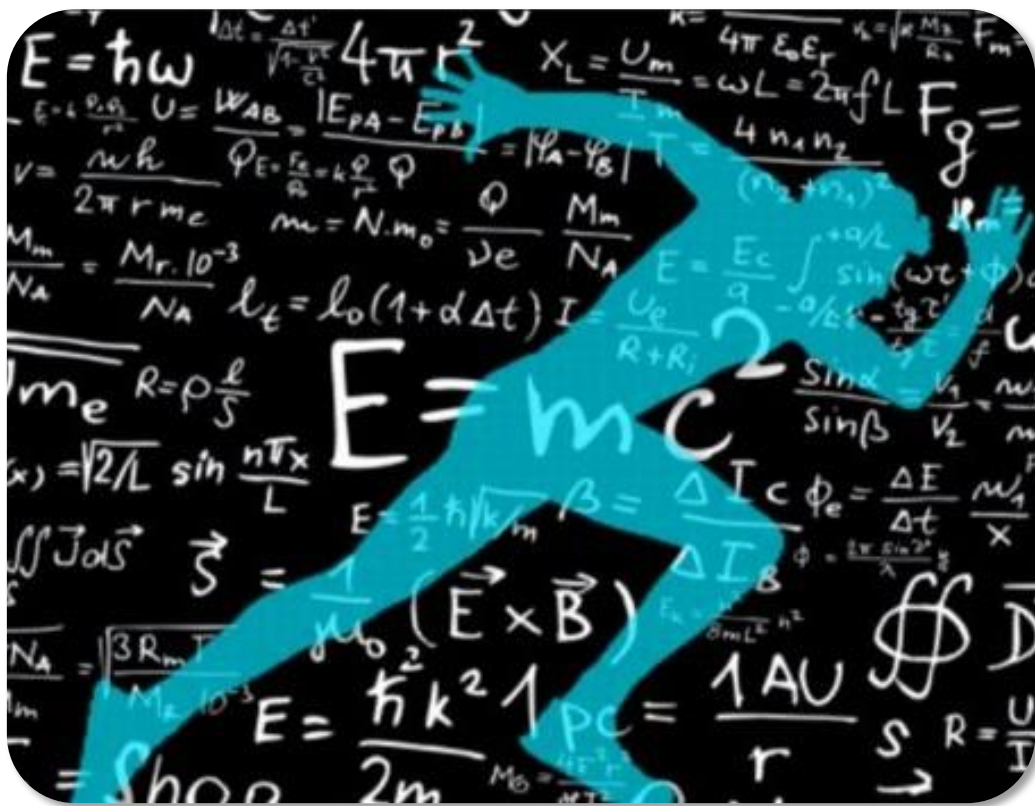
- Condición de soporte plantar, con tres niveles: Soporte control (SC), Soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI).
- Momento con 5 niveles: cada uno de los momentos (minutos) de la evolución de la carrera estudiados (1, 5, 10, 15 y 20).
- Dominancia lateral: pierna dominante y pierna no dominante (No aplicable en las variables relacionadas con la flexión de rodilla).

		Variables Dependientes			
Parámetros Espacio-Temporales	Longitud de Zancada	Frecuencia de Zancada	Tiempo de Contacto	Tiempo de Vuelo	
Cinemática Angular 2D	Flexión de Rodilla Contacto (FRC)	Flexión de Rodilla Apoyo (FRA)	Flexión de Rodilla Despegue (FRD)	Flexión de Rodilla Vuelo (FRV)	
	Tiempo hasta la Máxima Flexión en el Apoyo (TMaxFA)		Tiempo hasta la Máxima Flexión en el Vuelo (TMaxFV)		
	Eversión del Tobillo en el Contacto (ETC)	Máxima Eversión en el Apoyo (ETC)	Tiempo hasta la Máxima Eversión del Tobillo (TMaxET)		

Figura 31. Variables dependientes de los parámetros espacio-temporales y la cinemática angular 2D.

Además, en estas variables se estudió la reproducibilidad test – re-test de cada una de las variables por medio de los coeficientes de correlación intraclase (ICCs) por medio del modelo “2.1” (Shrout y Fleiss, 1979). Fue empleada la siguiente clasificación de los valores de los ICC (Weir, 2005): excelente reproducibilidad (ICC = 1,00 – 0,81); muy buena reproducibilidad (ICC = 0,80 – 0,61); buena reproducibilidad (ICC = 0,60 – 0,41); reproducibilidad razonable (ICC = 0,40 – 0,21); reproducibilidad pobre (ICC = 0,20 – 0,00).

4. RESULTADOS



4.- RESULTADOS

4.1.- Análisis de la fatiga

En la figura 32, se muestran los resultados de percepción del esfuerzo percibido y de la frecuencia cardíaca de los participantes en cada una de las condiciones de soporte plantar estudiado (SC, SP y SI), tanto en el minuto 2 como en el minuto 19 de la prueba de carrera.

En relación a la percepción de esfuerzo percibido por los participantes se encontraron valores de percepción del esfuerzo significativamente más altos en el minuto 19 (14,6 (1,8) puntos de 6 a 20) respecto al minuto 2 (12,8 (1,2) puntos de 6 a 20) en todas las condiciones de soporte plantar ($p < 0,001$; ES $d = 1,23$). Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas entre las condiciones de soporte plantar ni en el minuto 2 ni en el minuto 19 ($p > 0,05$).

En el caso de la frecuencia cardíaca se encontraron resultados similares a los encontrados en la percepción del esfuerzo. Se obtuvieron valores significativamente superiores en el minuto 19 (160,5 (10,4) pulsaciones por minuto) respecto al minuto 2 (170,5 (10,4) pulsaciones por minuto) en todas las condiciones de soporte plantar ($p < 0,001$; ES $d = 0,96$). No se encontraron diferencias significativas en el minuto 2 ni en el minuto 19 entre ninguna de las tres condiciones estudiadas ($p = 0,49$).

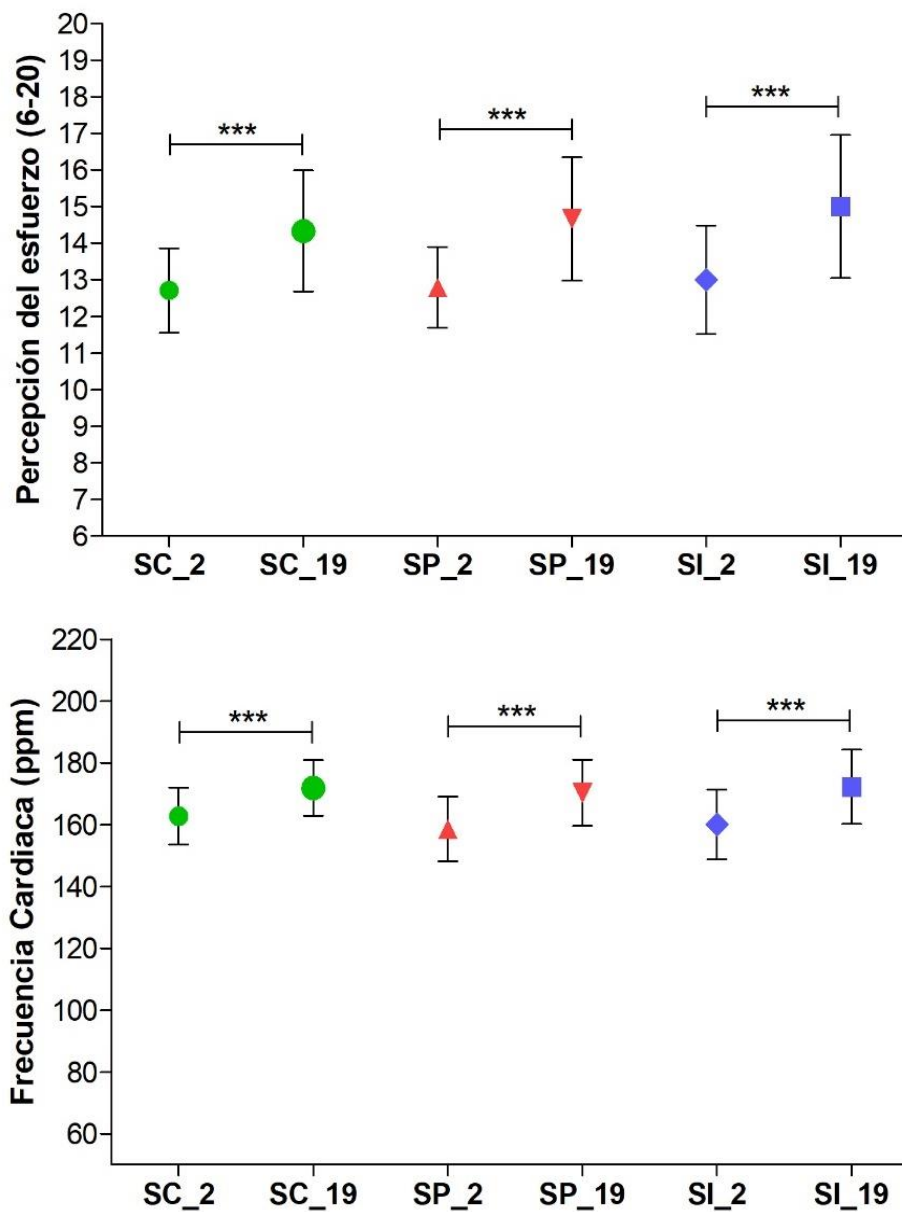


Figura 32. Percepción del esfuerzo (izquierda) y frecuencia cardiaca (derecha) en el minuto 2 y en el minuto 19 de los 20 minutos en cada condición: Soporte control (SC), Soporte prefabricado (SP) y Soporte individualizado (SI). ***Diferencias significativas $p < 0,001$.

4.2.- Análisis de la temperatura superficial de la piel

4.2.1.- Comportamiento térmico de las piernas en la carrera

En primer lugar, en la tabla 7 se muestran los resultados referentes a la simetría térmica de las temperaturas absolutas de cada momento en cada una de las ROIs de las piernas. En la mayor parte de los resultados obtenidos se muestra una simetría térmica entre ambas piernas. Sin embargo, en el muslo anterior, se encuentran asimetrías inferiores a $0,15^{\circ}\text{C}$ en el momento post carrera, y 10 minutos post carrera con un tamaño del efecto muy pequeño.

Tabla 7. Simetría térmica de las piernas (temperaturas absolutas) en los diferentes ROIs: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ), en los momentos estudiados.

ROI / Pie	PRE ($^{\circ}\text{C}$)			POST ($^{\circ}\text{C}$)			10 POST ($^{\circ}\text{C}$)		
	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor +ES (<i>d</i>)	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor +ES (<i>d</i>)
MA	32,14 (1,14)	32,15 (1,17)	0,74	32,02 (1,21)	32,16 (1,17)	**0,007 <i>d</i> = 0,11	32,67 (0,86)	32,76 (0,89)	*0,012 <i>d</i> = 0,10
ROD	30,82 (1,48)	30,83 (1,41)	0,94	32,66 (1,49)	32,28 (1,12)	0,75	32,31 (1,22)	32,19 (0,94)	0,61
TIB	32,19 (0,94)	32,12 (0,86)	0,19	32,11 (0,98)	32,00 (1,03)	0,11	32,06 (0,79)	31,98 (0,79)	0,07
TOB	30,69 (1,42)	30,73 (1,28)	0,69	32,59 (1,14)	32,47 (1,14)	0,12	31,92 (0,94)	31,90 (0,88)	0,73
AQ	28,82 (1,59)	28,86 (1,62)	0,62	32,32 (1,28)	32,29 (1,32)	0,75	30,85 (1,09)	30,84 (1,05)	0,95

⁺Se calculó el tamaño del efecto (*d*) en las comparaciones por pares con diferencias significativas. Diferencias significativas * $p < 0,05$ ** $p < 0,01$.

Además, en las variaciones de temperatura se encontraron resultados similares a los mostrados en las temperaturas absolutas respecto a la simetría térmica (Tabla 8). No se encontraron diferencias significativas en la mayor parte de las variaciones de temperatura de las ROIs analizadas en las piernas. Únicamente en el muslo anterior, se encontraron asimetrías inferiores a $0,10^{\circ}\text{C}$ entre la pierna dominante y la no dominante en el momento post respecto al pre (ΔT) y en el momento 10 minutos post respecto al post (ΔT_{post}). En cualquier caso, el tamaño del efecto de estas diferencias es muy pequeño.

Se calcularon los ICCs de cada una de las ROIs tanto en las temperaturas absolutas como en las variaciones de temperatura obteniendo una reproducibilidad entre razonable (ICC 0,41 – 0,20) y pobre (ICC<0,20).

Tabla 8. Simetría térmica de las piernas en las variaciones de temperatura de las diferentes ROIs: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ).

ROI / Pie	ΔT (°C)			ΔT10 (°C)			ΔTpost (°C)		
	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor +ES (<i>d</i>)	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor +ES (<i>d</i>)
MA	-0,12 (1,28)	0,02 (1,31)	*0,02 <i>d</i> = 0,11	0,53 (1,18)	0,62 (1,19)	0,18	0,66 (0,95)	0,60 (0,91)	*0,03 <i>d</i> = 0,07
ROD	1,84 (1,75)	1,81 (1,68)	0,77	1,46 (1,61)	1,48 (1,59)	0,47	-0,38 (1,06)	-0,33 (1,15)	0,81
TIB	-0,09 (1,14)	-0,12 (1,06)	0,72	-0,14 (1,03)	-0,13 (0,98)	0,48	-0,05 (0,93)	-0,01 (0,96)	0,95
TOB	1,90 (1,51)	1,74 (1,32)	0,21	1,23 (1,35)	1,17 (1,19)	0,38	-0,57 (1,03)	-0,50 (1,00)	0,49
AQ	3,50 (1,69)	3,43 (1,92)	0,59	2,03 (1,48)	1,98 (1,56)	0,80	-1,47 (1,04)	-1,45 (1,12)	0,69

+Se calculó el tamaño del efecto (*d*) en las comparaciones por pares con diferencias significativas.

* Diferencias significativas *p*<0,05.

Por otra parte, se analizó el comportamiento térmico de cada una de las ROIs de las piernas en las temperaturas absolutas de cada momento estudiado (Figura 33). Se encontró que los corredores comenzaron con una temperatura más elevada en el muslo anterior (32,14 (1,15) °C) y el tibial (32,16 (0,90) °C), mientras que en la zona del Aquiles (28,84 (1,07) °C) comenzaron con la temperatura más baja. En el momento post ejercicio las temperaturas absolutas se igualaron en todas las regiones, encontrando la menor temperatura en el tibial (32,05 (1,00) °C). Por último, 10 minutos después, el Aquiles (30,84 (1,07) °C) tenía la temperatura más baja, mientras que las más elevadas se encontraron en el muslo anterior (32,72 (0,88) °C) y la rodilla (32,29 (1,17) °C).

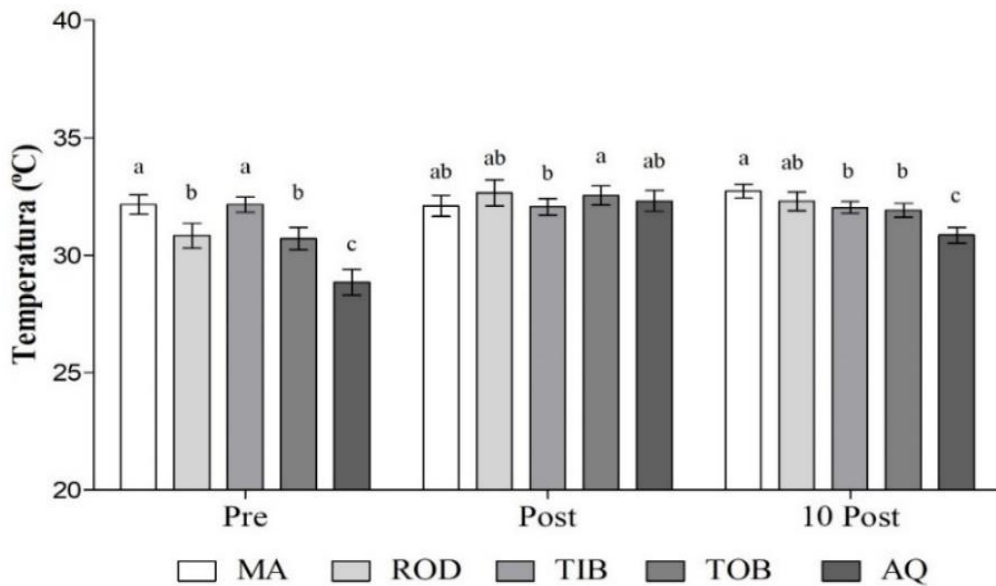


Figura 33. Comportamiento térmico de las temperaturas absolutas de las diferentes ROIs de las piernas: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ) en los tres momentos estudiados. Las diferencias significativas se han marcado con letras (a>b>c).

En la figura 34 se muestra el comportamiento térmico de las diferentes ROIs analizadas en las variaciones de temperatura entre pre y post carrera (ΔT), entre pre y 10 minutos post carrera (ΔT_{10}) y entre post y 10 minutos post carrera (ΔT_{post}). Se puede observar que, en la ΔT , las regiones en las que más se incrementa la temperatura son el Aquiles (3,46 (1,80) °C), seguido por la rodilla (1,82 (1,71) °C) y el tobillo (1,82 (1,41) °C), mientras que en el muslo anterior (-0,05 (1,29) °C) y el tibial (-0,10 (1,10) °C) no se incrementa o incluso disminuye ligeramente. Del mismo modo, en la ΔT_{10} , se encontraron los mayores incrementos en Aquiles (2,00 (1,52) °C), rodilla (1,47 (1,59) °C) y tobillo (1,20 (1,27) °C), seguido del muslo anterior (0,58 (1,18) °C) y en el caso del tibial (-0,13 (1,00) °C) la temperatura disminuyó ligeramente. Por último, en la ΔT_{post} la mayor disminución de temperatura se produjo en el Aquiles (-1,46 (1,08) °C), seguido del tobillo (-0,54 (1,01) °C) y la rodilla (-0,35 (1,10) °C), en el tibial (-0,03 (0,94) °C) la disminución fue muy ligera, mientras que se encontró un incremento de la temperatura en el muslo anterior (0,63 (0,93) °C).

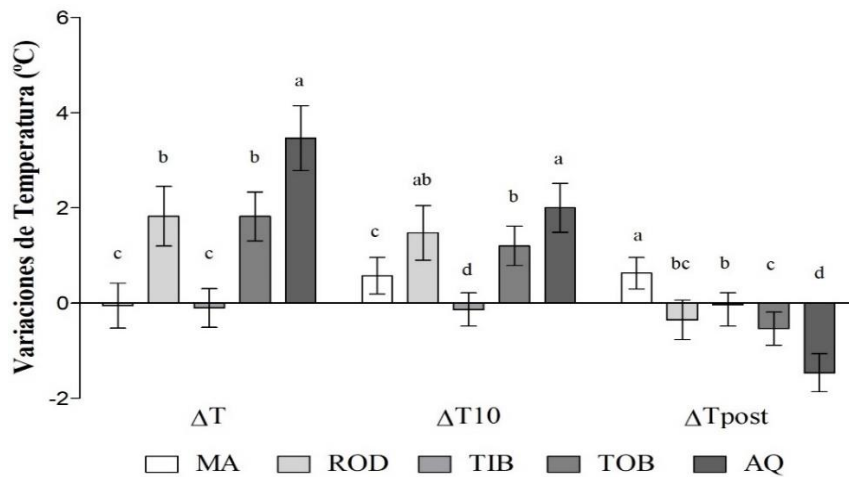


Figura 34. Comportamiento térmico entre las diferentes ROIs de las piernas: Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ). Las diferencias significativas se han señalado con letras (a>b>c>d).

4.2.2.- Efecto de los soportes plantares en la temperatura las piernas en la carrera

Como se muestra en la tabla 9, las temperaturas superficiales absolutas no se vieron modificadas ($p > 0,05$) en ninguna de las ROIs analizadas de las piernas, en ninguno de los momentos estudiados, por el uso de los soportes plantares prefabricados ni individualizados.

Por su parte, en el análisis las variaciones de temperatura, no se encontraron diferencias significativas entre las diferentes condiciones de soportes plantares en ninguna de las ROIs de las piernas analizadas, en ninguna de las variaciones (ΔT , ΔT_{10} y ΔT_{post}), excepto en el tobillo, dónde se encontró una mayor disminución de la temperatura superficial de la piel en el momento 10 minutos post respecto al momento post (ΔT_{post}), con un tamaño del efecto moderado ($-0,23 (0,97) ^\circ\text{C}$ vs $-0,83 (0,98) ^\circ\text{C}$; $p=0,002$; $ES d = 0,62$) (Figura 35).

Tabla 9. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las temperaturas absolutas de los diferentes momentos en el Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ).

Momento	Variable/ Condición	SC	SP	SI	p valor
		Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
PRE	MA (°C)	32,06 (1,27)	32,15 (1,15)	32,22 (1,03)	p>0,05
	ROD (°C)	30,76 (1,40)	30,94 (1,48)	30,77 (1,45)	
	TIB (°C)	32,19 (0,79)	32,23 (0,97)	32,05 (0,94)	
	TOB (°C)	30,61 (1,28)	30,93 (1,26)	30,59 (1,50)	
	AQ (°C)	28,61 (1,49)	29,15 (1,61)	28,76 (1,67)	
POST	MA (°C)	32,02 (1,07)	32,20 (1,34)	32,06 (1,15)	
	ROD (°C)	32,50 (1,41)	32,77 (1,61)	32,67 (1,50)	
	TIB (°C)	31,95 (0,97)	32,21 (1,07)	32,00 (0,97)	
	TOB (°C)	32,42 (1,15)	32,57 (1,16)	32,60 (1,11)	
	AQ (°C)	32,22 (1,22)	32,34 (1,48)	32,36 (1,20)	
10 POST	MA (°C)	32,62 (0,78)	32,88 (0,89)	32,66 (0,94)	
	ROD (°C)	32,23 (0,98)	32,40 (1,13)	32,25 (1,37)	
	TIB (°C)	32,01 (0,63)	32,20 (0,65)	31,86 (1,01)	
	TOB (°C)	31,94 (0,72)	32,02 (0,89)	31,77 (1,07)	
	AQ (°C)	30,93 (0,85)	30,83 (1,05)	30,78 (1,28)	

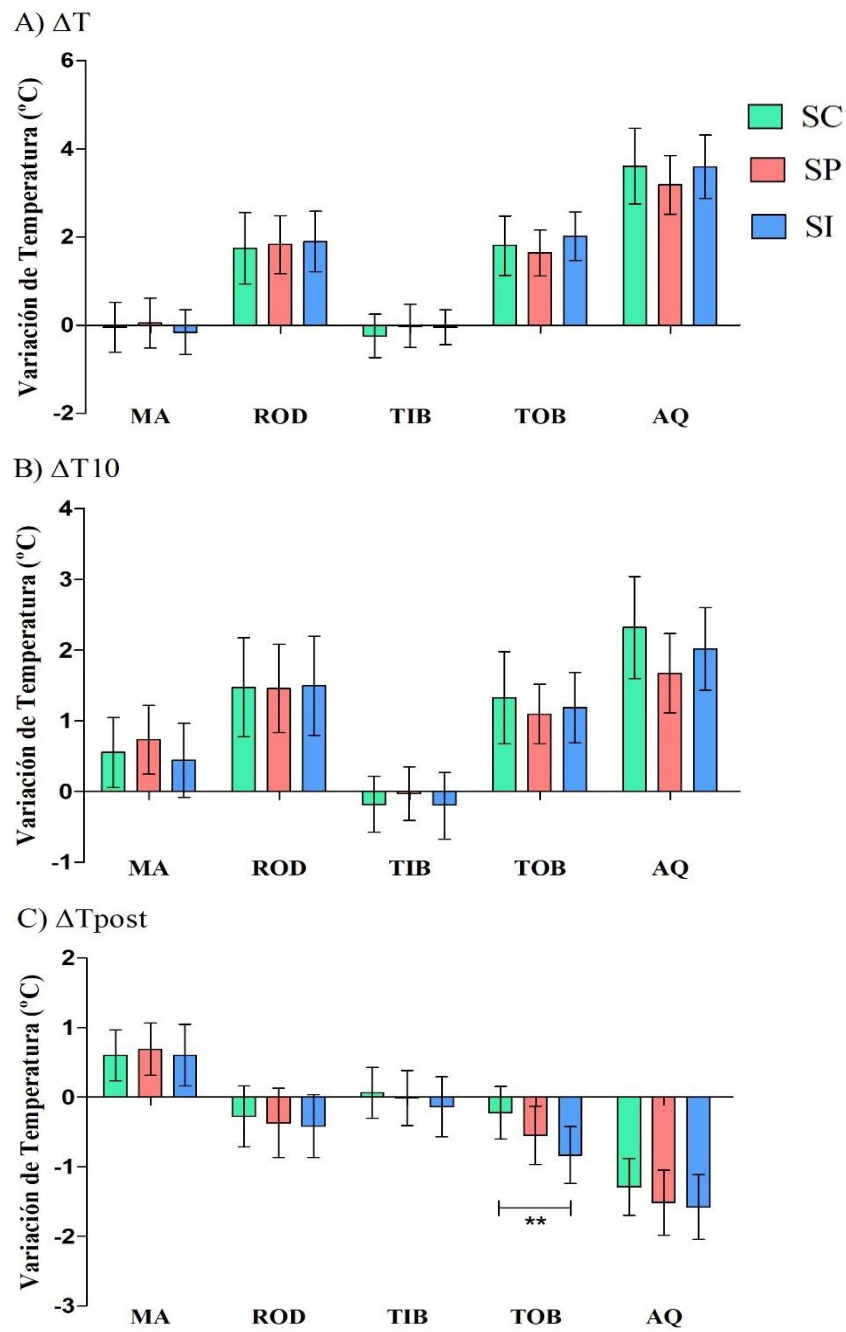


Figura 35. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las variaciones de temperatura, A) ΔT , B) ΔT_{10} y C) ΔT_{post} , en el Muslo Anterior (MA); Rodilla (ROD); Tibial (TIB); Tobillo (TOB); Aquiles (AQ). Diferencias significativas $**p < 0,01$.

4.2.3.- Comportamiento térmico de las plantas de los pies en la carrera

En la tabla 10 se muestran los resultados referentes a la simetría térmica de las temperaturas absolutas de cada momento en cada una de las ROIs de las plantas de los pies analizadas. En la mayor parte de los resultados obtenidos se muestra una simetría térmica entre ambos pies. Sin embargo, 10 minutos después de realizar la prueba de carrera, se encontraron diferencias significativas con un tamaño del efecto muy pequeño tanto en la planta del pie completa como en el mediopié.

En relación a la simetría térmica en las variaciones de temperatura, no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) en ninguna de las variaciones analizadas en ninguna de las regiones de interés estudiadas en el presente estudio entre el pie dominante y el pie no dominante (Tabla 11).

Se calcularon los ICCs de cada una de la ROIs de las plantas de los pies tanto en las temperaturas absolutas como en las variaciones de temperatura, obteniendo una reproducibilidad pobre ($ICCs < 0,20$) en todos los casos.

Tabla 10. Simetría térmica entre pie dominante y no dominante en las temperaturas absolutas de cada una de las ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie, en los diferentes momentos.

ROI / Pie	PRE (°C)			POST (°C)			10 POST (°C)		
	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor +ES (<i>d</i>)
PPC	27,56 (2,16)	27,65 (2,17)	0,29	34,22 (1,09)	34,30 (1,01)	0,19	31,60 (1,47)	31,70 (1,48)	*0,01 <i>d</i> = 0,07
AP	27,07 (2,54)	27,20 (2,57)	0,15	34,39 (1,09)	34,45 (1,04)	0,37	31,78 (1,60)	31,86 (1,67)	0,13
MP	28,97 (1,91)	28,86 (1,87)	0,47	34,56 (1,08)	34,58 (1,02)	0,61	32,01 (1,20)	32,10 (1,18)	*0,03 <i>d</i> = 0,08
RP	27,69 (2,03)	27,68 (2,07)	0,95	33,78 (1,18)	33,83 (1,15)	0,37	31,18 (1,55)	31,22 (1,77)	0,78
IP	27,71 (2,20)	27,79 (2,16)	0,35	34,42 (1,04)	34,49 (1,00)	0,20	31,87 (1,41)	31,95 (1,45)	0,12
EP	27,41 (2,28)	27,47 (2,36)	0,44	34,10 (1,20)	34,12 (1,14)	0,70	31,45 (1,55)	31,55 (1,51)	0,08

* Diferencias significativas entre pie dominante y pie no dominante ($p < 0,05$)

Tabla 11. Simetría térmica entre pie dominante y pie no dominante en las variaciones de temperatura de cada una de las ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie.

ROI / Pie	ΔT ($^{\circ}\text{C}$)			ΔT_{10} ($^{\circ}\text{C}$)			Δt_{post} ($^{\circ}\text{C}$)		
	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor	Dom Media (dt)	No Dom Media (dt)	<i>p</i> valor
PPC	6,66 (2,09)	6,65 (2,09)	0,96	4,03 (2,11)	4,06 (2,12)	0,70	-2,62 (1,29)	-2,59 (1,20)	0,75
AP	7,32 (2,58)	7,25 (2,55)	0,59	4,71 (2,63)	4,67 (2,68)	0,79	-2,61 (1,46)	-2,59 (1,47)	0,63
MP	5,59 (1,65)	5,73 (1,65)	0,38	3,04 (1,78)	3,24 (1,70)	0,30	-2,55 (1,08)	-2,48 (1,06)	0,14
RP	6,09 (1,99)	6,15 (1,98)	0,61	3,50 (2,02)	3,54 (2,31)	0,83	-2,59 (1,35)	-2,62 (1,67)	0,78
IP	6,71 (2,13)	6,70 (2,10)	0,90	4,16 (2,19)	4,16 (2,19)	0,94	-2,55 (1,26)	-2,54 (1,26)	0,93
EP	6,72 (2,27)	6,67 (2,27)	0,88	4,04 (2,31)	4,09 (2,37)	0,30	-2,65 (1,43)	-2,57 (1,40)	0,37

Por su parte, se analizó el comportamiento térmico de cada una de las regiones de interés en los diferentes momentos estudiados (Figura 36). En el momento pre carrera, los corredores partían con una temperatura superior en el mediopié que en el retropié con un tamaño del efecto moderado (28,91 (1,88) $^{\circ}\text{C}$ vs 27,68 (2,04) $^{\circ}\text{C}$; $p < 0,001$; ES $d = 0,62$) y que en el antepié con un tamaño del efecto grande (28,91 (1,88) $^{\circ}\text{C}$ vs 27,13 (2,55) $^{\circ}\text{C}$; $p < 0,001$; ES $d = 0,80$), siendo esta más baja que en el retropié con un tamaño del efecto pequeño (27,68 (2,04) $^{\circ}\text{C}$ vs 27,13 (2,55) $^{\circ}\text{C}$; $p < 0,02$; ES $d = 0,24$). Además, partieron con una temperatura superior en la región medial respecto a la región lateral de la planta del pie con un tamaño del efecto (27,75 (2,17) $^{\circ}\text{C}$ vs 27,44 (2,31) $^{\circ}\text{C}$; $p = 0,001$; ES $d = 0,13$).

En el momento post carrera, se observaron diferencias significativas, obteniendo temperaturas más elevadas en el antepié con respecto al retropié con un tamaño del efecto moderado (34,42 (1,06) $^{\circ}\text{C}$ vs 33,81 (1,16) $^{\circ}\text{C}$ $p < 0,001$; ES $d = 0,55$), en el mediopié con respecto al retropié con un tamaño del efecto moderado (34,57 (1,05) vs 33,81 (1,16) $^{\circ}\text{C}$; $p < 0,001$; ES $d = 0,58$) y en el interior del pie con respecto al exterior del pie con un tamaño del efecto pequeño (34,46 (1,01) $^{\circ}\text{C}$ vs 34,11 (1,16) $^{\circ}\text{C}$; $p < 0,001$; ES $d = 0,31$).

En el momento 10 minutos post carrera se encontraron menores temperaturas en el retropié respecto al antepié con un tamaño del efecto pequeño (31,20 (1,66) °C vs 31,82 (1,62) °C; $p < 0,001$; ES $d = 0,38$) y respecto al mediopié con un tamaño del efecto moderado (31,20 (1,66) °C vs 32,05 (1,18) °C; $p < 0,001$; ES $d = 0,60$) y una mayor temperatura en la región medial de la planta del pie respecto a la región lateral con un tamaño del efecto pequeño (31,91 (1,42) °C vs 31,50 (1,53) °C; $p < 0,001$; ES $d = 0,28$).

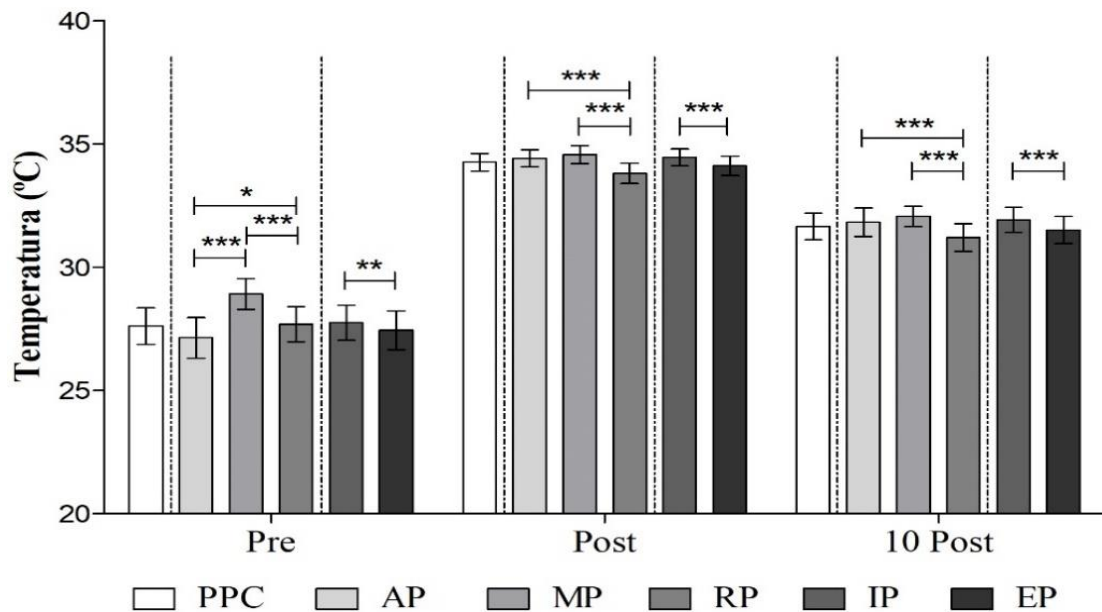


Figura 36. Comportamiento térmico de las diferentes ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie en el momento post carrera. Diferencias significativas *** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$.

Además, se analizó el comportamiento térmico en las variaciones de temperatura de las diferentes ROIs (Figura 37). En la variación post – pre (ΔT) se encontró un mayor incremento de la temperatura en el antepié con respecto al mediopié con un tamaño del efecto moderado (7,29 (2,56) °C vs 5,66 (1,65) °C $p < 0,001$; ES $d = 0,77$), del antepié con respecto al retropié con un tamaño del efecto moderado (7,29 (2,56) °C vs 6,12 (1,98) °C $p < 0,001$; ES $d = 0,51$) y en el retropié con respecto al mediopié con un tamaño del efecto pequeño (6,12 (1,98) °C vs 5,66 (1,65) °C $p < 0,001$; ES $d = 0,26$). Por su parte, en la variación 10 minutos post – pre (ΔT_{10}) se encontraron mayores incrementos de la temperatura en el antepié respecto al mediopié con un tamaño del efecto grande (4,69 (2,64) °C vs 3,14 (1,74) °C; $p < 0,001$; ES $d = 0,86$) y al retropié con un tamaño del efecto pequeño (4,69 (2,64) °C vs 3,51 (2,17) °C; $p < 0,001$; ES $d = 0,49$). En ΔT_{post} , no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las diferentes comparaciones de las ROIs.

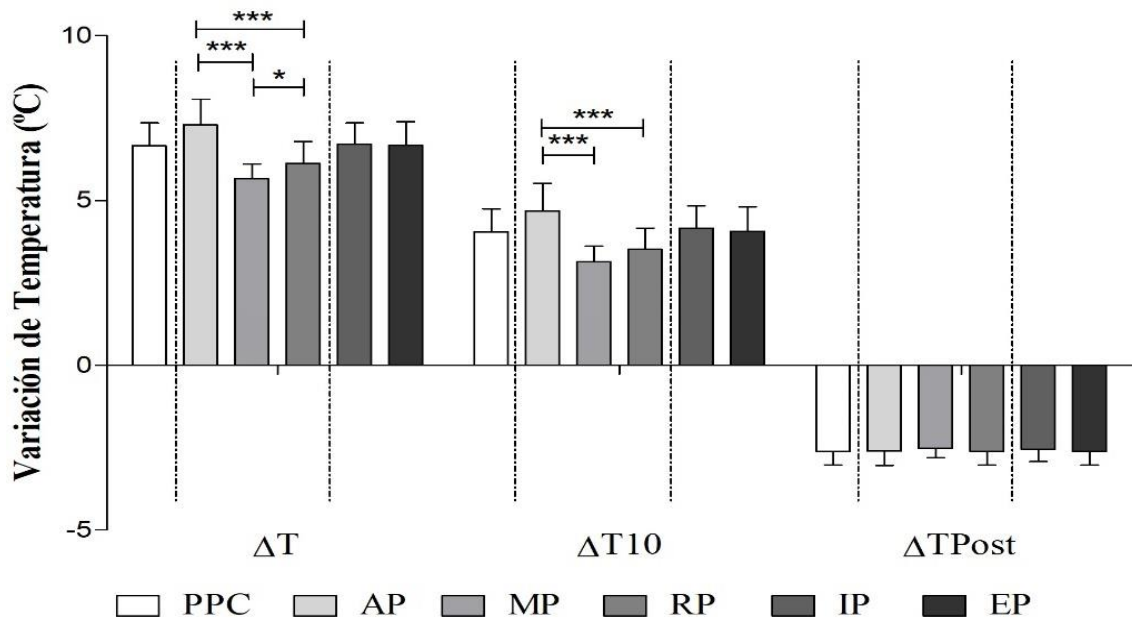


Figura 37. Comportamiento térmico de las diferentes ROIs: Planta de pie completa (PPC), antepié (AP), mediopié (MP), retropié (RP), región medial (IP) y región lateral (EP) de la planta del pie en la variación de temperatura post – pre (ΔT). Diferencias significativas: *** $p < 0,001$; * $p < 0,05$.

4.2.4.- Efecto de los soportes plantares en la temperatura de las plantas de los pies en la carrera

Los soportes plantares no produjeron modificaciones en la temperatura superficial de la piel de las plantas de los pies completas. En este sentido, en el estudio de las plantas de los pies completas no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) ni en las temperaturas absolutas, en ninguno de los momentos estudiados, ni en ninguna de las variaciones de temperatura analizadas entre las diferentes condiciones de soporte plantar (Figura 38).

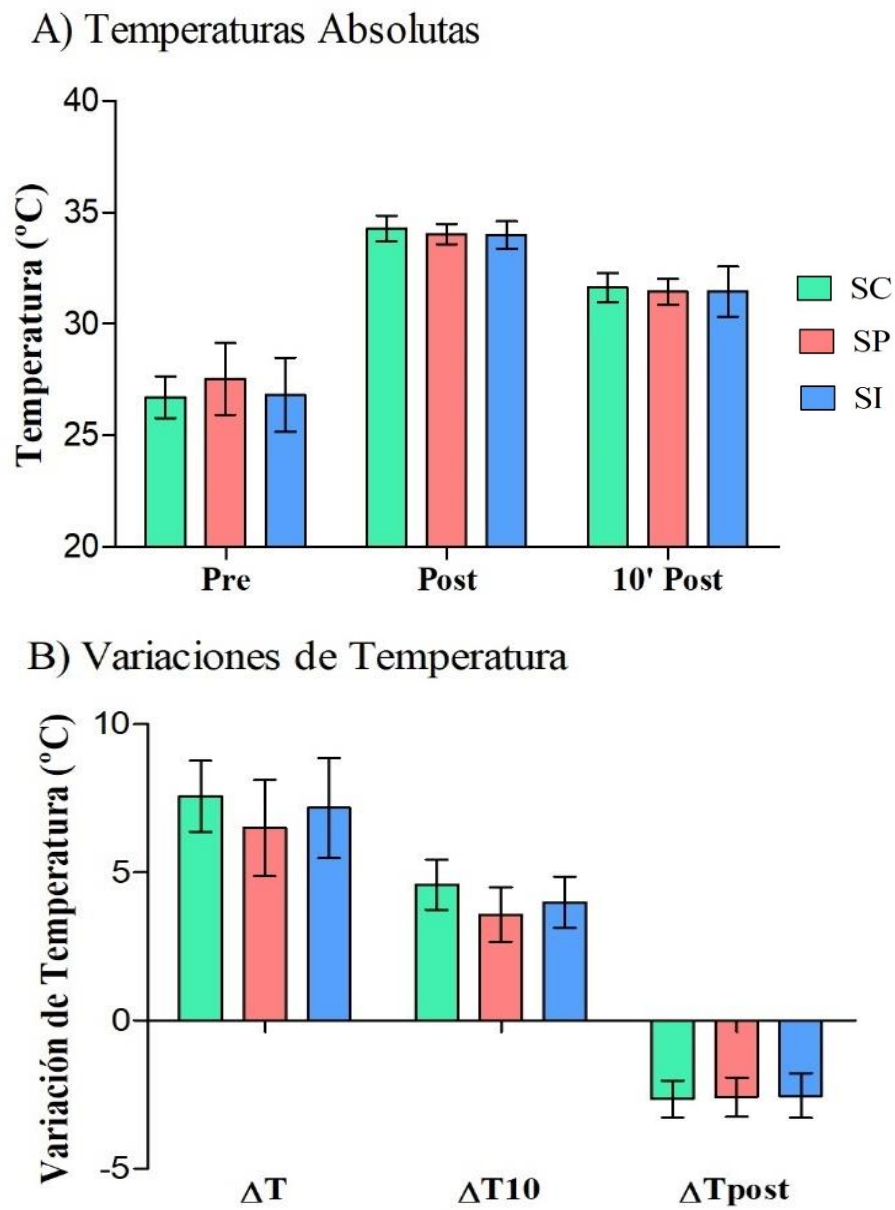


Figura 38. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en la temperatura de la piel de las plantas de los pies completas en cada uno de los momentos y variaciones de temperatura estudiados.

Como se muestra en la tabla 12, en la división del pie en antepié, mediopié y retropié, el uso de soportes plantares no modificó ($p>0,05$) las temperaturas superficiales absolutas en ninguna de las regiones en ninguno de los momentos analizados.

Tabla 12. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las temperaturas absolutas de los diferentes momentos en el antepié (AP), mediopié (MP) y retropié (RP).

Momento	Variable/ Condición	SC	SP	SI	<i>p</i> valor
		Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
PRE	AP (°C)	26,44 (1,93)	27,94(2,81)	27,02 (2,64)	$p>0,05$
	MP (°C)	28,56 (1,48)	29,21 (1,90)	28,96 (2,19)	
	RP (°C)	27,34 (1,70)	28,08 (2,21)	27,62 (2,16)	
POST	AP (°C)	34,47 (1,23)	34,43 (0,79)	34,36 (1,14)	
	MP (°C)	34,66 (1,16)	34,52 (0,83)	34,53 (1,15)	
	RP (°C)	33,90 (1,24)	33,86 (0,96)	33,66 (1,27)	
10 POST	AP (°C)	32,04 (1,67)	31,67 (1,39)	31,75 (1,81)	
	MP (°C)	32,29 (1,13)	31,93 (1,03)	31,94 (1,36)	
	RP (°C)	31,52 (1,29)	31,02 (1,41)	31,06 (1,94)	

Por su parte, en las variaciones de temperatura ΔT , ni ΔT_{post} , los soportes plantares no produjeron modificaciones en el antepié, mediopié y retropié. Sin embargo, en la variación ΔT_{10} , se encontraron diferencias significativas con un tamaño del efecto moderado, que mostraban mayores incrementos de temperatura con la condición de soporte control comparado con el soporte plantar prefabricado en el antepié (5,59 (2,41) vs 3,74 (2,72); $p=0,02$; ES $d = 0,72$), en el mediopié (3,72 (1,54) vs 2,72 (1,52); $p=0,03$; ES $d = 0,65$) y en el retropié (4,18 (2,05) vs 2,93 (1,82); $p=0,02$; ES $d = 0,64$) (Figura 39).

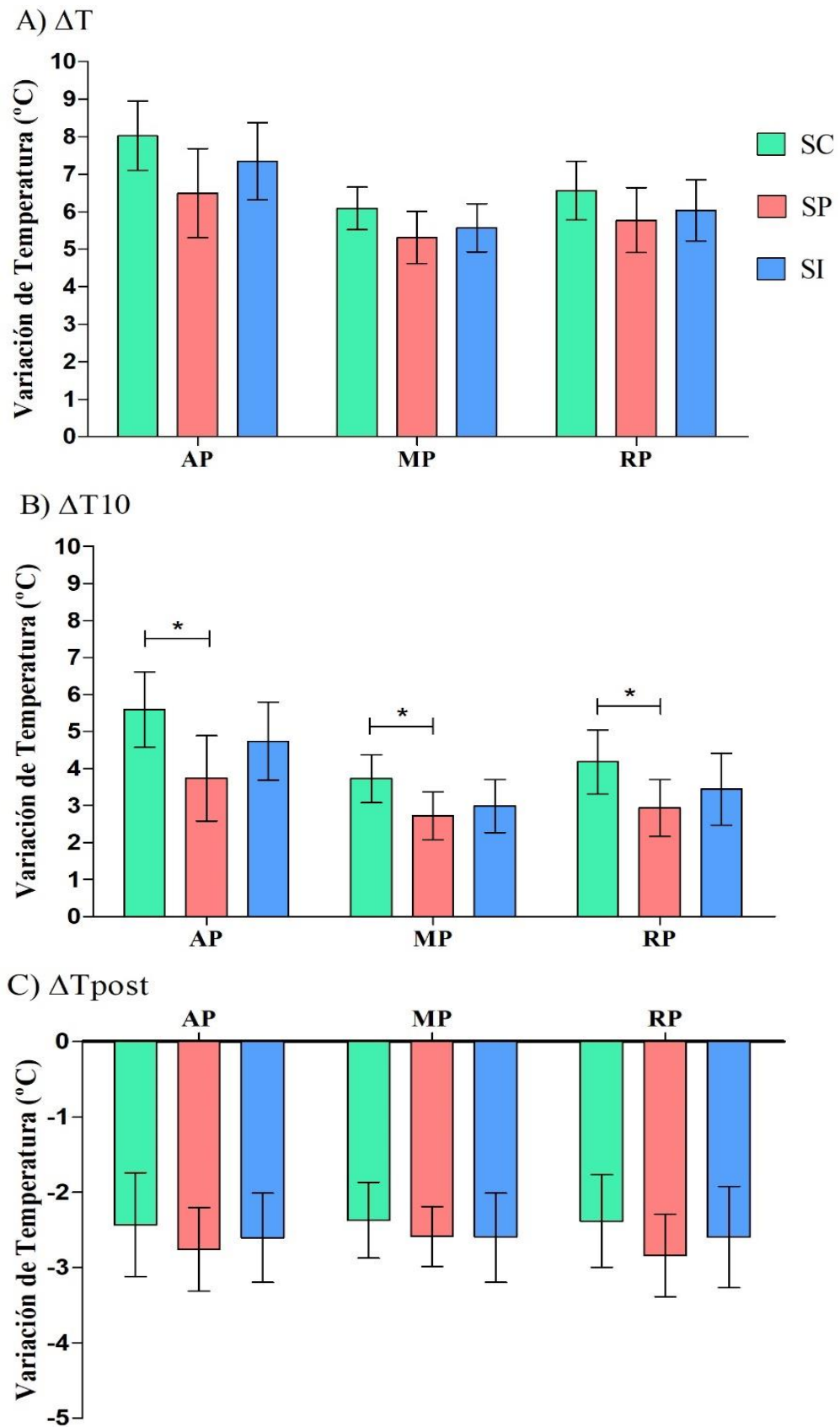


Figura 39. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las variaciones de temperatura A) post – pre (ΔT); B) 10 post – pre (ΔT_{10}) y C) 10 post – post (ΔT_{post}), en el antepié (AP), mediopié (MP) y retropié (RP). Diferencias significativas * $p < 0,05$.

En la división del pie en la región medial del pie y región lateral del pie, el uso de soportes plantares no modificó ($p>0,05$) las temperaturas superficiales absolutas en ninguna de las regiones en ninguno de los momentos analizados (Tabla 13).

Tabla 13. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las temperaturas absolutas de los diferentes momentos en región medial (IP) y en la región lateral (EP) de la planta del pie.

Momento	Variable/ Condición	SC	SP	SI	<i>p</i> valor
		Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
PRE	IP (°C)	27,24 (1,69)	28,36 (2,38)	27,65 (2,29)	$p>0,05$
	EP (°C)	26,93 (1,84)	28,05 (2,49)	27,33 (2,46)	
POST	IP (°C)	34,55 (1,17)	34,43 (0,73)	34,39 (1,10)	
	EP (°C)	34,20 (1,35)	34,14 (0,90)	34,00 (1,22)	
10 POST	IP (°C)	32,14 (1,41)	31,76 (1,23)	31,83 (1,61)	
	EP (°C)	31,75 (1,60)	31,31 (1,35)	31,44 (1,62)	

En las variaciones de temperatura ΔT y ΔT_{post} , no se encontraron diferencias significativas ($p>0,05$) por el uso de los diferentes soportes plantares. Sin embargo, en la variación ΔT_{10} , se encontraron diferencias significativas con un tamaño del efecto moderado, que mostraban mayores incrementos de temperatura con la condición de soporte control comparado con el soporte plantar prefabricado tanto en la región medial del pie (4,90 (2,04) vs 3,40 (2,18); $p=0,02$; ES $d = 0,71$), como en la región lateral del pie (4,82 (2,21) vs 3,26 (2,27); $p=0,02$; ES $d = 0,70$) (Figura 40).

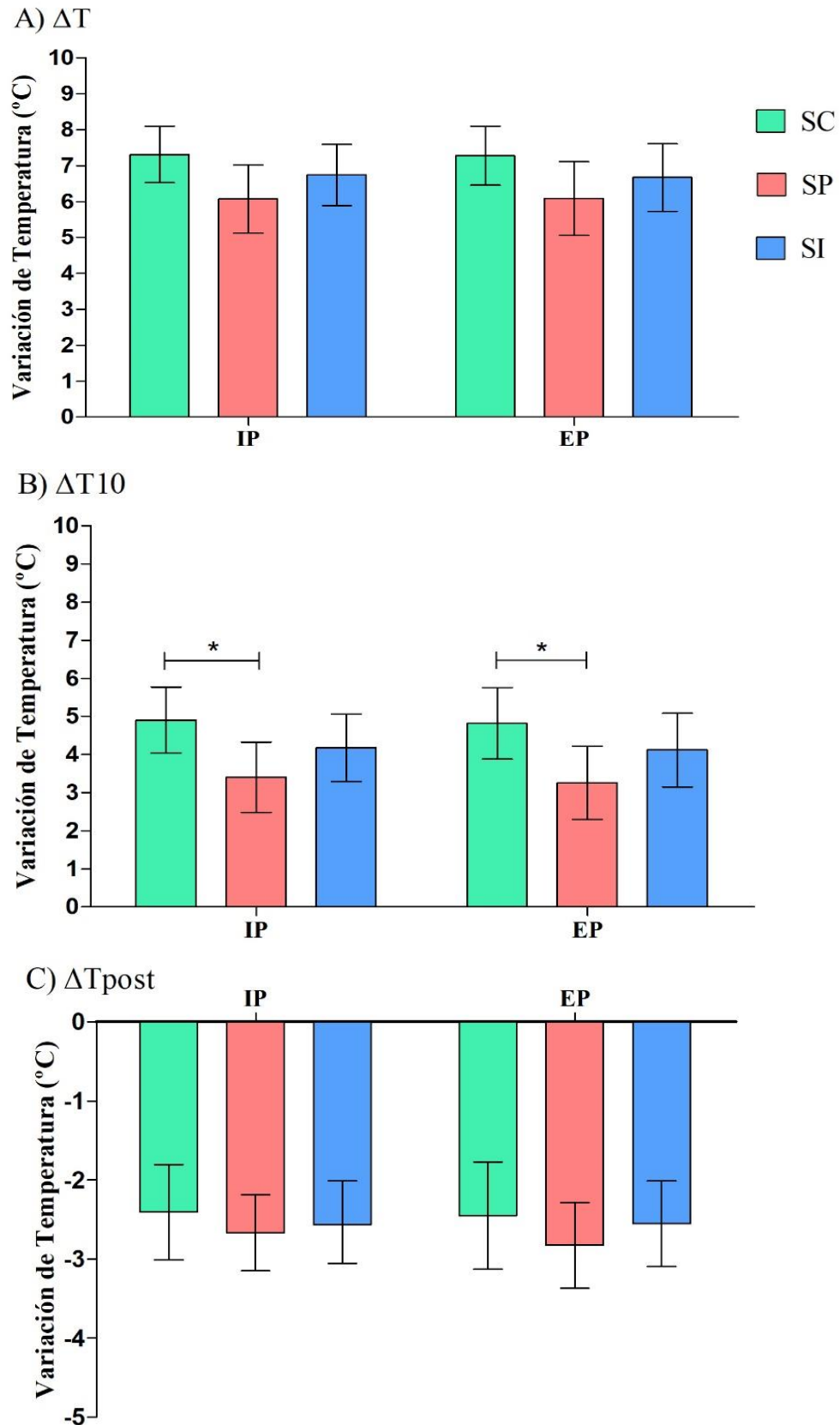


Figura 40. Efecto de los soportes plantares: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizados (SI) en las variaciones de temperatura A) post – pre (ΔT); B) 10 post – pre (ΔT_{10}) y C) 10 post – post (ΔT_{post}), en la región medial (IP) y en la región lateral (EP) de la planta del pie. Diferencias significativas * $p < 0,05$.

4.3.- Análisis cinemático 2D de las variables angulares

4.3.1.- Efecto de los soportes plantares en la flexión de rodilla

En el caso de la flexión de rodilla los resultados relacionados con los efectos de los soportes plantares se presentan en la figura 41. No se encontraron diferencias significativas entre las diferentes condiciones de soportes plantar (SC, SP, SI) en ninguna de las variables de flexión de rodilla (FRC, FRA, FRD, FRV) analizadas ($p > 0,05$).

La reproducibilidad de las mediciones en la flexión de la rodilla fue muy buena durante el contacto (FRC ICC=0,67), en la máxima flexión de rodilla durante el apoyo (FRA ICC=0,67), en la flexión de la rodilla durante el despegue (FRD ICC=0,77) y en la flexión de rodilla durante el vuelo (FRV ICC=0,65).

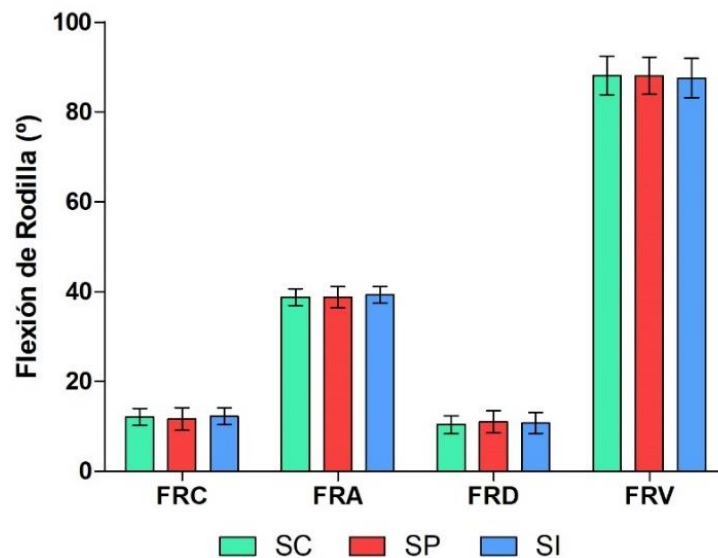


Figura 41. Efecto de los soportes plantares en la flexión de la rodilla en el contacto (FRC), en la flexión máxima de la rodilla durante el apoyo (FRA), en la flexión de la rodilla en el despegue (FRD) y en la flexión máxima de la rodilla durante la fase de vuelo (FRV).

Del mismo modo, no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre los soportes plantares analizados ni el tiempo hasta la máxima flexión durante la fase de apoyo, ni en el tiempo hasta la máxima flexión durante la fase de vuelo (Tabla 14). En este caso, también se obtuvieron los datos de reproducibilidad de las variables, encontrando una reproducibilidad excelente en el tiempo hasta la máxima flexión en la fase de apoyo (ICC=0,88), y una reproducibilidad muy buena (ICC=0,65) en el tiempo hasta la máxima flexión en la fase de vuelo.

Tabla 14. Efecto de los soportes plantares en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo (TMaxFA) y en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el vuelo (TMaxFV).

Variable/ Condición	SC	SP	SI	p valor
	Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
TMaxFA (s)	0,127 (0,012)	0,128 (0,013)	0,128 (0,013)	0,24
TMaxFV (s)	0,226 (0,011)	0,226 (0,012)	0,227 (0,011)	0,81

4.3.2.- Efecto de la fatiga en la flexión de rodilla

En la figura 42 se muestra el efecto de la fatiga sobre las diferentes variables de flexión de rodilla estudiadas en el presente trabajo. No se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre los diferentes minutos de carrera estudiados en ninguna de las variables de flexión de rodilla analizadas.

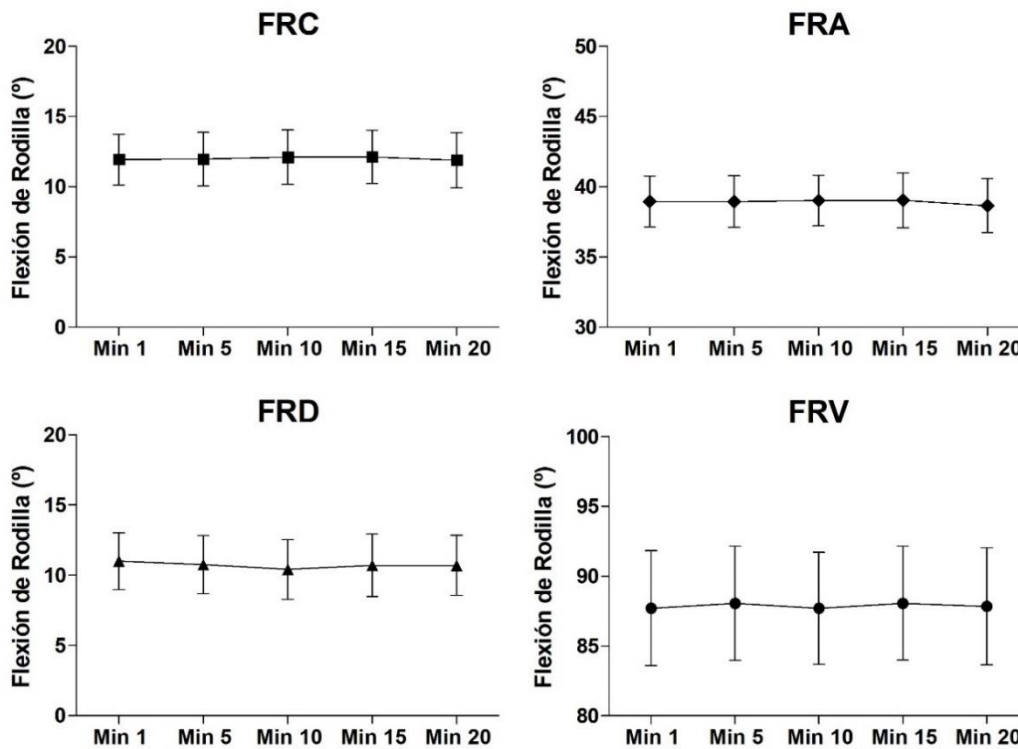


Figura 42. Evolución de la flexión de la rodilla en el contacto (FRC), de la máxima flexión durante el apoyo (FRA), de la flexión en el momento del despegue (FRD) y de la máxima flexión durante la fase de vuelo (FRV) en cada uno de los momentos estudiados.

En relación al tiempo hasta la máxima flexión durante el apoyo y al tiempo hasta la máxima flexión durante el vuelo, como se puede observar en la tabla 15, no se encontraron diferencias significativas entre los diferentes momentos estudiados ($p > 0,05$) en ninguna de las dos variables.

Tabla 15. Efecto de la fatiga en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo (TMaxFA) y del tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el vuelo (TMaxFV).

Momento (min)	TMaxFA (s)	TMaxFV (s)
	Media (dt)	Media (dt)
1	0,128 (0,012)	0,226 (0,011)
5	0,127 (0,012)	0,226 (0,010)
10	0,128 (0,012)	0,226 (0,012)
15	0,127 (0,013)	0,227 (0,011)
20	0,129 (0,013)	0,227 (0,012)
<i>p</i> valor	0,49	0,79

4.3.3.- Efecto de los soportes plantares en la eversión del tobillo

En el estudio de la eversión del tobillo, tanto en el momento del contacto como en la máxima eversión durante el apoyo y en el tiempo hasta la máxima eversión, no se encontraron diferencias significativas entre el pie dominante y no dominante (Tabla 16).

Tabla 16. Diferencia entre la eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC), en la máxima eversión del tobillo (ETA) y en el tiempo hasta la máxima eversión (TMaxET) entre el pie dominante y el pie no dominante.

Variable / Pie	Pie Dominante	Pie No Dominante	<i>p</i> valor
	Media (dt)	Media (dt)	
ETC (°)	-6,76 (6,79)	-5,74 (6,62)	0,25
ETA (°)	11,40 (4,01)	11,33 (4,62)	0,97
TMaxET (s)	0,095 (0,031)	0,104 (0,035)	0,16

En la figura 43 se presentan los efectos de los diferentes soportes plantares en las variables relacionadas con la eversión del tobillo. No se encontraron diferencias significativas por el uso de los diferentes soportes plantares, ni en la eversión del tobillo en el contacto ($p=0,65$), ni en la máxima eversión del tobillo durante el apoyo ($p=0,72$).

Los resultados mostraron una reproducibilidad muy buena de las mediciones por medio de los intervalos de correlación intraclass (ICCs) tanto en la eversión del tobillo en el momento del contacto ($ICC=0,78$) como en la máxima eversión del tobillo durante el apoyo ($ICC=0,66$).

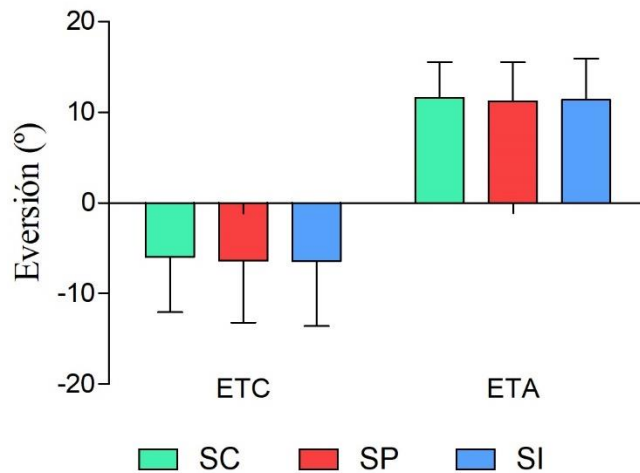


Figura 43. Efecto de los soportes plantares en la eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC) y en la máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo (ETA).

En relación al tiempo hasta la máxima eversión del tobillo no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) en ninguna de las tres condiciones de soporte plantar (Tabla 17). En este caso también se analizó la reproducibilidad de las mediciones, encontrando una buena reproducibilidad ($ICC = 0,53$).

Tabla 17. Efecto de los soportes plantares en el tiempo hasta la máxima eversión del tobillo (TMaxET).

Variable/ Condición	SC	SP	SI	p valor
	Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
TMaxET (s)	0,097 (0,031)	0,101 (0,035)	0,099 (0,033)	0,52

4.3.4.- Efecto de la fatiga en la eversión del tobillo

Como se puede observar en la figura 44, el estado de fatiga no tiene influencia en la eversión del tobillo en el momento del contacto en ninguno de los momentos estudiados ($p = 0,66$). Los valores de eversión en el momento del contacto son negativos, por lo que muestran una supinación del tobillo en el momento en el que el pie contacta con el suelo ($-6.25 (6.72)^\circ$ de eversión), manteniéndose constante a lo largo de los 20 minutos de carrera en cinta.

Sin embargo, la eversión máxima del tobillo durante el apoyo incrementa entre el minuto 1 y el minuto 5 para después mantenerse a lo largo de la prueba de carrera de 20

minutos (Figura 44). En este sentido, se observan diferencias significativas entre el minuto 1 y el resto de minutos estudiados (min 1 vs min5, min 10, min 15, min 20: 10,65 (4,06) ° de eversión vs 11,43 (4,16), 11,47 (4,48), 11,60 (4,21), 11,78 (4,44) ° de eversión; $p < 0,001$). Pese a observar estas diferencias significativas entre el minuto 1 y el resto de minutos, el tamaño del efecto es pequeño en todos los casos ($ES\ d < 0,3$).

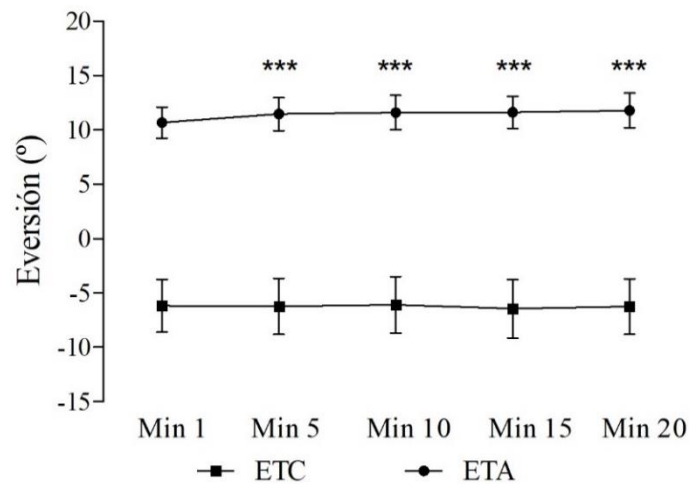


Figura 44. Evolución de la eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC) y de la máxima eversión del tobillo durante el apoyo (ETA) en los diferentes momentos estudiados durante la carrera. ***Diferencias con el minuto 1: $p < 0,001$.

En relación al tiempo hasta la máxima eversión del tobillo, no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre los diferentes momentos estudiados, como puede observarse en la tabla 18.

Tabla 18. Efecto de la fatiga en el tiempo hasta la máxima eversión del tobillo (TMaxET).

Variable	Momento (min)	Media (dt)	p valor
TMaxET (s)	1	0,098 (0,035)	0,68
	5	0,099 (0,032)	
	10	0,100 (0,033)	
	15	0,100 (0,034)	
	20	0,100 (0,033)	

4.3.5.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en la cinemática

En la figura 45 se muestran los resultados referentes a la interacción de los soportes plantares y la fatiga en las diferentes variables angulares de flexión de rodilla analizadas. No se observaron diferencias significativas ($p>0,05$) por el uso de soportes plantares en ninguno de los momentos en la flexión de rodilla en el momento del contacto, en la máxima flexión de rodilla durante el apoyo, en flexión de rodilla en momento del despegue, ni en la máxima flexión durante el vuelo.

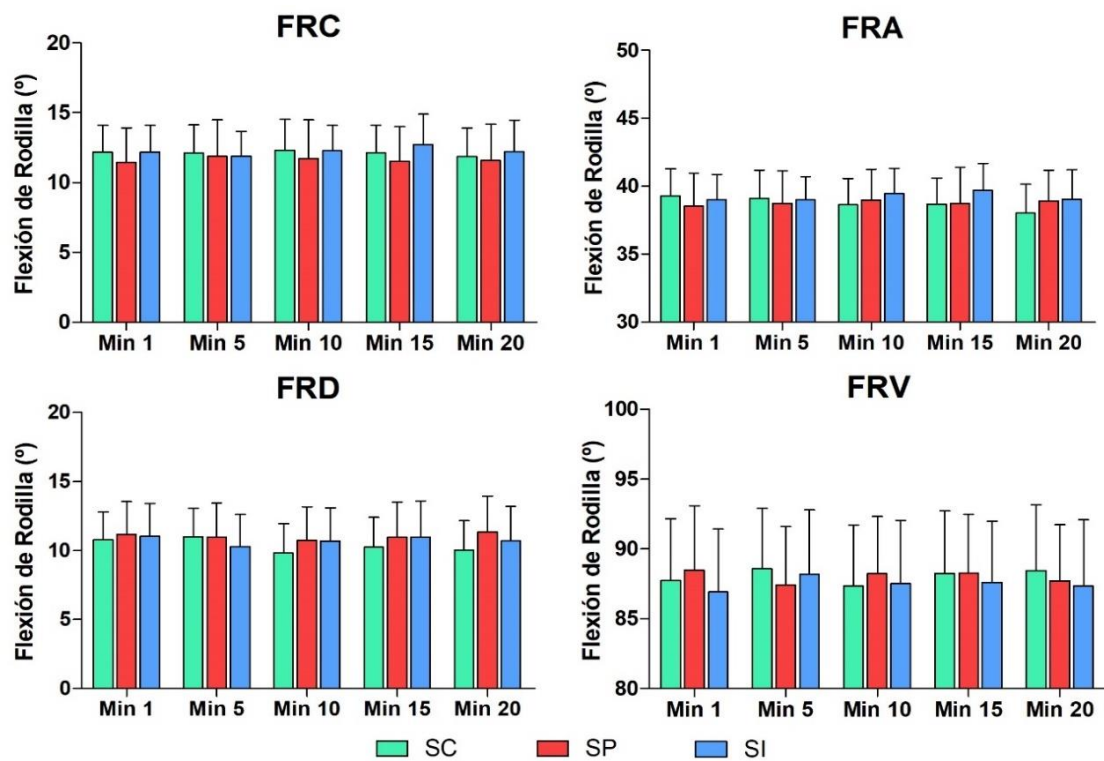


Figura 45. Efecto de los soportes plantares; SC: Soporte Control; SP: Soporte Prefabricado; SI: Soporte Individualizado, en las diferentes variables angulares de flexión de rodilla; flexión en el contacto (FRC), máxima flexión en el apoyo (FRA), flexión en el despegue (FRD) y máxima flexión durante el vuelo (FRV), en los 5 momentos analizados.

Por su parte, tampoco se han encontrado diferencias significativas ($p>0,05$) ni en el tiempo hasta la máxima flexión durante la fase de apoyo, ni en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante la fase de vuelo por el uso de los diferentes soportes plantares en ninguno de los momentos analizados ($p>0,05$) (Tabla 19).

Tabla 19. Efecto de la interacción de los soportes plantares y la fatiga en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo (TMaxFA) y en el tiempo hasta la máxima flexión de la rodilla durante el vuelo (TMaxFV).

Variable/ Condición	Momento (min)	SC	SP	SI	p valor
		Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
TMaxFA (s)	1	0,127 (0,010)	0,128 (0,014)	0,129 (0,012)	0,92
	5	0,127 (0,012)	0,128 (0,013)	0,128 (0,012)	
	10	0,126 (0,012)	0,128 (0,013)	0,128 (0,012)	
	15	0,127 (0,012)	0,128 (0,013)	0,128 (0,014)	
	20	0,128 (0,013)	0,129 (0,014)	0,128 (0,014)	
TMaxFV (s)	1	0,226 (0,011)	0,227 (0,012)	0,226 (0,009)	0,79
	5	0,226 (0,009)	0,223 (0,009)	0,228 (0,010)	
	10	0,227 (0,013)	0,226 (0,010)	0,226 (0,010)	
	15	0,226 (0,010)	0,227 (0,012)	0,226 (0,011)	
	20	0,227 (0,010)	0,226 (0,014)	0,228 (0,011)	

En la figura 46 se muestran los efectos producidos por la interacción de los soportes plantares y la fatiga en las diferentes variables angulares analizadas de la eversión del tobillo, eversión en el momento del contacto y máxima eversión durante la fase de apoyo. No se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) por el uso de los diferentes soportes plantares en ninguno de los momentos estudiados.

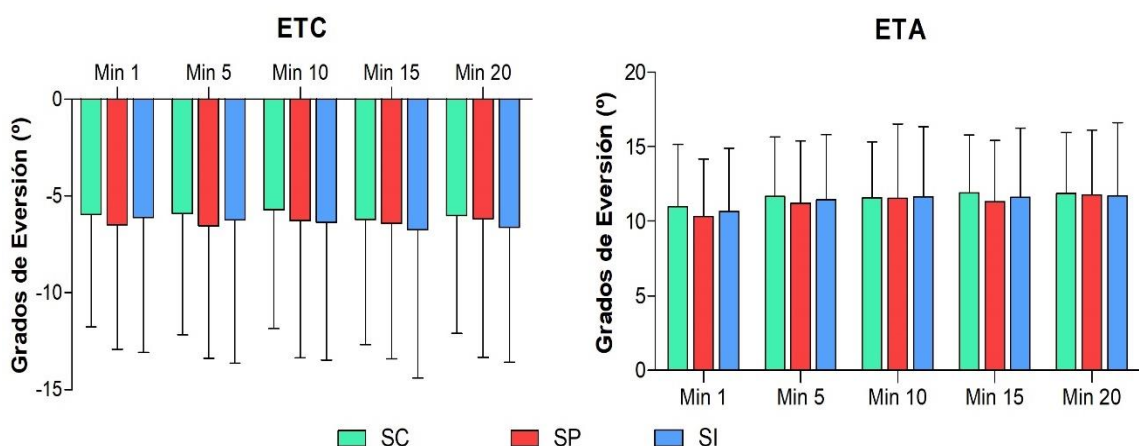


Figura 46. Eversión del tobillo en el momento del contacto (ETC) y máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo (ETA) en cada uno de los soportes plantares; SC: Soporte Control; SP: Soporte Prefabricado; SI: Soporte Individualizado, en los 5 momentos analizados.

Por su parte, en la tabla 20, se muestran los resultados obtenidos de la interacción entre los soportes plantares y la fatiga en el tiempo hasta la máxima eversión del tobillo. No se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) por el uso de los diferentes soportes plantares analizados en ninguno de los momentos estudiados.

Tabla 20. Efecto de la interacción de los soportes plantares y la fatiga (Media y desviación típica) en el Tiempo hasta la Máxima Eversión del Tobillo (TMaxET).

Variable/ Condición	Momento (min)	SC	SP	SI	<i>p</i> valor
		Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
TMaxET (s)	1	0,096 (0,034)	0,100 (0,036)	0,098 (0,031)	0,91
	5	0,097 (0,030)	0,101 (0,035)	0,098 (0,032)	
	10	0,098 (0,032)	0,103 (0,034)	0,097 (0,034)	
	15	0,096 (0,034)	0,102 (0,034)	0,102 (0,036)	
	20	0,100 (0,029)	0,101 (0,037)	0,101 (0,032)	

4.4.- Análisis de los parámetros espacio-temporales

4.4.1.- Efectos de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales

En primer lugar, se evaluaron las diferencias entre la pierna dominante y la pierna no dominante en cada uno de los parámetros espacio-temporales estudiados. Como se puede observar en la tabla 21, no se observaron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre ambas piernas en ninguna de las variables estudiadas, empleándose las medias de pie dominante y no dominante en el análisis de los siguientes resultados.

Tabla 21. Diferencia en la longitud de zancada (LZ), frecuencia de zancada (F), tiempo de contacto (TC) y tiempo de vuelo (TV) entre la pierna dominante y la pierna no dominante.

Variable / Pie	Pierna Dominante	Pierna No Dominante	p valor
	Media (dt)	Media (dt)	
LZ (m)	2,46 (0,33)	2,46 (0,32)	0,45
F (Hz)	1,42 (0,07)	1,42 (0,07)	0,87
TC (s)	0,271 (0,023)	0,272 (0,026)	0,33
TV (s)	0,081 (0,028)	0,079 (0,027)	0,32

En la figura 47, se muestran los efectos de las diferentes condiciones de soporte plantar (control, prefabricado y personalizado) sobre la longitud de zancada y la frecuencia de zancada. No se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) ni en la longitud de zancada (SC vs SP vs SI: 2,44 (0,32) vs 2,48 (0,31) vs 2,47 (0,34) $p=0,36$), ni en la frecuencia de zancada (SC vs SP vs SI: 1,42 (0,07) vs 1,42 (0,07) vs 1,42 (0,079 Hz; $p=0,71$) por el uso de los diferentes soportes plantares.

Además, las mediciones mostraron una reproducibilidad excelente en la longitud de zancada (ICC=0,94) y una reproducibilidad muy buena en la frecuencia de zancada (ICC=0,78).

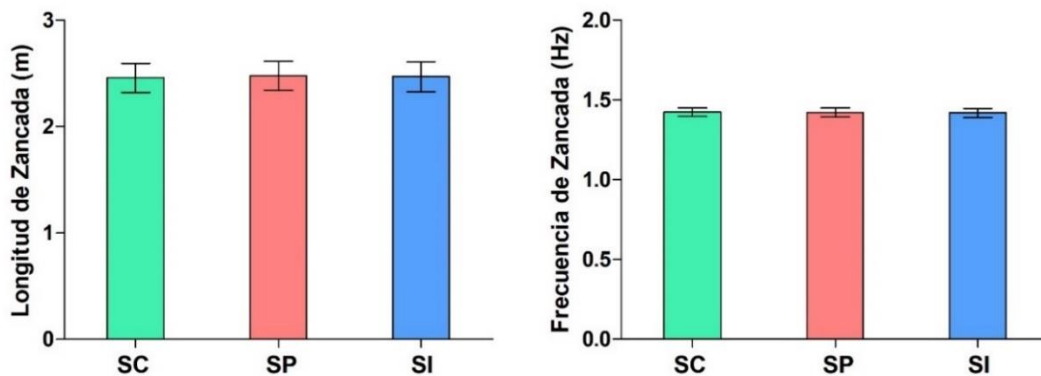


Figura 47. Efectos de los soportes plantares estudiados: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI) en la longitud de zancada y la frecuencia de zancada.

Por su parte, en relación al tiempo de contacto y al tiempo de vuelo tampoco se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) por el uso de los diferentes soportes plantares (Tabla 22). En este caso, la reproducibilidad de las mediciones fue excelente tanto en el tiempo de contacto ($ICC = 0,88$) como en el tiempo de vuelo ($ICC = 0,90$).

Tabla 22. Efecto de los soportes plantares estudiados: soporte control (SC), soporte prefabricado (SP) y soporte individualizado (SI) en el tiempo de contacto (TC) y en tiempo de vuelo (TV).

Variable/ Condición	SC	SP	SI	p valor
	Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
TC (s)	0,271 (0,022)	0,272 (0,024)	0,272 (0,023)	0,62
TV (s)	0,081 (0,025)	0,081 (0,028)	0,081 (0,028)	0,94

4.4.2.- Efectos de la fatiga en los parámetros espacio-temporales

La longitud de zancada y la frecuencia de zancada se mantienen constantes a lo largo de los 20 minutos de carrera, ya que, como se puede observar en la figura 48 no se han encontrado diferencias significativas ni en la longitud de zancada ($p = 0,55$), ni en la frecuencia de zancada ($p = 0,17$) entre ninguno de los momentos estudiados.

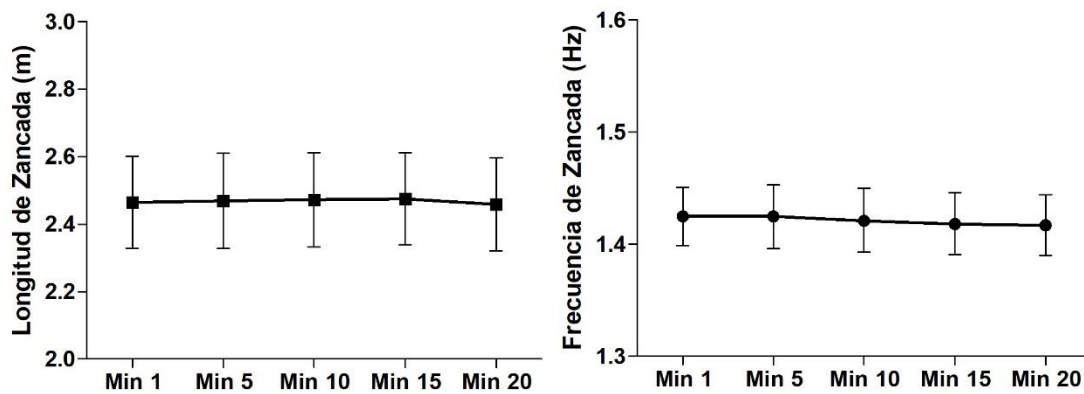


Figura 48. Evolución de la longitud de zancada y la frecuencia de zancada en los diferentes momentos estudiados durante la carrera.

En la tabla 23 se presentan los resultados del efecto de la evolución del tiempo de contacto y del tiempo de vuelo durante los 20 minutos de carrera, sin diferencias significativas en el tiempo de vuelo ($p > 0,05$). Sin embargo, en el tiempo de contacto se encontraron diferencias significativas entre el minuto 1 y los minutos 10 y 20. Pese a la existencia de estas diferencias, se calculó el tamaño del efecto y fue pequeño tanto para el minuto 10 ($ES d=0,19$) como para el minuto 20 ($ES d=0,23$).

Tabla 23. Efecto de la fatiga en el tiempo de contacto y en el tiempo de vuelo durante la carrera. **Diferencias significativas en el tiempo de contacto ($p < 0,05$).

Momento (min)	TC	TV
	Media (dt)	Media (dt)
1	0,269 (0,024)	0,083 (0,027)
5	0,271 (0,024)	0,081 (0,028)
10	^a 0,273 (0,023)	0,080 (0,026)
15	0,273 (0,023)	0,081 (0,026)
20	^b 0,274 (0,024)	0,080 (0,027)
<i>p</i> valor	**0,002	0,098

^a Diferencias en el TC entre el min 1 y el min 10 ($p=0,02$).

^b Diferencias en el TC entre el min 1 y el min 20 ($p=0,02$).

4.4.3.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en los parámetros espacio-temporales

En relación a la interacción entre los soportes plantares y la fatiga, no se encontraron diferencias significativas entre las condiciones en ninguno de los momentos estudiados, ni en la longitud de zancada ($p=0,50$), ni en la frecuencia de zancada ($p=0,30$) (Figura 49).

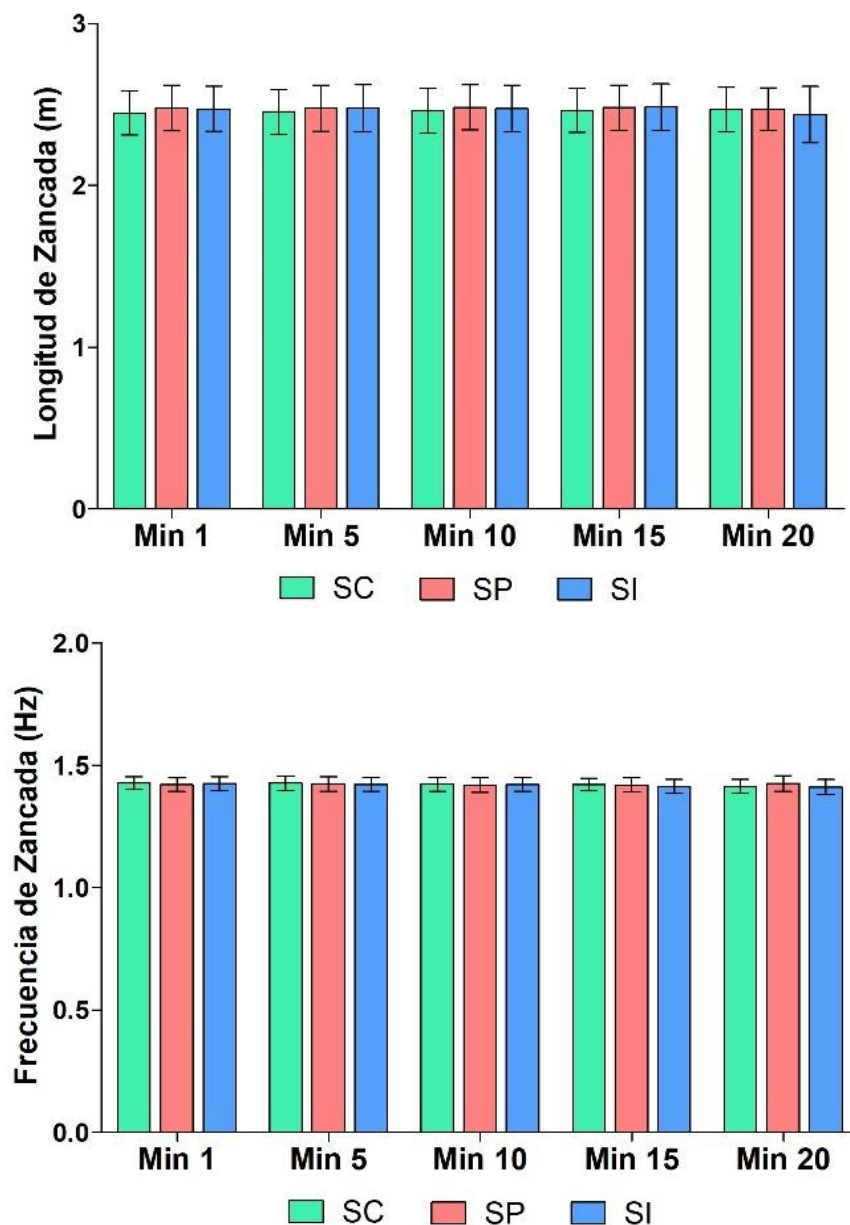


Figura 49. Longitud de zancada y frecuencia de zancada en cada uno de los soportes plantares; SC: Soporte Control (Verde); SP: Soporte Prefabricado (Rojo); SI: Soporte Individualizado (Azul), en los 5 momentos analizados.

Por su parte, en el caso del tiempo de contacto y el tiempo de vuelo encontramos resultados similares, no se obtuvieron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las diferentes condiciones de soporte plantar (soporte control, soporte prefabricado y soporte individualizado) en ninguno de los momentos de carrera estudiados (Tabla 24).

Tabla 24. Efecto de la interacción de la fatiga y los soportes plantares en el tiempo de contacto (TC) y el tiempo de vuelo (TV).

Variable/ Condición	Momento (min)	SC	SP	SI	<i>p valor</i>
		Media (dt)	Media (dt)	Media (dt)	
TC (s)	1	0,268 (0,023)	0,268 (0,024)	0,269 (0,024)	0,57
	5	0,271 (0,023)	0,271 (0,024)	0,271 (0,025)	
	10	0,272 (0,021)	0,273 (0,025)	0,273 (0,021)	
	15	0,271 (0,021)	0,275 (0,024)	0,273 (0,022)	
	20	0,273 (0,022)	0,273 (0,024)	0,275 (0,025)	
TV (s)	1	0,083 (0,026)	0,085 (0,029)	0,082 (0,026)	0,42
	5	0,081 (0,026)	0,081 (0,028)	0,081 (0,030)	
	10	0,080 (0,025)	0,080 (0,029)	0,080 (0,026)	
	15	0,083 (0,023)	0,078 (0,028)	0,081 (0,026)	
	20	0,080 (0,027)	0,079 (0,026)	0,080 (0,030)	

4.5.- Análisis de la percepción del confort

En la figura 50 se muestran los resultados de la percepción del confort de los corredores en el confort general, la amortiguación en el antepié y la amortiguación en el retropié, con las diferentes condiciones de soportes plantares, antes y después de realizar los 20 minutos del test de carrera en cinta. No se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) en ninguno de los ítems entre las diferentes condiciones de soporte plantar, ni entre el momento pre y el momento post. En todos los casos la percepción del confort se situó por encima del 60%.

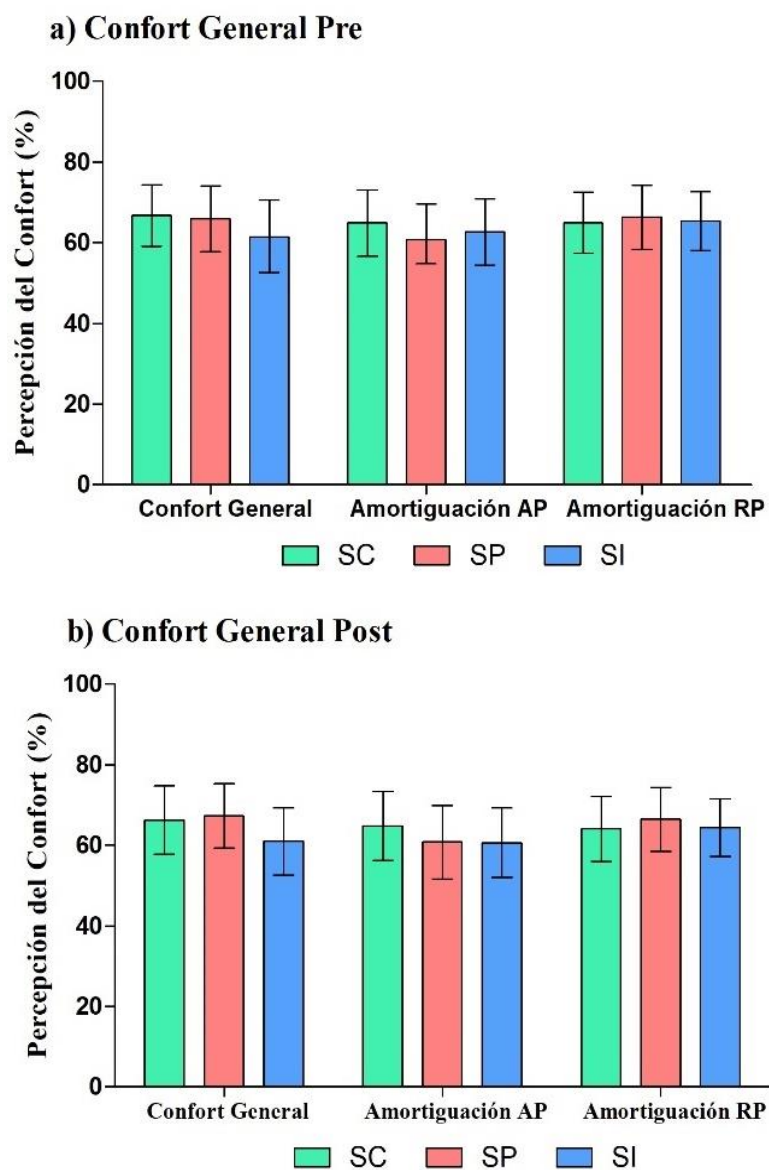


Figura 50. Percepción del confort general, de la amortiguación en el antepié y de la amortiguación en el retropié de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI); antes (a) y después (b) de los 20 minutos de carrera en cinta.

En la percepción del confort en relación al ajuste de los diferentes soportes, se analizaron el control medio-lateral, la altura del arco y el ajuste en el retropié, tanto antes como después de realizar los 20 minutos de carrera (Figura 51). No se encontraron diferencias significativas ($p>0,05$) entre los diferentes soportes plantares ni entre los momentos. En todos los casos la percepción del confort se situó por encima del 55%.

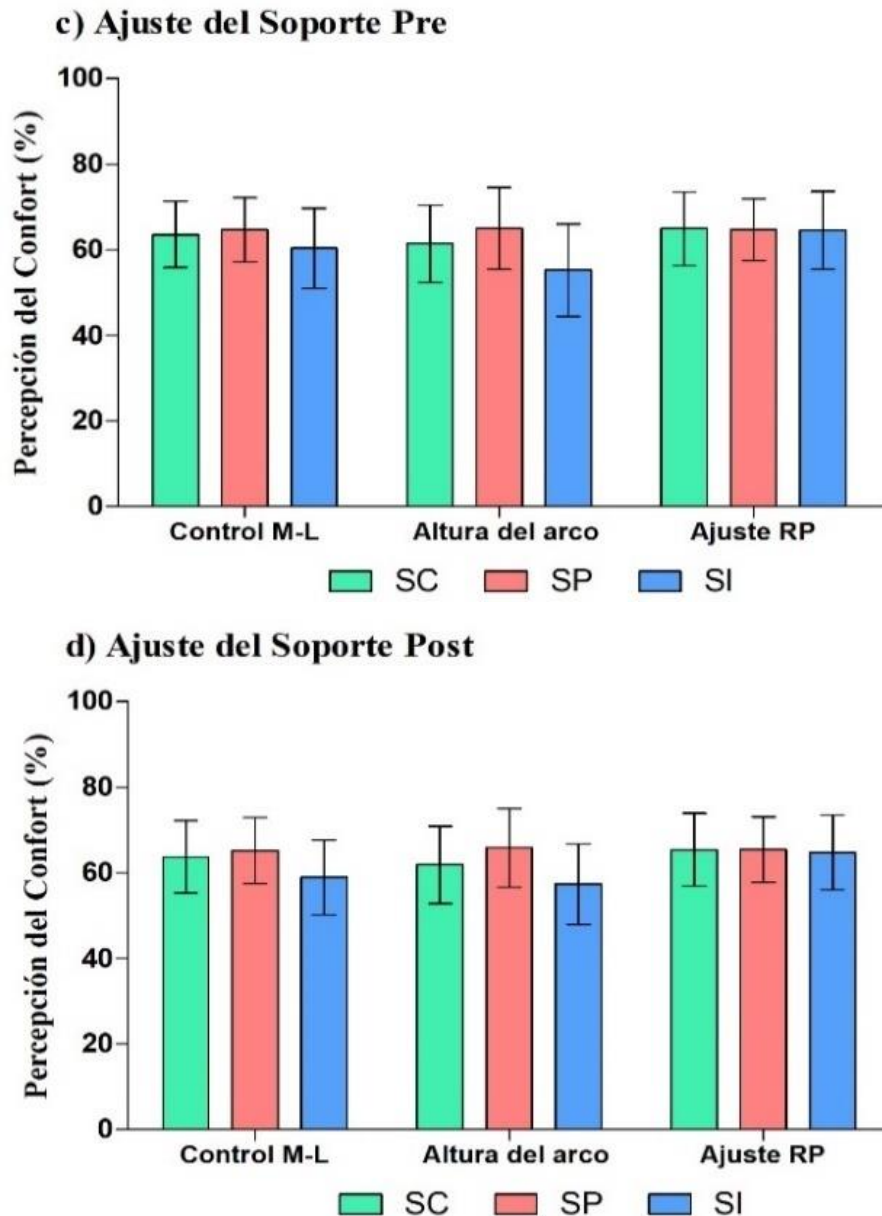


Figura 51. Percepción del confort del control medio-lateral, de la altura del arco y del ajuste del retropié de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI); antes (c) y después (d) de los 20 minutos de carrera en cinta.

En la figura 52 se muestran los resultados de la percepción del confort percibida por los corredores en relación con la longitud, la anchura en el antepié y en el retropié de las diferentes condiciones de soportes plantares. No se encontraron diferencias significativas en la percepción del confort de las diferentes condiciones de soporte plantar, situándose en todos los casos por encima del 60%.

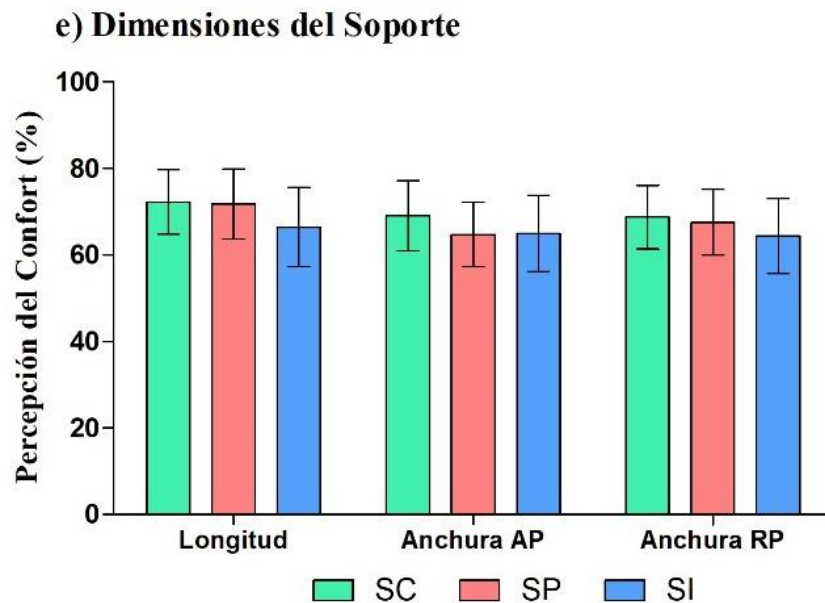


Figura 52. Percepción del confort de las dimensiones (longitud, anchura en el antepié y anchura en el retropié) de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI).

En relación al confort térmico (temperatura y humedad) percibido por los corredores no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las diferentes condiciones de soporte plantar empleado ni en el momento pre, ni en el momento post carrera (Figura 53). Sin embargo, se encontró una menor percepción del confort en el momento post respecto al momento pre tanto de la temperatura (65,7 (19,7) % vs 60,2 (23,5) %; $p = 0,01$; ES $d = 0,25$) como de la humedad (67,2 (19,9) % vs 61,1 (23,8) %; $p = 0,006$; ES $d = 0,28$) en ambos casos con un tamaño del efecto pequeño.

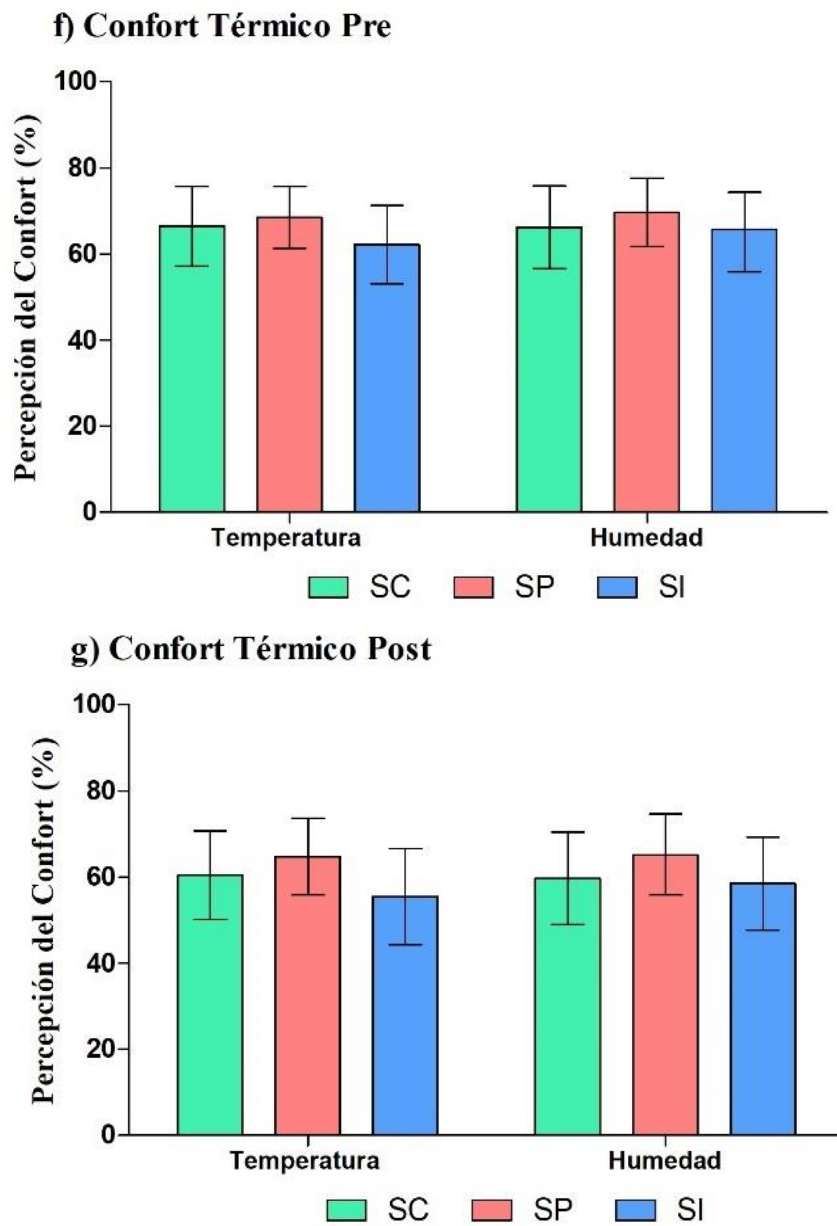


Figura 53. Percepción del confort térmico (temperatura y humedad) de los diferentes soportes plantares: control (SC), prefabricado (SP) e individualizado (SI); antes (f) y después (g) de los 20 minutos de carrera en cinta.

5. DISCUSIÓN



5.- DISCUSIÓN

En la presente sección se discuten los resultados obtenidos en la tesis doctoral siguiendo el mismo orden propuesto tanto en los objetivos generales y específicos, como en la sección de resultados. En cada una de las secciones se establecerán unos antecedentes de cada uno de los instrumentos analizados de tal forma que se contextualizará el estado de arte previo que ayude en la comprensión de los resultados obtenidos.

Los objetivos generales de la presente tesis doctoral fueron evaluar los **efectos** en la **biomecánica de la carrera** debido al **uso de soportes plantares** especialmente diseñados para la carrera: control (plantilla original de la zapatilla), soporte plantar prefabricado (SP) y soporte plantar individualizado (SI) y estudiar los **efectos** de la **interacción entre el estado de fatiga del corredor y el uso de soportes plantares** sobre las variables biomecánicas analizadas.

En este sentido, se observaron las diferencias entre los soportes plantares y el estado de fatiga en los parámetros de fatiga, de la temperatura superficial de la piel de las piernas y las plantas de los pies, de las variables angulares de la cinemática de rodilla y tobillo, de los parámetros espacio-temporales y del confort.

5.1.- Análisis de la Fatiga

5.2.1.- Antecedentes

Como se ha comentado en la sección 1.3 del presente trabajo, la fatiga es un aspecto que se debe considerar en el análisis biomecánico de la carrera. Esto es debido a que produce numerosas alteraciones a nivel cinemático y cinético que tienen como consecuencias un incremento en el riesgo de padecer lesiones por sobreuso como en el rendimiento deportivo de los deportistas. Es por ello, que su control resulta fundamental en la planificación del entrenamiento, así como en el uso de algunos sistemas de prevención de lesiones, como son los soportes plantares, de modo que se reduzca la incidencia de las mismas durante la carrera.

5.1.2.- Análisis de la fatiga

Con la finalidad de comparar la fatiga generada por la prueba de carrera, se empleó tanto la escala del esfuerzo percibido de Borg 6-20, así como la frecuencia cardiaca en el primer y el último minuto de la prueba de carrera en las tres condiciones de soportes plantares estudiadas.

No se observaron diferencias significativas ($p > 0,05$) ni en la percepción del esfuerzo ni en la frecuencia cardiaca entre los diferentes soportes plantares empleados, tanto al inicio de la prueba de carrera, como al final de la misma. Roy y Stefanyshyn (2006) sí que encontraron mejoras en la economía de carrera, concretamente en el consumo de oxígeno con el uso de soportes plantares.

Los resultados obtenidos están en concordancia con Lucas-Cuevas (2016), el cual no encontró una relación entre el uso de soportes plantares, ni prefabricados ni individualizados, y la modificación de la percepción del esfuerzo (RPE Borg 6-20) de los corredores. En el presente estudio, la percepción del esfuerzo de los corredores se corrobora y relaciona con los datos obtenidos de frecuencia cardiaca (Scherr et al., 2013), los cuales tampoco se modifican por el uso de soportes plantares.

Pese a todo ello, tanto los valores de percepción del esfuerzo percibido como los valores de frecuencia cardíaca son significativamente más elevados al final de la prueba de carrera respecto al principio de la misma. En el caso de la percepción del esfuerzo, se sitúa al principio de la carrera en un valor medio de 12,8 puntos (Algo Duro) y al finalizar la carrera alcanza un valor medio de 14,6 puntos (Duro), subiendo casi 2 puntos dicha

percepción. En relación a la frecuencia cardíaca los valores al principio de la carrera se sitúan en las 160 ppm de media y en 170 ppm al final de la prueba de carrera, habiendo un incremento de aproximadamente 10 ppm.

Estos valores nos indican que los participantes han realizado una actividad física de una intensidad entre moderada y vigorosa (Parfitt, Evans, y Eston, 2012), equivalentes al segundo umbral de lactato y con una contribución importante del metabolismo anaeróbico (Scherr et al., 2013), viéndose incrementada dicha intensidad a lo largo de la prueba de carrera, pero sin llegar a la extenuación del corredor. La intención de la autora del presente trabajo, fue reproducir los niveles de fatiga producidos por un entrenamiento de aproximadamente 5km de carrera de un corredor recreacional, sin alcanzar niveles máximos de extenuación (Nummela et al., 2008).

En este sentido, podría resultar relevante en el futuro analizar los posibles efectos de los soportes plantares durante la carrera sobre los diferentes parámetros biomecánicos (variables angulares, temperatura superficial de la piel, parámetros espacio temporales, etc.) con niveles de fatiga superiores, cercanos incluso a la extenuación.

PUNTOS CLAVE

- No se encontraron diferencias en la percepción del esfuerzo ni en la frecuencia cardíaca por el uso de los soportes plantares individualizados ni los prefabricados.
- Los corredores alcanzaron niveles de percepción del esfuerzo y de frecuencia cardíaca relacionados con una actividad física entre moderada y vigorosa, a nivel del umbral anaeróbico.
- La intensidad percibida es más elevada al finalizar la carrera que al inicio de la misma, pero no llegan a resultar extenuantes para los corredores.

5.2.- Análisis de la temperatura superficial de la piel

5.2.1.- Antecedentes

La termografía infrarroja es una técnica rápida, fiable, no invasiva y a distancia, que permite medir la radiación infrarroja emitida por los cuerpos y de ese modo estimar la temperatura superficial de la piel (de Andrade Fernandes et al., 2014; Hildebrandt, Raschner, y Ammer, 2010). En los últimos años, la termografía infrarroja se ha convertido en una técnica cada vez más popular para determinar la temperatura superficial de la piel durante el ejercicio físico (Abate, Di Carlo, Di Donato, Romani, y Merla, 2013; Akimov y Son'kin, 2011; Formenti et al., 2013; Priego Quesada, Cibrián Ortiz de Anda, Pérez-Soriano, y Salvador Palmer, 2017). Este incremento en su uso viene dado porque permite medir la temperatura sin influir en la termorregulación del cuerpo (de Andrade Fernandes et al., 2014).

Entender la termorregulación del cuerpo resulta fundamental a la hora de interpretar los resultados obtenidos por la termografía infrarroja. La termorregulación se define como las respuestas fisiológicas del cuerpo para conservar la temperatura interna más o menos constante, alrededor de los 37°C (con cambios inferiores a 1°C), con el fin de mantener la homeostasis de los procesos metabólicos (Charkoudian, 2016; Vardasca y Simoes, 2013). Durante la realización de ejercicio físico y esfuerzo repetitivo, como la carrera, se produce un incremento de la temperatura interna, proporcional a la intensidad del ejercicio, producido por el incremento de la tasa metabólica y del trabajo mecánico (González-Alonso et al., 1999; Maughan, 2012; Merla, Mattei, Di Donato, y Romani, 2010). Para evitar complicaciones como consecuencia de este incremento de la temperatura (como, por ejemplo, golpes de calor, calambres etc.), el cuerpo humano dispone de una serie de mecanismos de disipación del calor (Conducción, Convección, Radiación, Evaporación del sudor y Respiración) que lo transfieren desde las zonas profundas del cuerpo hacia la piel y de ahí al ambiente.

La temperatura superficial se puede ver modificada por numerosos factores (Figura 54) tanto metodológicos como relacionados con el propio individuo que se va a medir (Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017). Es necesario, en la medida de lo posible, controlar estos factores para evitar errores en las mediciones de la temperatura superficial (Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017).

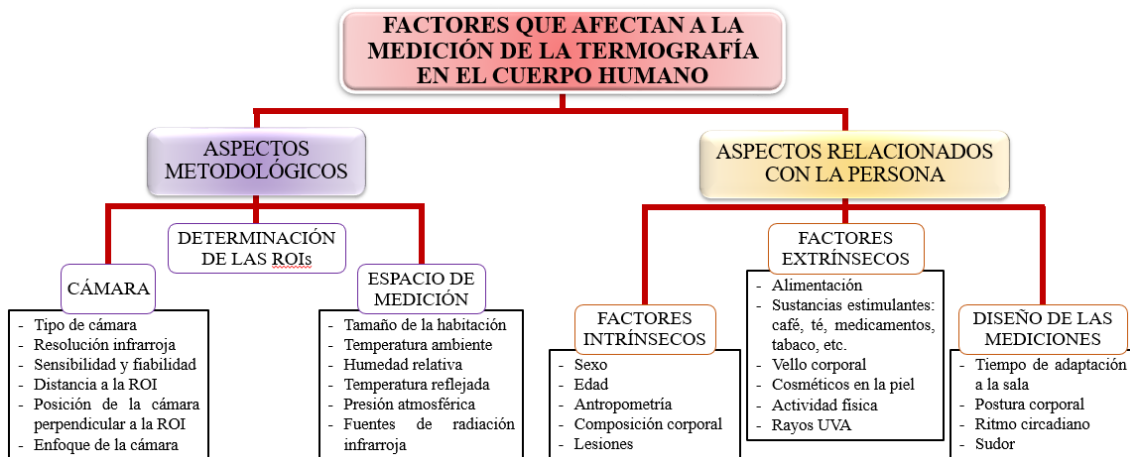


Figura 54. Factores que afectan a la medición de la temperatura superficial de la piel en el cuerpo humano.
Nota Fuente: Adaptado de Priego Quesada et al (2017).

Por su parte, el pie es una región con una anatomía y fisiología propias, diferentes al resto del cuerpo humano (Gil-Calvo et al., 2017; Nordin y Frankel, 2001). Su estructura (formada por 28 huesos) resulta fundamental para soportar el peso del cuerpo humano, para adaptarse a las diferentes superficies con las que entra en contacto y a las diferentes velocidades de locomoción (Taylor, Machado-Moreira, van den Heuvel, y Caldwell, 2014). El tejido óseo se comporta como un buen disipador del calor por su estructura porosa, representando más del 28% de la masa del pie (Taylor et al., 2014). Pese a su estructura ósea, el pie no posee grandes grupos musculares, siendo los músculos localizados en la pierna los encargados de realizar los movimientos más importantes (Thibodeau y Patton, 2007).

El pie posee una vascularización poco estable (Johnson y Kellogg, 2010; Pèrgola, Kellogg, Johnson, Kosiba, y Solomon, 1993; Taylor, Johnson, O'Leary, y Park, 1984). Al tratarse de la región (junto con las manos) más distal del cuerpo la circulación periférica es más débil y existe una lucha constante entre los mecanismos de vasoconstricción y vasodilatación que regulan el flujo sanguíneo de la piel (Zaproudina, Varmavuo, Airaksinen, y Närhi, 2008). Además, contiene una gran cantidad de estructuras disipadoras del calor que facilitan la pérdida de temperatura (glándulas sudoríparas y tejido óseo) (Golden, Francis, Gallimore, y Pethybridge, 2013). Todo ello reduce la reproducibilidad de las mediciones termográficas en esta región, la cual es más estable en el tronco que en las extremidades, donde existe una alta variabilidad que parece depender de factores endógenos como el sistema nervioso simpático o la temperatura ambiental (Zaproudina et al., 2008).

La temperatura superficial de diferentes regiones de las plantas de los pies durante la carrera puede verse influenciada por el incremento de la presión plantar, la fricción y el microclima generado dentro de las zapatillas durante la realización de actividad física (Shimazaki y Murata, 2015; Willems et al., 2012; Yavuz et al., 2014). Yavuz y colaboradores (2014) encontraron una relación lineal moderada entre las cargas triaxiales durante la marcha y la temperatura superficial de las plantas de los pies. Además, algunos autores (Burns et al., 2006; Lucas-Cuevas et al., 2014; Mickle, Munro, Lord, Menz, y Steele, 2011) han demostrado que el uso de soportes plantares favorece la redistribución de las presiones plantares, lo cual podría tener una influencia en la temperatura superficial de las plantas de los pies.

Por otro lado, es importante tener en cuenta que el óptimo estado del cuerpo humano se basa en la simetría térmica. Por ello, asimetrías entre el lado dominante y no dominante del cuerpo humano superiores a entre 0,25°C y 0,7°C, según autores y regiones, implican una disfunción anatómica o fisiológica del aparato locomotor (Fernández-Cuevas, Lastras, Galindo, y Carmona, 2017; Niu et al., 2001; Vardasca, Ring, Plassmann, y Jones, 2012). Esto es debido a que las lesiones llevan asociadas modificaciones en la temperatura superficial de la piel, como por ejemplo el incremento de la temperatura en una inflamación debido al aumento de la circulación sanguínea en la zona o la disminución de la temperatura que puede ser asociada a una menor vascularización o una degeneración (Hildebrandt et al., 2010). Los soportes plantares se han empleado como una herramienta para reducir la incidencia de lesiones por sobreuso de las extremidades inferiores (Burns, Landorf, Ryan, Crosbie, y Ouvrier, 2007; Hawke, Burns, Radford, y du Toit, 2008; Mattila et al., 2011; Withnall et al., 2006), por lo que mediante el estudio de la simetría térmica se podría valorar esta aplicación.

Pese a todo lo anteriormente descrito, hasta la fecha, no existen investigaciones que estudien la relación del uso de soportes plantares y la temperatura superficial de la piel de diferentes regiones del cuerpo, como las extremidades inferiores o las plantas de los pies.

 **PUNTOS CLAVE** 

- Durante la realización de ejercicio físico, la temperatura corporal se modifica debido al incremento del trabajo mecánica y de la actividad metabólica. Para evitar complicaciones existen los mecanismos de disipación del calor: conducción, convección, radiación, evaporación del sudor y respiración.
- El pie, debido a que es una de las regiones más distales del cuerpo y a que soporta el peso corporal, posee una anatomía y fisiología diferentes al resto del cuerpo humano que se deben tener en cuenta a la hora de medir la temperatura de esta región. Esta temperatura podría verse influenciada por la fricción y la presión plantar, las cuales se modifican por el uso de soportes plantares.
- La simetría térmica muestra el óptimo estado del cuerpo humano. Los soportes plantares se han empleado para evitar lesiones por sobreuso, por lo que la termografía podría ser una herramienta adecuada para valorar esta aplicación.

5.2.2.- Comportamiento térmico de las piernas

De manera previa al comienzo del análisis de los resultados obtenidos en relación a la temperatura superficial de la piel, resulta fundamental tener en cuenta la normalización de las variables. En este sentido, las variaciones de temperatura: ΔT (temperatura post – temperatura pre), ΔT_{10} (temperatura 10 post – temperatura pre) y ΔT_{post} (temperatura 10 post – temperatura post), permiten eliminar el efecto de la temperatura ambiente (Vargas et al., 2009), pese a que en el presente estudio ha sido controlada, y normalizar los datos de temperaturas absolutas en el caso de que cada participante haya comenzado el estudio con una temperatura diferente.

Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran que no existen asimetrías térmicas entre la pierna dominante y la pierna no dominante, a excepción del muslo

anterior en el que se encontraron asimetrías tanto en las temperaturas absolutas como en las variaciones de temperatura, inferiores a $0,15^{\circ}\text{C}$ en todos los casos y con un tamaño del efecto muy pequeño ($d < 0,20$), por lo que no se pueden considerar asimetrías importantes (Fernández-Cuevas et al., 2017; Niu et al., 2001; Vardasca et al., 2012). De esta forma, se acepta la hipótesis inicial en la que se planteaba que no se producirán asimetrías en la temperatura superficial entre la pierna dominante y la pierna no dominante en ninguno de los casos.

La temperatura superficial tiende a ser constante el tiempo, en situaciones de reposo y simétrica entre ambos lados (Fernández Cuevas, 2012; Selfe, Whitaker, y Hardaker, 2008; Vardasca et al., 2012), implicando una asimetría superior a $0,7^{\circ}\text{C}$ una disfunción anatómica o fisiológica del sistema locomotor (Hildebrandt et al., 2010). En el presente trabajo, la muestra recogida fue de corredores sanos, sin patologías de las extremidades inferiores en los últimos 12 meses. Los resultados obtenidos corroboran que la muestra cumplió con el criterio de inclusión, ya que no se encontraron asimetrías importantes en ninguno de los momentos estudiados.

En cuanto al comportamiento térmico de cada una de las ROIs analizadas, los resultados obtenidos en el presente estudio muestran un mayor incremento de la temperatura en el Aquiles, la rodilla y el tobillo tras realizar la carrera en cinta. Estos resultados aceptan la hipótesis inicial (H_2) en la que se estableció que los mayores incrementos de temperatura se darían en las regiones óseas y ligamentosas de las piernas como consecuencia de realizar 30 minutos de carrera en cinta.

De este modo, de manera similar a lo encontrado en estudios previos (Fournet, Redortier, y Havenith, 2012; Hildebrandt, Zeilberger, Ring, y Raschner, 2012), las regiones que parten con una menor temperatura son la rodilla, el tobillo y el Aquiles. Estas menores temperaturas previas, pueden ser debidas a la estructura de los tejidos que componen estas regiones, ya que el tejido óseo es un buen disipador de calor debido a su estructura porosa (Taylor et al., 2014). Además, tanto las regiones óseas o como ligamentosas, poseen una menor circulación sanguínea, tanto interna como superficial, con respecto a zonas musculares con una alta actividad metabólica, lo que implica una menor temperatura superficial en reposo (Hildebrandt et al., 2012).

Por su parte, en el momento post ejercicio, las temperaturas absolutas se igualaron bastante, siendo en la región del tibial donde se encontraron temperaturas ligeramente más bajas. En general, en este momento es cuándo se dan las temperaturas superficiales

más elevadas en todas las ROIs, sin embargo, la temperatura no supera en ningún caso los 33°C, lo que se considera una temperatura superficial moderadamente caliente, pero que no produce disminuciones del rendimiento deportivo al no alcanzar los 35°C (Priego Quesada et al., 2015; Sawka, Cheuvront, y Kenefick, 2012).

Al analizar los incrementos de la temperatura entre el momento post y el momento pre carrera (ΔT), se observaron incrementos de la temperatura en el Aquiles de 3,46 (1,80) °C, en la rodilla de 1,82 (1,71) °C y en el tobillo de 1,82 (1,41) °C. Estos incrementos en la temperatura pueden deberse a que son las regiones de las extremidades inferiores con una menor capacidad de sudoración (Smith y Havenith, 2011) y con ello las regiones con una disipación del calor más pobre generado la mecánica y los impactos producidos por la carrera (Novacheck, 1998). En el caso de las regiones en las que existe mayor tejido muscular, el muslo anterior (-0,05 (1,29) °C) y el tibial (-0,10 (1,10) °C), la temperatura superficial se mantuvo constante o incluso disminuyó ligeramente tras realizar los 30 minutos de carrera. Este comportamiento puede deberse a que, aunque la activación muscular y la vasodilatación para extraer el calor de las zonas internas hacia el exterior hayan producido un incremento de la temperatura interna, estas regiones poseen una buena capacidad de disipación del calor debido a la sudoración (Smith y Havenith, 2011).

Estos resultados son similares a los obtenidos por Priego Quesada et al., (2015), que llevaron a cabo un protocolo de carrera continua a una intensidad de umbral anaeróbico muy similar al realizado en el presente estudio. Sin embargo, en un estudio con un test de carrera incremental, encontraron importantes disminuciones de la temperatura superficial en el muslo (Merla et al., 2010). Esta heterogeneidad en los resultados obtenido puede deberse al tipo de protocolo de carrera empleado en cada estudio, así como a otros factores que pueden influir en la temperatura superficial de la piel como por ejemplo las condiciones ambientales, el nivel de los participantes, la edad, la composición corporal, etc (Formenti, Merla, y Quesada, 2017).

Por último, en el análisis de las temperaturas 10 minutos post ejercicio, se encontraron descensos de la temperatura en el Aquiles, la rodilla y el tobillo respecto al momento post ejercicio (ΔT_{post}). Sin embargo, en ninguno de estos casos se disminuyó temperatura del momento pre ejercicio (ΔT_{10}), por lo que en las regiones óseas y ligamentosas 10 minutos parecen no ser suficiente para recuperar el estado térmico previo al ejercicio. En el caso del tibial, la temperatura se mantuvo constante a lo largo de las tres mediciones realizadas. Esta tendencia a acercarse a los valores obtenidos antes del

ejercicio concuerda con los resultados obtenidos por de Andrade Fernandes y colaboradores (2014). Por su parte, la temperatura del muslo anterior se incrementó ligeramente 10 minutos después de la carrera respecto a inmediatamente después de la carrera, lo que implicó un incremento de la temperatura de 0,58 (1,10) °C respecto al momento pre en esta región. Estos resultados podrían explicarse por la posición adoptada por los participantes durante los 10 minutos recuperación, evitando, al estar sentados, que el flujo sanguíneo eliminara parte del calor producido por la carrera y acumulándose en esta región.

PUNTOS CLAVE

- No se encontraron asimetrías entre la pierna dominante y la no dominante, lo que corrobora que se trataba de una muestra de corredores sanos.
- Las regiones óseas y ligamentosas (Aquiles, rodilla y tobillo) comenzaron con una menor temperatura superficial debido a la menor circulación sanguínea y a la mayor disipación del calor del tejido óseo. Tras la carrera fue dónde se dieron los mayores incrementos de temperatura, debido a la poca capacidad de sudoración de las misma Mientras que en las regiones con mayor tejido muscular (muslo anterior y tibial) la temperatura tras realizar 30 minutos de carrera se mantuvo constante debido a la disipación del calor, por la evaporación del sudor.
- Tras 10 minutos de recuperación, las temperaturas de la mayoría de las ROIs se redujeron, acercándose a las temperaturas antes de la carrera.

5.2.3.- Efecto de los soportes plantares la temperatura de las piernas

El uso de soportes plantares, en general, no ha producido modificaciones en la temperatura superficial de la piel de las extremidades inferiores ni en las temperaturas absolutas, ni en las variaciones de temperatura estudiadas, aceptando de este modo la hipótesis planteada inicialmente (H_3). Únicamente en la región del tobillo se produjo una menor disminución de la temperatura en la condición control (-0,23 (0,97) °C) respecto al uso de soportes plantares individualizados (-0,83 (0,98) °C) en el momento 10 post con respecto al momento post (ΔT_{post}). Pese a ello, esta mayor disminución en la condición de soporte individualizado no tuvo repercusión en la recuperación de la temperatura inicial en el momento (10 minutos post), obteniendo resultados similares a las otras condiciones.

En la actualidad no existen estudios que relacionen el uso de soportes plantares con la temperatura superficial de las extremidades inferiores. Los soportes plantares se han empleado como sistemas de prevención y tratamiento de lesiones y como herramientas de corrección de la biomecánica de las extremidades inferiores (Crabtree et al., 2009; Kirby, 2017; Mills et al., 2010). El principal uso de los soportes plantares ha sido controlar y estabilizar el movimiento de pronación del retropié (Bates, Osternig, Mason, y James, 1979; Eslami et al., 2009; MacLean et al., 2008; Sinclair et al., 2015), encontrando otras modificaciones como la disminución de la máxima rotación interna de la tibia, la disminución de la máxima flexión dorsal del tobillo y el aumento de la aducción de rodilla (MacLean et al., 2006; Mills et al., 2010; Stackhouse, Davis, y Hamill, 2004; Williams, Davis, y Baitch, 2003). Estas modificaciones son de movimientos pequeños, en su mayoría producidos por músculos intrínsecos de las articulaciones dónde se producen, por lo que no parecen ser suficientes, en caso de que se produzcan, para justificar un comportamiento térmico diferente de las piernas por el uso de los soportes plantares prefabricados y personalizados respecto a la condición control.

 **PUNTOS CLAVE** 

- El uso de soportes plantares no produce modificaciones en la temperatura superficial de las piernas en ninguno de los momentos estudiados. Esto puede ser debido a que las posibles modificaciones en el patrón de movimiento no sean suficientes como para provocar diferencias en el comportamiento térmico de las extremidades inferiores.
- En el tobillo se produjo una menor temperatura en ΔT_{post} en la condición control respecto a la condición de soporte individualizado, sin repercusión en la recuperación de la temperatura inicial.

5.2.4.- Comportamiento térmico de las plantas de los pies

Los resultados del presente trabajo muestran una simetría térmica entre el pie dominante y el pie no dominante en la temperatura superficial de las plantas de los pies en todas las regiones de interés estudiadas, en todos los momentos y variaciones de temperatura. Estos resultados aceptan la hipótesis inicial planteada en la que se establecía que no se encontrarían asimetrías térmicas entre el pie dominante y el pie no dominante (H₄). Como se ha explicado con anterioridad, la muestra recogida en el presente trabajo estaba compuesta por corredores recreacionales sanos, sin lesiones en las extremidades inferiores, lo que explica que no se encuentren asimetrías térmicas entre las regiones contralaterales (Fernández-Cuevas et al., 2017; Hildebrandt et al., 2010; Niu et al., 2001; Vardasca et al., 2012).

En el análisis del comportamiento térmico de las plantas de los pies, encontramos en el momento post carrera las temperaturas más elevadas en todas las ROIs analizadas, lo que acepta la primera parte de la hipótesis inicialmente planteada (H₅). Estos incrementos, superiores a 10°C en algunos casos, después de la carrera con respecto a antes de la misma, se pueden explicar por varios motivos. En primer lugar, la realización de una actividad física intensa produce una vasodilatación periférica en las zonas más activas del cuerpo, lo que conlleva un incremento del flujo sanguíneo y con ello el aumento de la

temperatura superficial de la piel (Merla et al., 2010). Este hecho se une, además, al efecto mecánico de la carrera en las plantas de los pies y al microclima generado dentro de las zapatillas (Shimazaki y Murata, 2015), los cuales son factores que, en general, incrementan la temperatura de los pies.

En el momento 10 minutos post carrera, las temperaturas descendieron en todas las ROIs respecto al momento post, pero en ningún caso llegaron a alcanzar los valores previos a comenzar la carrera. Es por ello que podemos afirmar que 10 minutos no parecen ser suficientes para recuperar los valores basales de temperatura tras realizar una carrera intensa. Este hecho debería tenerse en cuenta en futuras investigaciones en el tiempo de aclimatación de las regiones de los pies, los cuales podrían necesitar más tiempo en el caso de que no se controle la actividad física realizada por los participantes previamente al estudio, o en el caso de que la temperatura externa sea muy elevada.

En el análisis de las regiones del antepié, mediopié y retropié, se encontró un mayor incremento de temperatura en el antepié fue en comparación con el retropié, mientras que en el mediopié se dio el incremento de temperatura más bajo tras la realización de la carrera, respecto al momento pre. Estos resultados corroboran la segunda parte hipótesis inicial (H₅), en la que se planteó que los mayores incrementos de temperatura tras la carrera se darían en el antepié, los menores en el mediopié y el retropié tendría incrementos intermedios.

Estudios anteriores han encontrado una correlación entre las cargas triaxiales plantares y la temperatura superficial (Yavuz et al., 2014). En el presente estudio no se midieron las presiones plantares, lo que es una limitación a la hora de explicar estos resultados, sin embargo y en estudios con similares características al actual, se conoce que las mayores presiones plantares se dan en la región del antepié, las menores en el mediopié, y el retropié con cargas intermedias (Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, et al., 2014). Es por ello, que parece corroborarse la relación directa entre las mayores cargas plantares y la temperatura superficial de las plantas de los pies. Futuros estudios deberían medir con ambos instrumentos y tratar de establecer una correlación en las diferentes regiones de las plantas de los pies y las presiones plantares.

Por último, en el análisis de la región medial del pie y la región lateral del pie, se encontró en todos los momentos una mayor temperatura absoluta en la región medial de la planta del pie. Debido a que la mayoría de los participantes tenían un patrón de pisada en estático (FPI-6) neutro, pronador o hiperpronador (94% de los corredores), podría

explicar que se dieran las mayores temperaturas en la región interior de la planta del pie respecto a la región exterior. Sin embargo, estas diferencias no se ven reflejadas en las variaciones de temperatura, lo cual indica que en todos los momentos ambas regiones se comportaron de una forma similar.

 **PUNTOS CLAVE** 

- Se encontraron simetrías térmicas entre la planta del pie dominante y la del no dominante, lo que corrobora que la muestra de corredores no padecía lesiones en estas regiones.
- Se dieron los mayores incrementos de temperatura en el momento post, debido al microclima generado por las zapatillas, al efecto mecánico de la carrera en las plantas de los pies y al incremento de la vasodilatación periférica debido a la actividad física intensa.
- Fueron obtenidos los mayores incrementos de temperatura en el antepié, los menores en el mediopié e intermedios en el retropié.

5.2.5.- Efecto de los soportes plantares en la temperatura de las plantas de los pies

Los resultados del presente trabajo muestran, en general, que el uso de soportes plantares, tanto prefabricados como personalizado, no ha afectado a las temperaturas absolutas ni a las variaciones de las temperaturas de las diferentes ROIs analizadas. Estos resultados rechazan la hipótesis inicial (H_0), en la cual se planteaba que el uso de soportes plantares produciría menores incrementos de la temperatura superficial de las plantas de los pies, especialmente el uso de soportes plantares individualizados en las regiones del antepié y del retropié.

Únicamente se encontraron menores incrementos de la temperatura 10 minutos después de la carrera con respecto al momento pre, en la condición de soporte plantar prefabricado respecto a la condición control, en todas las ROIs excepto en el análisis de la planta del pie completa. Estos resultados podrían explicarse por la composición de los materiales de la plantilla prefabricada, los cuales podrían favorecer la transpirabilidad de las plantas de los pies en comparación con la composición de la plantilla original de la zapatilla. Además, la primera capa de la plantilla, podría generar una menor fricción en esta región, e incluso al ser menos gruesa, permitir una mayor libertad del pie dentro de la zapatilla, favoreciendo de este modo el incremento del flujo sanguíneo en los pies y con ello la eliminación del calor por los mecanismos de disipación del calor. En cualquier caso, estas explicaciones son especulativas ya que no se ha medido la transpirabilidad de los materiales de los soportes plantares, ni la fricción generada por las plantas de los pies en las diferentes condiciones.

Con todo lo anteriormente expuesto, pese a que no existen estudios que midan los efectos de los soportes plantares en la temperatura superficial de las plantas de los pies, la estabilidad térmica encontrada en las tres condiciones de soporte plantar podría entenderse por el periodo de una semana de adaptación que han tenido los participantes a las diferentes condiciones. Este periodo de adaptación puede haber reducido en gran medida los efectos de los soportes a nivel cinético y cinemático, provocando una estabilidad térmica de las regiones de las plantas de los pies. Además, la temperatura de la piel tiene una dependencia multifactorial (Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017), por lo que es posible que el uso de los soportes no fuera suficientemente grande como para no ser neutralizado por otros factores que podrían entrar en juego, como el efecto mecánico de la carrera, los mecanismos de disipación del calor, en especial la evaporación del sudor, el incremento del flujo sanguíneo, entre otros.

En general, el hecho de que no se hayan encontrado diferencias en la temperatura superficial de las plantas de los pies con el uso de soportes plantares, podría indicar que su uso en corredores sanos no tiene implicaciones, ni positivas ni negativas, desde el punto de vista térmico.

 **PUNTOS CLAVE** 

- El uso de soportes plantares no ha producido, en general, modificaciones térmicas en las plantas de los pies, lo que podría indicar que en corredores sanos no tiene implicaciones positivas ni negativas desde el punto de vista térmico.
- Se encontraron mayores incrementos de temperatura 10 minutos post respecto al momento pre en la condición de soporte prefabricado respecto a la condición control, lo que puede ser debido a la mayor transpirabilidad de los materiales, o a la menor fricción generada con este tipo de soporte plantar.

5.3.- Análisis cinemático 2D de las variables angulares

5.3.1.- Antecedentes

La cinemática se define como la descripción del movimiento de las articulaciones o de los segmentos corporales que ocurren independientemente de las fuerzas que originen dicho movimiento (Thordarson, 1997). Mediante el análisis cinemático se estudia y describe el movimiento de los cuerpos por medio de trayectorias, ángulos, velocidades y aceleraciones (Bermejo et al., 2012; Pérez-Soriano y Llana Belloch, 2007). La fotogrametría es una de las técnicas más empleadas para este análisis ya que permite describir el patrón de movimiento por medio del estudio de fotogramas (o imágenes) capturados (Bermejo et al., 2012).

En el caso de la carrera, las extremidades inferiores son las responsables de la ejecución de la técnica, las cuales están compuestas por un sistema de segmentos articulados que se mueven en todos los planos de movimiento, siendo en cada una de ellas uno de los planos siempre el predominante (Dugan y Bhat, 2005). Las articulaciones implicadas en la carrera son la pelvis, la cadera, la rodilla y el tobillo (Gavilanes-Miranda et al., 2012), siendo los dos últimos en los que se ha centrado la investigación en los últimos años, y dónde existe una mayor controversia con los resultados obtenidos.

El movimiento de flexión de la rodilla (Figura 55) tiene cierta influencia en la atenuación de impactos durante la carrera. Entre el 70 y el 80% de los impactos producidos por la carrera se absorben por la rodilla (Abt et al., 2011) y es por ello que las lesiones en esta articulación son las más comunes (42-50%) (Alan Hreljac, 2005). Además, la fatiga puede tener una influencia negativa en la eficiencia de la disipación de dichos impactos (Abt et al., 2011) pudiéndose producir algunas alteraciones en la cinemática de la rodilla durante la carrera, pese a que en la actualidad todavía existe controversia sobre sus efectos (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dierks et al., 2010, 2011; Hanley y Mohan, 2014; Kellis y Liassou, 2009; Mizrahi et al., 2000; Weist, 2004).

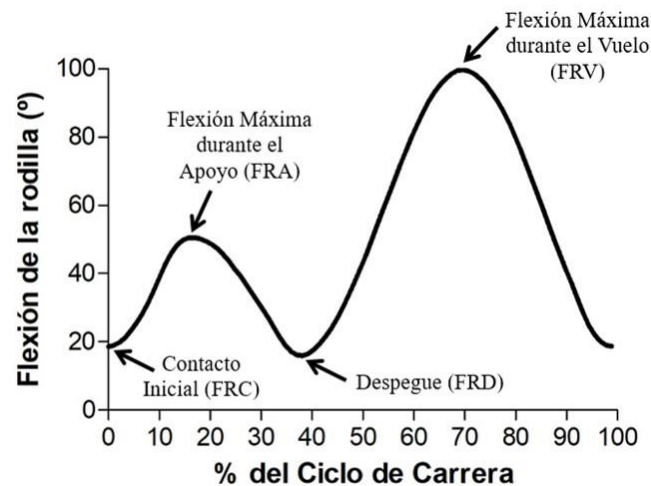


Figura 55. Evolución de la flexión de rodilla durante el ciclo de carrera.

Nota Fuente: Adaptado de De Lucca y Melo (2012).

Por su parte, el movimiento de eversión del tobillo (Figura 56), es una variable que ha adquirido un gran interés científico por su asociación, cuando es excesiva, con algunas lesiones por sobreuso comunes en corredores, debido a su repetición a lo largo de miles de ciclos de carrera. (Almonroeder et al., 2016; Barton et al., 2011; Fields et al., 2010; Fischer et al., 2017; Nigg et al., 2015; Taunton et al., 2002; van Gent et al., 2007). En cualquier caso, es importante tener en cuenta que la pronación es necesaria para atenuar las fuerzas de impacto entre el pie y el suelo, ya que aporta una absorción imprescindible durante la fase de apoyo, permitiendo una locomoción eficiente (Donoghue et al., 2008; Alan Hreljac, 2005), y siendo dañina únicamente cuando alcanza valores extremos durante un largo periodo de tiempo de forma repetida (Donoghue et al., 2008; Salles y Gyi, 2013). En este sentido, una de las estrategias más comunes para prevenir y readaptar estas lesiones, así como para optimizar la biomecánica de la carrera, es el uso de soportes plantares (Collins et al., 2007; Johnston et al., 2003; Kirby, 2017).

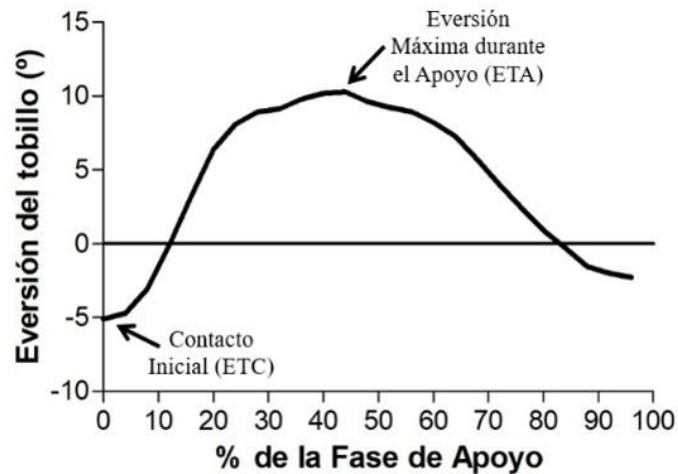


Figura 56. Evolución de la inversión/everción del tobillo durante la fase de apoyo.

En particular, el uso más frecuente de los soportes plantares ha sido el control de la pronación, esperando como resultado una reducción de la everción del retropié, del ángulo de dorsiflexión y de la rotación interna de la tibia, así como un incremento en el ángulo de flexión plantar (Chevalier y Chockalingam, 2012; Laughton et al., 2003; Nigg et al., 2003). Sin embargo, es importante tener en cuenta que el uso de soportes plantares podría alterar tanto la mecánica como el patrón de movimiento y la alineación del cuerpo, los cuales son aspectos muy relevantes en el rendimiento deportivo y la incidencia de lesiones en la carrera (Mills et al., 2010; Murphy et al., 2013). Actualmente, no se han encontrado evidencias claras sobre el efecto que tienen los soportes plantares en la cinemática de la carrera (Chevalier y Chockalingam, 2012; MacLean et al., 2006).

Por último, es importante destacar que la fatiga tiene un efecto negativo sobre los músculos responsables del control muscular de las extremidades inferiores, disminuyendo el control del movimiento que ejercen al entrar en estado de fatiga (Abt et al., 2011). Algunas de las variaciones del patrón del movimiento más importantes asociadas a un estado de fatiga durante la carrera son el incremento de la everción máxima del tobillo (Clansey et al., 2012; Dierks et al., 2010, 2011; Koblbauer et al., 2014) o el incremento de la máxima flexión de la rodilla durante la fase de apoyo (Derrick et al., 2002; Kellis y Liassou, 2009; Mizrahi et al., 2000), entre otras. En este sentido, los soportes plantares podrían tener un papel relevante en la solución de estas modificaciones del patrón de movimiento producidos por la fatiga. Sin embargo, no existen a día de hoy, investigaciones que analicen los efectos de los soportes plantares en estado de fatiga.

 **PUNTOS CLAVE** 

- La flexión de rodilla es una de las variables más importantes en la carrera por su influencia en la absorción de impactos. Por su parte, la eversión del tobillo es una de las variables con mayor interés científico por su relación con la etiología de la lesión.
- El uso de soportes plantares podría alterar el patrón del movimiento, pero en la actualidad no hay evidencias claras de sus efectos en la cinemática de la carrera.
- La fatiga puede influenciar negativamente al patrón del movimiento, pudiendo los soportes plantares ser una estrategia recomendable para contrarrestar sus efectos.

5.3.2.- Efecto de los soportes plantares en la flexión de rodilla

Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran que los soportes plantares evaluados no tienen incidencia sobre la flexión de la rodilla, en ninguna de las variables analizadas. Mediante estos resultados se acepta la hipótesis inicial, en la cual se planteaba que los soportes plantares no modificarían la flexión de rodilla (H_6). Los resultados obtenidos están en concordancia con investigaciones previas (Eng y Pierrynowski, 1994; MacLean, Davis, y Hamill, 2008; MacLean et al., 2006; O’Leary, Vorpahl, y Heiderscheit, 2008) en las que no se obtuvieron modificaciones en la cinemática de rodilla en el plano sagital por el uso de diferentes soportes plantares.

La falta de modificaciones en la flexión de rodilla en el presente trabajo, podría ser debida a la muestra, compuesta por corredores sanos, sin patologías en las extremidades inferiores, que se han adaptado durante una semana a los soportes plantares, por lo que probablemente han sido capaces de incorporar los soportes plantares a su patrón de movimiento preestablecido (Nigg et al., 2003). En este sentido, podría resultar interesante en futuras investigaciones analizar el efecto agudo de los soportes plantares en la flexión de rodilla durante la carrera.

Como se ha expuesto anteriormente, la rodilla es una de las articulaciones implicadas en la atenuación de los impactos durante la carrera, siendo una de las articulaciones con una mayor incidencia de lesiones en esta práctica deportiva (Abt et al., 2011; Alan Hreljac, 2005). En este sentido, determinados estudios han propuesto el uso de soportes plantares como mecanismo para reducir las fuerzas de impacto asociadas a la carrera, verificando en algunos casos estos beneficios (Dixon, 2007; O'Leary et al., 2008) y no encontrando modificaciones en otros casos (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003). Lucas-Cuevas y colaboradores (2017), en un estudio previo con similares soportes plantares individualizados y personalizados (y una muestra de características similares: corredores recreacionales sanos), no encontró cambios en los parámetros de aceleración comparando los soportes plantares estudiados en relación con las propias zapatillas de entrenamiento de los corredores. Sin embargo, se produjeron menores ratios de aceleración en los soportes individualizados con respecto a los soportes prefabricados. Esta reducción en el ratio de aceleración en los soportes individualizados con respecto a los prefabricados, unidos a la falta de modificaciones en la flexión de rodilla, podría indicar una protección extra por parte de este tipo de soportes plantares, evitando alteraciones innecesarias en el patrón de movimiento y en la cadena cinemática, que podrían resultar perjudiciales para los corredores, incrementando el riesgo de lesiones durante la carrera (Laughton et al., 2003; Nigg et al., 2015; Thordarson, 1997).

Es importante tener en cuenta que en el presente estudio se analizó únicamente el plano sagital de la rodilla, sin embargo, estudios previos han encontrado modificaciones con el uso de soportes plantares en variables como la aducción, la abducción o la máxima rotación interna de la tibia durante la fase de apoyo (Eng y Pierrynowski, 1994; Mündermann et al., 2003a, 2003b; Stackhouse et al., 2004; Stacoff et al., 2000; D. S. Williams et al., 2003).

 **PUNTOS CLAVE** 

- El uso de soportes plantares (SP y SI) no altera la flexión de rodilla en comparación con las zapatillas de los corredores durante la carrera.
- La falta de modificaciones en la flexión de rodilla, unida a una menor ratio de aceleración, podría indicar una protección extra por parte de los soportes plantares, sin producir alteraciones innecesarias en el patrón de movimiento.

5.3.3.- Efecto de la fatiga en la flexión de rodilla

Los resultados obtenidos muestran que la fatiga no tiene efecto sobre la flexión de la rodilla en la muestra analizada en el presente estudio, rechazando la hipótesis (H_6) planteada inicialmente, según la cual se esperaba un incremento en las variables de flexión de rodilla.

Los resultados obtenidos son opuestos a lo encontrado en investigaciones previas, dónde se encontraron, por el efecto de la fatiga incrementos en la flexión de la rodilla en el contacto inicial y en la máxima flexión durante la fase de apoyo (Coventry et al., 2006; Derrick et al., 2002; Hanley y Mohan, 2014; Kellis y Liassou, 2009; Mizrahi et al., 2000), un incremento en la extensión de la rodilla en el momento del despegue de los dedos (Hanley y Mohan, 2014; Kellis y Liassou, 2009; Maas et al., 2017) y un incremento de la máxima flexión durante la fase de vuelo (Chan-Roper et al., 2012; Maas et al., 2017).

La mayor flexión de la rodilla en el momento del contacto reduce la probabilidad de la aparición de lesiones debido a que se produce una menor fuerza de reacción del suelo y una mejor absorción de los impactos con este movimiento (Coventry et al., 2006; Derrick, 2004; Derrick et al., 2002; Kellis y Liassou, 2009). Además, durante la fase concéntrica, el ciclo de estiramiento-acortamiento tiene el rol de mejorar la capacidad de producción de fuerza durante la fase final (Morin, Jeannin, Chevallier, y Belli, 2006). En este sentido, pese a que una mayor flexión de rodilla tanto en el contacto como en el

apoyo pueda resultar en un mayor gasto energético, este estilo de patrón de movimiento resulta más placentero, debido a la menor rigidez vertical y al retraso en la transición entre el estiramiento y el subsiguiente acortamiento (Coventry et al., 2006; Horita, Komi, Nicol, y Kyröläinen, 1999).

Por su parte, en el estado de fatiga, los cambios en las fuerzas de reacción del suelo se asocian con la dificultad de mantener constantes los desplazamientos angulares, y la reducción en la fuerza después del impacto probablemente esté relacionada con una mayor flexión de la rodilla (Horita et al., 1999). Como consecuencia de estas modificaciones, y para mantener el rendimiento en el ciclo de estiramiento-acortamiento a una velocidad específica, se deberá producir un mayor trabajo muscular durante la fase propulsiva, causando un mayor gasto metabólico, estimado en un 25% del VO_2 por cada 5 grados de incremento en la flexión de la rodilla durante el apoyo (Valiant, 1990) y, con ello, una mayor progresión de la fatiga (Horita et al., 1999).

Pese a ello, algunos estudios previos obtuvieron resultados similares a los encontrados en el presente trabajo, sin influencia significativa de la flexión de rodilla en ninguna de las fases del ciclo de carrera (Abt et al., 2011; De Lucca y Melo, 2012; Dierks et al., 2010; Hayes et al., 2004; Koblbauer et al., 2014; Latorre-Román et al., 2017). Esta falta de modificaciones en la flexión de rodilla podría ser debida a que los corredores han mantenido la máxima flexión de la rodilla durante el apoyo de forma constante, para tratar de evitar el incremento del gasto metabólico producido por este movimiento (De Lucca y Melo, 2012). Otra hipótesis, podría ser que el protocolo empleado en el presente estudio no haya sido lo suficientemente extenuante como para producir las adaptaciones cinemáticas propias de la fatiga (Abt et al., 2011; Dierks et al., 2010).

 **PUNTOS CLAVE** 

- La fatiga no ha producido alteraciones en la flexión de la rodilla ni en la fase de apoyo, ni en la fase de vuelo del ciclo de carrera.
- Una mayor flexión de rodilla produce un mayor gasto metabólico como causa del alargamiento del ciclo de estiramiento-acortamiento, pudiéndose interpretar la falta de modificaciones como una estrategia para evitar dicho incremento del gasto metabólico, o que el protocolo empleado no ha sido suficientemente extenuante para los corredores.

5.3.4.- Efecto de los soportes plantares en la eversión del tobillo

Los resultados obtenidos en el presente estudio no muestran diferencias significativas entre el pie dominante y el no dominante en ninguna de las condiciones estudiadas en ninguna de las variables de eversión del tobillo. Estos resultados contrastan la hipótesis planteada (H_8) en el presente trabajo, en la cual se expone que el uso de soportes plantares no producirá asimetrías en la eversión del tobillo entre el pie dominante y el pie no dominante.

Pese a que un estudio reciente encontró diferencias significativas entre el pie derecho y el pie izquierdo en la máxima eversión e inversión del tobillo (Radzak, Putnam, Tamura, Hetzler, y Stickle, 2017), el comportamiento simétrico entre la pierna dominante y la pierna no dominante era el esperado y están en concordancia con estudios anteriores (Amaral De Noronha y Borges Júnior, 2004; Brown, Zifchock, y Hillstrom, 2014; Latorre-Román et al., 2017; Lin, Liu, Hsieh, y Lee, 2009; McKnight y Armstrong, 1997). Esto es debido, posiblemente, a que se trata de corredores sanos, sin lesiones en las extremidades inferiores, por lo que no se esperan encontrar asimetrías importantes en el patrón de movimiento entre ambas piernas.

Asimismo, tampoco se han encontrado diferencias significativas por el uso de soportes plantares prefabricados, soportes plantares individualizados ni la plantilla propia de la zapatilla, en ninguna de las variables de eversión del tobillo. Estos resultados

rechazan la hipótesis (H_0), en relación a que los soportes plantares podrían reducir la eversión de tobillo respecto a la condición control, consiguiendo los soportes individualizados una mayor neutralización de esta pronación excesiva frente a los soportes prefabricados.

Ninguno de los soportes plantares modificó la eversión del tobillo en el momento del contacto del pie con el suelo. Diferentes estudios han analizado el efecto de los soportes plantares con la finalidad de controlar la pronación, encontrando resultados diversos. Por un lado, Eng y Pierrynowski (1994) obtuvieron una menor eversión del tobillo con el uso de los soportes plantares en participantes con síndrome patelofemoral, mientras que, por su parte, Donoghue y colaboradores (2008), observaron un incremento de la eversión en participantes con lesión crónica del tendón de Aquiles. Esta variabilidad en los resultados puede venir dada por el tipo de participantes de cada estudio, siendo innecesario modificar el patrón de pisada en corredores sanos.

En la misma línea, los soportes plantares no produjeron cambios en la máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo. Estos resultados se encuentran en concordancia con estudios anteriores, en los cuales los autores obtuvieron una ausencia de cambios en el movimiento del retropié por el uso de soportes plantares (Almonroeder et al., 2015, 2016; Dixon, 2007; Lewinson et al., 2016; Mündermann et al., 2003a; Nawoczenski y Ludewig, 1999; Wahmkow et al., 2017). Sin embargo, otros autores sugieren que una intervención de soportes plantares facilita el control de algunos aspectos del movimiento del retropié, encontrando disminuciones en el pico máximo de eversión tanto con el uso de soportes plantares individualizados (Eslami et al., 2009; MacLean et al., 2008; MacLean et al., 2006; Mündermann et al., 2003a, 2003b; Rodrigues et al., 2013; Salles y Gyi, 2013), como con el uso de soportes plantares prefabricados (Majumdar et al., 2013; Sinclair et al., 2015).

En relación al tiempo de la máxima eversión del tobillo, en el presente estudio, igual que ocurre en el estudio de Eslami y colaboradores (2009), no se encontraron diferencias por el uso de soportes plantares ni individualizados ni prefabricados, lo que implica que en sujetos sanos el pico máximo de eversión se produce durante el primer 60% de la fase de apoyo, sin que se produzca una descoordinación por el uso de soportes plantares. Sin embargo, Dixon (2007) encontró un aumento del tiempo de máxima eversión por el uso de soportes plantares prefabricados, mientras que Bates, Osternig, Mason, y James,

(1979) obtuvieron una disminución en esta variable con el uso de soportes plantares individualizados, ambos en participantes sin lesiones de las extremidades inferiores.

Esta heterogeneidad en los resultados podría deberse a las diferentes metodologías empleadas por los estudios, al uso de soportes plantares con diferentes características, al tipo de muestra seleccionada en cada uno de los estudios e incluso a las diferentes interacciones producidas entre el tobillo del corredor y el soporte plantar empleado (Chevalier y Chockalingam, 2012; Dixon, 2007; Heiderscheit, Hamill, y Tiberio, 2001; Landorf y Keenan, 2000; MacLean, van Emmerik, y Hamill, 2010; Nigg et al., 2003; Smith, Clarke, Hamill, y Santopietro, 1986; Williams et al., 2003).



PUNTOS CLAVE



- El tobillo dominante y el no dominante se han comportado de la misma forma en relación a la eversión del tobillo, obteniendo un comportamiento simétrico en ambas piernas.
- No se han producido modificaciones en el movimiento de eversión del tobillo en ninguna de las variables analizadas (eversión en el contacto inicial, máxima eversión durante el apoyo y tiempo hasta la máxima eversión del tobillo) por el uso de los diferentes soportes plantares (prefabricados e individualizados).
- La falta de modificaciones en la eversión del tobillo con el uso de los diferentes soportes plantares podría deberse a que son participantes sin lesiones de las extremidades inferiores, y como consecuencia no necesitan un control del movimiento del retropié.

5.3.5.- Efecto de la fatiga en la eversión del tobillo

Los resultados del presente estudio están en concordancia con los resultados obtenidos por Latorre-Román y colaboradores (2017), y muestran que no existe un efecto de la fatiga en la eversión del tobillo en el momento de contacto. Al igual que ocurre con el tiempo hasta la máxima eversión del tobillo, dónde tampoco se encontraron diferencias significativas por el efecto de fatiga (Abt et al., 2011; Dierks et al., 2010). Con los resultados obtenidos se rechaza la primera parte de la hipótesis planteada (H_{10}) en la cual se espera que la fatiga producirá una mayor eversión del tobillo en el momento del contacto.

Por otro lado, estudios previos encontraron un incremento en la eversión de tobillo en el momento del contacto (Christina et al., 2001; R. Weist, 2004). Estas diferencias en los resultados pueden deberse a que, en estos últimos trabajos, la fatiga se inducía de forma localizada mediante contracciones musculares, en contraposición al presente estudio y al realizado por Latorre-Román y colaboradores (2017), en los cuales la fatiga se induce mediante una carrera prolongada en el umbral anaeróbico.

Además, se encontraron valores negativos en la eversión en el momento del contacto en todas las condiciones, es decir que en el momento del contacto inicial se ha producido una supinación del tobillo de los corredores en todas las condiciones de soporte plantar. Estos resultados son los esperados, ya que en el momento del contacto del pie con el suelo siempre se produce la inversión del mismo (Dugan y Bhat, 2005; Novacheck, 1998; Thordarson, 1997). Esta supinación del tobillo en el momento del contacto, con valores medios de $-6,25 (6,72)^\circ$, implica que los corredores del presente estudio tienen un patrón de pisada de retropié típico, en concordancia con los resultados de Breine et al., (2017).

En relación a la máxima eversión del tobillo durante la fase de apoyo, (o pico de eversión), se encontró un aumento significativo del pico de eversión entre el minuto 1 de carrera y el resto de minutos, de modo que se acepta la segunda parte de la hipótesis inicial (H_8). Pese a ello, el tamaño del efecto ($d < 0,3$) de este incremento es pequeño en todos los casos, como puede observarse visualmente en la figura 44, obteniendo pequeños aumentos del pico de eversión tras 5 minutos de carrera, y manteniéndose esta eversión hasta el final de la misma.

Los resultados obtenidos siguen la misma línea de estudios previos (Abt et al., 2011; Latorre-Román et al., 2017; Maas et al., 2017) y podrían explicarse por las adaptaciones

compensatorias de los músculos durante la carrera. Sin embargo, otros autores han encontrado incrementos en la eversión del tobillo por el efecto de la fatiga inducida por una carrera extenuante (Cheung y Ng, 2007; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dierks et al., 2010; Koblbauer et al., 2014). Probablemente, la diferencia en el comportamiento del pico de eversión con el efecto de la fatiga, pueda deberse a que los corredores (pese a trabajar en el umbral anaeróbico), no hayan alcanzado un nivel de extenuación muscular suficiente para producir cambios en el patrón de movimiento del tobillo y, por lo tanto, se hayan producido las modificaciones, o adaptaciones compensatorias, a nivel neuromuscular, sin llegar a mostrarse cambios en el patrón de movimiento.

Además, se encontraron valores positivos en la eversión máxima del tobillo durante el apoyo, de 11,41 (4,28) ° de eversión de media, es decir, que, en general, en el tobillo de los corredores se ha producido un movimiento de eversión esperado, con valores de eversión máxima de tobillo típicos (Abt et al., 2011; Breine et al., 2017). Algunos de los corredores, alcanzaron valores extremos tanto por debajo de los 7, 5° (3 participantes supinadores) como por encima de los 18, 5° (1 participante hiperpronador) (Nigg, 2001). En cualquier caso, Nigg et al., (2015) parecen contraponerse a la afirmación de que la excesiva eversión o inversión del tobillo es uno de los factores determinantes en la incidencia de lesiones en corredores, considerándose otros factores, tales como la activación neuromuscular o la percepción del confort, como los principales determinantes de la incidencia de lesión.

PUNTOS CLAVE

- La fatiga no ha modificado la eversión del tobillo en el contacto inicial, pero sí se ha producido un incremento del pico de eversión entre el minuto 1 y el minuto 5, manteniéndose después a lo largo de la carrera.
- El tobillo de los corredores se ha invertido en el momento del contacto con el suelo y en el pico de máxima eversión ha alcanzado valores positivos, por encima de los 10°, obteniendo de esta forma un patrón de movimiento en el retropié típico.

5.3.6.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en la cinemática

En el presente estudio no se encontraron efectos producidos por la interacción de los soportes plantares y la evolución en el tiempo en ninguna de las variables cinemáticas de flexión de rodilla y de eversión del tobillo analizadas ($p > 0,05$). Pese a que los resultados contradicen lo expuesto en las hipótesis iniciales (H_6 y H_9), parece lógico que, al no haberse producido cambios en la cinemática de carrera ni por el uso de soportes, ni por el efecto de la fatiga, en la interacción de ambos factores tampoco se produzcan cambios.

Como se ha descrito anteriormente, en la actualidad no existen investigaciones que analicen los efectos de los soportes plantares en estado de fatiga. Únicamente se ha encontrado un estudio que analiza la cinemática del retropié durante la carrera en fatiga empleando calzado con control del movimiento (Cheung y Ng, 2007). En dicho estudio, la muestra estaba compuesta por corredores recreacionales con una excesiva pronación del retropié, y los autores concluyen que mediante dicho calzado se puede controlar el movimiento excesivo del retropié independientemente del estado de fatiga.

La falta de modificaciones cinemáticas en el presente estudio podría justificarse bajo la idea de que el movimiento está pre-programado y en corredores sanos, el patrón empleado previamente podría ser el ideal para ellos, sin necesitar una alteración del mismo, volviendo de forma automática a su patrón (Nigg et al., 2003) pese a verse modificado por algún elemento.

En este sentido, es necesario realizar nuevas investigaciones sobre los efectos de los soportes plantares en fatiga, con un protocolo que lleve a los corredores a la extenuación, para ser capaces de determinar su efecto en dichas condiciones en la cinemática de la carrera, e incluso en corredores con patologías en las extremidades inferiores debidas a una incorrecta alineación, en los que el patrón de movimiento pre-programado no sea el óptimo para ellos.

 **PUNTOS CLAVE** 

- La interacción de los soportes plantares y la fatiga no ha producido cambios ni en la flexión de la rodilla ni en la eversión del tobillo
- La falta de modificaciones en el patrón de movimiento con el uso de soportes plantares en fatiga puede deberse a que el movimiento ideal de los corredores está pre establecido, y no ha sido necesario modificarlo empleando el protocolo de este estudio.

5.4.- Análisis de los parámetros espacio-temporales

5.4.1.- Antecedentes

Entre los parámetros espacio-temporales importantes durante la carrera, destacan la longitud y la frecuencia de zancada, así como los tiempos de contacto y vuelo de cada ciclo. Estos parámetros dependen fundamentalmente de la técnica de carrera, afectando de forma directa a la economía de carrera y, como consecuencia, a la aparición de la fatiga y lesiones en las extremidades inferiores de los corredores (Williams y Cavanagh, 1987). Cabe señalar que la carrera en *treadmill* puede modificar ligeramente los parámetros espacio-temporales, encontrándose incrementos en la frecuencia zancada y disminuciones en la longitud de zancada y en el tiempo de contacto, las cuales suelen ser individuales para cada corredor (García-Pérez et al., 2013; Nigg et al., 1995)

La velocidad de la carrera viene determinada fundamentalmente por la longitud de zancada y por la frecuencia de zancada, los cuales están inversamente relacionados entre ellos, si a velocidad constante uno de los dos parámetros aumenta, se producirá la correspondiente reducción en el otro parámetro y viceversa (Hanley y Mohan, 2014; Mercer et al., 2002; Seidl, Linke, y Lames, 2017). Se ha demostrado que los corredores obtienen mejor economía de carrera si ajustan estos parámetros de manera inconsciente e individual (Cavanagh y Kram, 1989; Halvorsen et al., 2012; I. Hunter y Smith, 2007; Morgan et al., 1994; Vernillo et al., 2015). En general, los corredores expertos consiguen un mejor ajuste de la longitud y la frecuencia de zancada que los inexpertos, los cuales suelen seleccionar frecuencia inferior a la que se considera óptima en términos de requerimientos energéticos (de Ruiten, Verdijk, Werker, Zuidema, y de Haan, 2014).

Además, se ha demostrado que un aumento de la frecuencia de zancada de un 10%, en corredores aficionados, favorece la consecución de un mayor “*leg-stiffness*” (Morin, Samozino, Zameziati, y Belli, 2007), lo que reduce el estrés que sufren las articulaciones de rodilla y cadera, y se postula como una estrategia simple para reducir el riesgo de lesiones (Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille, y Ryan, 2011; Hobara, Sato, Sakaguchi, Sato, y Nakazawa, 2012; Lenhart, Thelen, Wille, Chumanov, y Heiderscheit, 2014; Schubert, Kempf, y Heiderscheit, 2014), sin afectar a la economía de carrera (Hamill, Derrick, y Holt, 1995).

Por otro lado, el tiempo de contacto y el tiempo de vuelo también tienen cierta relación con el rendimiento de carrera. El tiempo de contacto depende de la velocidad de

carrera, de tal forma que para conseguir una velocidad de carrera elevada es necesario un corto tiempo de contacto (Chapman et al., 2012; Ogueta-Alday et al., 2013, 2014; Weyand, Sandell, Prime, y Bundle, 2010). Se considera que, en general, un aumento de 2km/h en la velocidad de carrera se traduce en una disminución de aproximadamente 20 ms en el tiempo de contacto (Ogueta-Alday et al., 2013, 2014). En cualquier caso, durante la carrera, se necesita un tiempo de contacto mínimo de aproximadamente 110 ms para conseguir una propulsión efectiva, por lo que el tiempo de contacto se postula como un factor limitante para la velocidad máxima de carrera (Weyand et al., 2010).

Pese a la importancia de los parámetros espacio-temporales en la técnica y la economía de carrera, sólo existen dos investigaciones (Lucas-Cuevas et al., 2017; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, et al., 2014), que han estudiado el efecto que tienen diferentes soportes plantares sobre estas variables. En estos estudios no se encontraron diferencias significativas en la frecuencia de zancada, ni en la longitud de zancada, ni en el tiempo de contacto con soportes plantares prefabricados, ni individualizados, pero es necesario estudiar los posibles efectos de incluir un soporte plantar en la zapatilla, tanto en dichos parámetros, como en el tiempo de vuelo.

PUNTOS CLAVE

- Los parámetros espacio-temporales, longitud y frecuencia de zancada, tiempo de vuelo y tiempo de contacto, dependen fundamentalmente de la técnica de carrera y afectan a la fatiga.
- La velocidad de carrera viene determinada por la longitud y la frecuencia de zancada, las cuales se seleccionan de manera inconsciente e individual por los corredores para conseguir una mejor economía de carrera.
- Es necesario un corto tiempo de contacto para conseguir una elevada velocidad, sin embargo, este tiempo de contacto debe ser suficiente para que se produzca una propulsión efectiva.

5.4.2.- Efecto de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales

Los resultados del presente estudio contrastan la hipótesis inicial (H_{11}) ya que no muestran diferencias entre la pierna dominante y la pierna no dominante en ninguno de los parámetros espacio-temporales estudiados (longitud de zancada, frecuencia de zancada, tiempo de contacto y tiempo de vuelo) en ninguna de las condiciones de soporte plantar empleado. Algunas investigaciones previas han estudiado las asimetrías en los parámetros espacio-temporales entre la pierna dominante y la no dominante, en los cuales observaron bajos porcentajes de asimetría en longitud de zancada (Girard, Brocherie, Morin, y Millet, 2017; Korhonen et al., 2010), frecuencia de zancada (Girard et al., 2017; Korhonen et al., 2010) y tiempo de contacto (Girard et al., 2017; Karamanidis, Arampatzis, y Brüggemann, 2003; Korhonen et al., 2010; Pappas, Paradisis, y Vagenas, 2015). Sin embargo, ocurre lo contrario con el tiempo de vuelo, en el que se encuentran asimetrías más elevadas entre ambas piernas (Girard et al., 2017; Karamanidis et al., 2003; Korhonen et al., 2010).

La mayoría de estos estudios se han llevado a cabo en sprint, excepto uno (Pappas et al., 2015), en el que se estudiaron las asimetrías a una velocidad constante de 4,44 m/s. En dicho estudio, los autores encontraron asimetrías muy bajas tanto en el tiempo de contacto como en el tiempo de vuelo. Esta controversia en los resultados puede venir dada porque las asimetrías entre piernas tienen una gran variabilidad entre participantes (Carpes, Mota, y Faria, 2010; Girard et al., 2017), además, a fase de apoyo es más estable que la fase de vuelo y mientras que el aumento de la velocidad en el momento del despegue de los dedos produce simetrías en la cinética de carrera, no sucede lo mismo con la cinemática de la carrera (Carpes et al., 2010; Zifchock, Davis, y Hamill, 2006). La realización de los test a una velocidad constante puede conllevar a esta falta de asimetrías entre piernas en los parámetros espacio-temporales, consiguiendo que los corredores mantengan constante su longitud y frecuencia de zancada, así como el tiempo de vuelo y de contacto, a lo largo de la carrera.

Del mismo modo, no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los parámetros espacio-temporales evaluados por el uso de los diferentes soportes plantares estudiados (soporte control, soporte prefabricado y soporte personalizado). De este modo, se acepta la primera parte de la hipótesis establecida inicialmente en la que se expone que el uso de soportes plantares no modificará los parámetros espacio-temporales (H_{12}). Estos resultados están en concordancia con investigaciones previas (Lucas-Cuevas et al., 2017;

Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, et al., 2014) en las que no se obtuvieron modificaciones de la frecuencia de zancada, la longitud de zancada ni del tiempo de contacto por el uso de soportes plantares similares a los empleados en el presente trabajo.

Esta falta de modificaciones en los parámetros espacio-temporales podría explicarse porque como se ha comentado anteriormente, los corredores seleccionan tanto la longitud de zancada como la frecuencia de zancada de manera instintiva con el objetivo de minimizar el gasto metabólico de la carrera (Hunter y Smith, 2007; Vernillo et al., 2015; Williams y Cavanagh, 1987). Es por ello, que probablemente la introducción de una modificación dentro de la zapatilla, como son los soportes plantares, no sea suficiente para cambiar el patrón de movimiento natural, y probablemente óptimo, de los corredores. En este sentido, los soportes plantares podrían ser una estrategia para ayudar a la prevención y tratamiento de lesiones sin sufrir modificaciones en la técnica y como consecuencia en la economía de carrera.



PUNTOS CLAVE

- No se han producido asimetrías ni deferencias significativas en los parámetros espacio-temporales analizados entre la pierna dominante y la pierna no dominante en ninguna de las condiciones de soporte plantar.
- La falta de asimetrías entre piernas podría venir dada por emplear una velocidad constante en el test de carrera, en la que los participantes adaptan su cinemática a dicha velocidad.
- Los soportes plantares no han modificado la técnica de carrera, manteniéndose la longitud y la frecuencia de zancada.

5.4.3.- Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales

Los resultados del presente trabajo muestran que no existen diferencias en la longitud y frecuencia de zancada por el efecto de la fatiga producido por la carrera. Estos resultados rechazan una parte de la hipótesis inicial (H_{13}) en la que se plantea que el efecto de la fatiga producirá un incremento de la longitud de zancada y una disminución de la frecuencia de zancada. Estos resultados están en concordancia con algunas investigaciones previas (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015; Hanley y Mohan, 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, et al., 2014) en las cuales no se observaron modificaciones en la frecuencia y longitud de zancada como consecuencia de la fatiga provocada por la carrera.

Pese a ello, estudios previos han encontrado, en su mayoría, una disminución de la frecuencia de zancada como consecuencia del estado de fatiga producido por la carrera (Cavanagh y Williams, 1982; Chan-Roper et al., 2012; Dutto y Smith, 2002; Elliot y Ackland, 1981; García-Pérez et al., 2013; Gerlach et al., 2005; Mizrahi, Verbitsky, y Isakov, 2001; Saunders, Pyne, Telford, y Hawley, 2004; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, y Isakov, 1998; Williams y Cavanagh, 1987). Otros estudios han encontrado un incremento de la frecuencia de zancada por el efecto de la fatiga (Kyröläinen et al., 2000; Place et al., 2004). Por su parte, Hunter y Smith, (2007), obtuvieron en su estudio que, mientras la mitad de los participantes de su estudio manifestaban reducciones de la frecuencia de zancada, algunos corredores mostraban incrementos y otros no mostraban cambios en este parámetro.

Con la aparición de la fatiga, el cuerpo disminuye su capacidad de atenuar las ondas de choque producidas al apoyar el pie durante la carrera, teniendo que generarse compensaciones protectoras (Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998). En este sentido, el principal motivo por el que se pueden producir adaptaciones en la frecuencia de zancada (y como consecuencia, en la longitud de zancada) es reducir las fuerzas de impacto (Gerlach et al., 2005). Pese a que la disminución de la frecuencia de zancada puede asociarse con una menor economía de carrera (Cavanagh y Williams, 1982), con ello se produce una respuesta protectora de la musculatura inferior del propio cuerpo (Gerlach et al., 2005) reduciendo la aparición de lesiones (Heiderscheit et al., 2011; Hobara et al., 2012; Lenhart et al., 2014; Schubert et al., 2014).

Con todo lo anteriormente descrito, la falta de modificaciones en la frecuencia y longitud de zancada como consecuencia de la fatiga, podrían deberse a que en el presente

trabajo se empleó una velocidad constante, lo que posiblemente ha conllevado a que no se produzcan dichas modificaciones compensatorias.

Respecto al tiempo de contacto y el tiempo de vuelo, los resultados del presente trabajo mostraron un incremento del tiempo de contacto en el minuto 10 y 20, de 5 ms y 6 ms respectivamente en relación al minuto 1, mientras que no se obtuvieron modificaciones en el tiempo de vuelo. Estos resultados aceptan por una parte la hipótesis inicial (H_{13}) en la que se planteaba que el estado de fatiga produciría un incremento del tiempo de contacto, pero otra parte se rechaza ya que se planteaba que el tiempo de vuelo aumentaría con la fatiga.

Estos resultados, están en concordancia con los encontrados en estudios anteriores, los cuales encontraron un mayor tiempo de contacto por el efecto de la fatiga (Dutto y Smith, 2002; Elliot y Ackland, 1981; Fourchet et al., 2015; Hasegawa et al., 2007; A. Nummela et al., 2008) y su consecuente reducción del tiempo de vuelo (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015). En general, se considera que el tiempo de contacto incrementa cuando el corredor está fatigado. Esto es debido a que un tiempo de contacto más elevado se asocia con una reducción de la economía de carrera, la cual es una característica típica de la condición de fatiga (Dutto y Smith, 2002; Elliot y Ackland, 1981; Hasegawa et al., 2007; Nummela et al., 2008). Pese a ello, en el presente estudio, el tiempo de vuelo se mantiene constante y es importante tener en cuenta que el incremento del tiempo de contacto es pequeño, de entre 4 y 5 milisegundos, y con un tamaño del efecto pequeño.

PUNTOS CLAVE

- La fatiga no produce modificaciones en la frecuencia y la longitud de zancada, ni en el tiempo de vuelo. Pero sí se produce un pequeño incremento del tiempo de contacto como consecuencia de la misma.
- La falta de modificaciones en la frecuencia y longitud de zancada pueden deberse a las características propias del protocolo empleado en la carrera.
- El incremento del tiempo de contacto se asocia a una reducción de la economía de carrera, lo cual es una característica del estado de fatiga.

5.4.4.- Interacción de los soportes plantares y la fatiga en los parámetros espacio-temporales

En relación a la interacción entre el efecto de los soportes plantares y la fatiga, no se han encontrado diferencias entre las diferentes condiciones de soportes plantares estudiados (control, prefabricado e individualizado) en ninguno de los momentos estudiados. Estos resultados aceptan la hipótesis inicial (H_{12}) en la que se establecía que los soportes plantares no modificarían los parámetros espacio-temporales en ninguno de los momentos de carrera.

Estos resultados están en concordancia con los dos únicos estudios previos que han investigado esta relación (Lucas-Cuevas et al., 2017; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, et al., 2014). Los soportes plantares empleados en estos estudios eran similares a los empleados en el presente trabajo, lo que parece indicar que el uso de soportes plantares prefabricados e individualizados, no modifica la técnica de carrera empleada por los corredores pese a la realización de una carrera continua intensa, a nivel del umbral anaeróbico.

Como se ha descrito anteriormente, la introducción de un elemento dentro de la zapatilla, como son los soportes plantares, no es suficiente como para producir modificaciones en la técnica de carrera, manteniendo los corredores su patrón de movimiento pre programado (Nigg et al., 1995). Además, en el presente trabajo no se les dio instrucciones para la modificación de la longitud ni la frecuencia de zancada, de tal modo que los propios corredores las elegían libremente. En este sentido, en concordancia con las investigaciones previas, esta combinación será la óptima para cada corredor, produciendo un menor gasto metabólico y en consecuencia retrasando la aparición de la fatiga (Cavanagh y Kram, 1989; Halvorsen et al., 2012; I. Hunter y Smith, 2007; Morgan et al., 1994; Vernillo et al., 2015).

Es por ello, que los soportes plantares podrían ser un elemento que aporta una protección extra en el tratamiento o prevención de lesiones producidas por sobreuso, como consecuencia de los impactos generados por el choque del pie contra el suelo (Lewinson y Stefanyshyn, 2017; Lucas-Cuevas et al., 2017; Milner et al., 2006). Todo ello sin modificar el patrón de movimiento óptimo de los corredores, manteniendo la técnica de carrera y, como consecuencia, sin influir de manera negativa en la aparición de la fatiga (Williams y Cavanagh, 1987).

Resulta importante añadir que los participantes han obtenido valores muy diferentes en estos parámetros, lo que ha podido influenciar los resultados. Además, como se ha podido observar anteriormente, existe cierta inconsistencia en los resultados obtenidos en estos parámetros en la literatura. En este sentido, como se ha explicado anteriormente, los parámetros espacio-temporales dependen en gran medida de la velocidad de carrera (Lucas-Cuevas, 2016). Por todo ello, la variabilidad en los resultados puede venir dada por los diferentes protocolos de fatiga empleados, el nivel de los participantes, las diferentes características antropométricas de los participantes, la velocidad de la carrera a la que se realizaban los test, el nivel técnico de la carrera e incluso la superficie sobre la que se realizaban las medidas (Dutto y Smith, 2002; Elliot y Ackland, 1981; García-Pérez et al., 2013; Hasegawa et al., 2007; Hunter y Smith, 2007; Nummela et al., 2008; Vernillo et al., 2015).

En el presente estudio no se empleó una velocidad fija para todos los participantes, sino que se individualizó en función del umbral anaeróbico de cada corredor. Es por ello que las diferencias inter-individuales de los participantes pueden venir dadas porque cada corredor realizaba los test de carrera a una velocidad diferente, produciendo adaptaciones diferentes. Sin embargo, de este modo se consigue un nivel de fatiga similar para todos los corredores, ya que se individualizó la carrera a la velocidad del umbral anaeróbico para todos ellos, aproximándose a la velocidad real de un entrenamiento de intensidad entre moderada y vigorosa para cada uno de ellos (Parfitt et al., 2012).

PUNTOS CLAVE

- El uso de los soportes plantares no modifica los parámetros espacio-temporales en ninguno de los momentos estudiados. Esto puede permitir una protección adicional en la etiología de lesión por sobreuso, sin comprometer la técnica de carrera ni el gasto metabólico.
- Los parámetros espacio-temporales dependen de la velocidad de carrera, por lo que las diferencias inter individuales pueden ser debidas a la individualización de la velocidad para cada corredor en el protocolo de carrera.

5.5.- Análisis de la percepción del confort

5.5.1.- Antecedentes

La percepción del confort es un parámetro de gran importancia, pero es importante tener en cuenta que es individual y diferente para cada persona. Esto es debido a su naturaleza subjetiva, que depende de las experiencias físicas, mecánicas, neurofisiológicas y psicosociales de cada individuo (Che, Nigg, y de Koning, 1994; Miller, Nigg, Liu, Stefanyshyn, y Nurse, 2000). El confort es difícil de definir y cuantificar (Miller et al., 2000), sin embargo, la mayoría de las personas son capaces de distinguir una situación que les resulta cómoda o incómoda (Mündermann et al., 2002) y valorarla (Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, et al., 2014).

La evaluación de la percepción del confort en corredores está ganando importancia entre los entrenadores y los investigadores de ciencias del deporte en los últimos años debido a que se ha encontrado un mejor rendimiento deportivo con un calzado cómodo (Che et al., 1994; Kinchington, Ball, y Naughton, 2012; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, et al., 2014; Luo et al., 2009; Mills et al., 2012; Mündermann et al., 2002, 2001; Nigg et al., 2015). Esto es debido a que se han encontrado valores más bajos de consumo de oxígeno, en condiciones de calzado cómodo, que permiten mantener el trabajo aeróbico durante más tiempo (Luo et al., 2009; Salles y Gyi, 2013). Además, el calzado y los soportes plantares percibidos como los más cómodos, se han asociado con un descenso en el índice de lesiones relacionado con el movimiento (Mündermann et al., 2001).

Debido a la naturaleza subjetiva e individual de la percepción del confort, diferentes corredores podrían elegir diferentes condiciones de calzado o de soporte plantar como las más cómodas desde su propio filtro (Miller et al., 2000). En general, en corredores sanos, los soportes plantares blandos se perciben como los más cómodos. Sin embargo, el confort de los soportes plantares puede verse afectado por numerosos factores, como las propiedades de los materiales, la forma de los pies, el ajuste en el pie y el calzado, la alineación del cuerpo, el microclima generado dentro de la zapatilla e incluso factores relacionado con el diseño como el color (Au y Goonetilleke, 2007; Hennig et al., 1996; Mills et al., 2011, 2012; Mündermann et al., 2006). Existen, además, diferentes grupos funcionales de atletas que necesitan características propias en la construcción del calzado y los soportes plantares para considerarlos cómodos, como por ejemplo los que necesitan soporte en el arco plantar.



PUNTOS CLAVE

- La percepción del confort es un parámetro subjetivo e individual para cada persona debido a que depende de las situaciones previas de cada persona.
- El confort está ganando relevancia e importancia debido a que se han encontrado mejoras en el rendimiento y menores índices de lesiones en situaciones de calzado y soportes plantares cómodos.
- Cada corredor puede percibir una situación de confort diferente como la más cómoda, por su naturaleza multifactorial, pero, en general, en individuos asintomáticos, los soportes plantares blandos son los percibidos como los más cómodos.

5.5.2.- Efecto de los soportes plantares en la percepción del confort

El uso de los diferentes soportes plantares prefabricados e individualizados no modificó la percepción del confort de los corredores en ninguno de los ítems estudiados en el presente trabajo antes y después de la carrera. Estos resultados rechazan la hipótesis planteada inicialmente (H_{14}) en la cual se esperaba una mayor percepción del confort con el uso de los soportes plantares, especialmente con los soportes individualizados.

(Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, et al., 2014) en un estudio previo en el que empleó soportes plantares de características similares a los del presente trabajo, encontró una mejor percepción del confort con el uso de los soportes plantares individualizados en comparación con los soportes control y los prefabricados. Esta heterogeneidad en los resultados puede deberse, como se ha descrito en el apartado anterior, a que la percepción del confort tiene una naturaleza subjetiva e individual (Che et al., 1994; Miller et al., 2000). Además, esto podría explicar también la gran variabilidad de las respuestas encontradas en el presente trabajo en los diferentes ítems estudiados.

Pese a que ninguna de las condiciones de soporte plantar es percibida como más cómoda que el resto, en todos los casos esta percepción fue superior al 50%. Este hecho,

unido a que en la condición control emplearon sus zapatillas habituales de entrenamiento, muestra que los soportes plantares no les resultaron más incómodos que su calzado habitual para la carrera. Es por ello que el uso de los soportes plantares podría suponer una protección extra a la incidencia de lesiones por sobreuso debidas a los impactos (Lewinson y Stefanyshyn, 2017; Lucas-Cuevas et al., 2017; Milner et al., 2006), sin ir en detrimento del confort percibido por los corredores durante la carrera.

En relación al confort térmico, tras realizar los 20 minutos de carrera en cinta, los corredores mostraron menores porcentajes de percepción del confort respecto a la temperatura y la humedad del pie, de manera similar en todas las condiciones de soporte plantar. Como se ha podido observar con anterioridad, la carrera incrementa la temperatura de los pies, hasta en 10°C, además, el pie es la región con mayor número de glándulas sudoríparas por cm² (Golden et al., 2013). La necesidad de disipar el calor producido por la mecánica de la carrera, el microclima generado por el calzado y el aumento de la vasodilatación periférica (Merla et al., 2010; Shimazaki y Murata, 2015), incrementa la sudoración de esta región, situación que resulta más incómoda para los corredores.



PUNTOS CLAVE



- El uso de soportes plantares prefabricados e individualizados no modificó la percepción del confort de los corredores.
- La reducción del confort térmico tras 20 minutos de carrera en todas las condiciones de soporte plantar, sea probablemente debida al incremento de la temperatura de los pies y de la sudoración producidos por la carrera.

5.6.- Limitaciones del estudio

El presente estudio presenta algunas limitaciones que deben mencionarse y tenerse en cuenta a la hora de interpretar los resultados obtenidos:

1. El protocolo de fatiga empleado en el presente estudio, es probable que no haya resultado suficientemente fatigante para algunos de los corredores que formaban parte de la muestra, pudiendo no haber provocado adaptaciones en el patrón de movimiento y de la técnica de carrera asociadas al estado de fatiga (Chan-Roper et al., 2012; Hunter y Smith, 2007; Ogueta-Alday et al., 2014).
2. Es necesario tener en cuenta la baja reproducibilidad en los resultados obtenidos en la temperatura superficial de las plantas de los pies a la hora de interpretar los resultados.
3. No se han analizado las presiones plantares, la transpirabilidad de los materiales de los diferentes soportes plantares ni se han controlado los materiales de la primera capa de los diferentes soportes plantares empleados en el presente estudio, por lo que deben ser consideradas estas características en los resultados relacionados con la temperatura superficial de las plantas de los pies.
4. A nivel de rango de movimiento de las diferentes articulaciones estudiadas, rodilla y articulación subastragalina, en el presente estudio se analizó únicamente el plano sagital de la rodilla y el plano frontal del tobillo, lo que podría suponer una limitación, ya que es posible que en otros planos hubieran podido aparecer modificaciones en el patrón de movimiento como resultado de la intervención con los soportes plantares (Mündermann et al., 2003b; Stackhouse et al., 2004; Stacoff et al., 2000).
5. El escaso número de mujeres en la muestra del estudio no ha permitido diferenciar el análisis de las diferentes variables en función del género. Se sabe que las mujeres presentan diferencias estructurales (Ferber, Davis, y Williams, 2003) y térmicas (Costa et al., 2018) con respecto a los hombres, por lo que los soportes plantares podrían influir a nivel mecánico y de temperatura superficial de la piel de manera diferente en función del género.

6. CONCLUSIONES // CONCLUSIONS



6.- CONCLUSIONES

Las principales conclusiones del presente trabajo son las siguientes:

1. La temperatura superficial de la piel de las diferentes regiones de las piernas no se ve modificada por el uso de soportes plantares prefabricados ni personalizados, antes, después ni 10 minutos después de realizar 30 minutos de carrera en cinta. Además, los soportes plantares no producen asimetrías térmicas entre la pierna dominante y la no dominante en ninguno de los casos.
2. Se dan los mayores incrementos de la temperatura superficial de las piernas en las regiones óseas y ligamentosas debido al efecto mecánico del patrón de movimiento, así como también al incremento de la vasodilatación periférica y su baja capacidad de disipación del calor por evaporación del sudor, como consecuencia de la carrera.
3. El uso de soportes plantares en general no modifica la temperatura de las plantas de los pies, así como tampoco provoca asimetrías entre el pie dominante y el no dominante. Por su parte, el soporte prefabricado produce un menor incremento de la temperatura 10 minutos después de la carrera respecto a antes de la misma en el antepié, mediopié, retropié, región medial y región lateral del pie.
4. Los mayores incrementos en la temperatura superficial de las plantas de los pies se dan en el antepié, los menores en el mediopié, y en el retropié se dan incrementos intermedios, lo cual está en concordancia con las regiones dónde se dan las mayores y menores presiones plantares durante la carrera.
5. Los soportes plantares prefabricados e individualizados no producen modificaciones en la flexión de rodilla ni en la eversión del tobillo durante la carrera, pudiendo implicar de este modo una protección extra de las fuerzas de impacto sin modificar el patrón de movimiento óptimo de los corredores.
6. El uso de soportes plantares prefabricados e individualizados no ha tenido influencia sobre los parámetros espacio-temporales (longitud y frecuencia de zancada, tiempo de contacto y de vuelo), por lo que la introducción de este elemento dentro de la zapatilla, no implica modificaciones en la técnica de carrera.

7. La fatiga no ha influido a las variables angulares ni a los parámetros espacio-temporales, independientemente de la condición de soporte plantar empleado. Excepto en el tiempo de contacto, dónde se han producido incrementos de entre 5 y 6 ms en el minuto 10 y 20 respecto al primer minuto de carrera.
8. Los soportes plantares prefabricados e individualizados han sido percibidos igual de cómodos por los corredores, tanto antes como después de realizar la carrera en cinta.

6.- CONCLUSIONS (*English*)

The main conclusions of the present work are:

1. Surface skin temperature of the different regions of the legs is not modified neither by prefabricated nor custom-made foot orthoses, before, after and 10 minutes after performing 30 minutes of running in treadmill. In addition, foot orthoses do not produce thermal asymmetries between dominant and non-dominant leg in any of the cases.
2. The greatest increments in skin temperature of the legs are found in regions with a high percentage of bone and ligament tissue. This may be due to the mechanical effect of running pattern, as well as to the increase in peripheral vasodilatation and its low heat dissipation capacity by sweating evaporation, because of the run performed.
3. In general, surface skin temperature of the foot soles is not modified by the use of foot orthoses, as well as their use do not produce asymmetries between dominant foot sole and non-dominant foot sole. However, prefabricated foot orthoses produce a lower increment of the skin temperature 10 minutes after running than before running in forefoot, midfoot, rearfoot, medial region and lateral region of the foot soles.
4. The greatest increments in surface skin temperature of the foot soles are found in forefoot, the lower ones in midfoot, and in rearfoot there are intermediate increases. These results are in agreement with the regions where greatest and lower plantar pressures occur during running.
5. Prefabricated and custom-made foot orthoses do not produce changes neither in the knee flexion nor in the ankle eversion during running. In this sense, foot orthoses may provide extra protection against impact forces without modifying the optimum movement pattern of the runners.
6. The use of prefabricated and custom-made foot orthoses has not influenced the spatio-temporal parameters (length and frequency of the stride, contact and flight time), so that, the introduction of this element inside the footwear does not imply changes in running technique.
7. Fatigue does not influence neither the angular variables nor the spatio-temporal parameters, regardless of the foot orthoses condition used. Except

in contact time, where there have been increments of between 5 and 6 milliseconds in the 10th and 20th minute compared to the first minute of the race.

8. The runners, both before and after running on treadmill, have perceived prefabricated and custom-made foot orthoses equally comfortable.

6.1.- Futuras líneas de investigación

Por medio del presente trabajo han surgido algunas preguntas e hipótesis de investigación. En esta línea, algunos estudios que deberían ser abordados por futuras investigaciones son las siguientes:

1. Analizar las presiones plantares y la temperatura superficial de las plantas de los pies con el uso de diferentes soportes plantares en la misma muestra y en un mayor número de regiones de interés (Hallux, dedos, diferentes regiones del antepié y del mediopié...), de forma que se puedan correlacionar los efectos de ambos instrumentos.
2. Analizar los efectos de los soportes plantares sobre los diferentes parámetros biomecánicos estudiados en el presente trabajo en personas con patologías específicas en las plantas de los pies.
3. Estudiar los efectos de los soportes plantares sobre los parámetros biomecánicos en una carrera con niveles superiores de fatiga, incluso llegando a la extenuación, dónde se obtienen modificaciones del patrón biomecánico de carrera.
4. Encontrar una aproximación de soporte plantar intermedio, entre el soporte personalizado y el prefabricado, que cumpla con las características de ergonomía, adaptación y comodidad de los soportes individualizados, pero que sean más económicos para los corredores. Esto es debido a que no se han encontrado grandes beneficios por el uso de los soportes individualizados en personas sanas, en comparación con los soportes de las propias zapatillas, ni en comparación con los soportes individualizados.

6.2.- Conflictos de interés

La autora del presente trabajo declara que no existen conflictos de interés en relación al contenido de la presente tesis doctoral.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



7.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abadía, S., Medina, F. X., Sánchez, R., Bantulà, J., Fornons, D., Bastida, N., Augé, A., Corderas, F., Vega, S y Pujadas, X. (2014). Entre el boom atlético y la cooperación social. Las carreras solidarias y el ejemplo de la Trailwalker España 2013. *Península*, 9(1), 105–123. [https://doi.org/10.1016/S1870-5766\(14\)70122-9](https://doi.org/10.1016/S1870-5766(14)70122-9)
- Abate, M., Di Carlo, L., Di Donato, L., Romani, G. L., y Merla, A. (2013). Comparison of cutaneous termic response to a standardised warm up in trained and untrained individuals. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 53(2), 209–215.
- Abt, J. P., Sell, T. C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R. G., y Lephart, S. M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1479–1485.
- ACFAOM. (2011). *Prescription custom foot orthoses practice guidelines*. Bethesda, USA: The American college of foot and ankle orthopedic medicine. Retrieved from <https://www.acfaom.org/healthcare-professionals/2011-prescription-custom-foot-orthoses-practice-guidelines/>
- Aguado, X. (2015). Cinemática. En *Biomecánica básica: Aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 69–98). Paidotribo.
- Akimov, E. B., y Son'kin, V. D. (2011). Skin temperature and lactate threshold during muscle work in athletes. *Human Physiology*, 37(5), 621–628.
- Alfuth, M., y Rosenbaum, D. (2011). Long distance running and acute effects on plantar foot sensitivity and plantar foot loading. *Neuroscience Letters*, 503(1), 58–62. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.08.010>
- Almonroeder, T. G., Benson, L. C., y O'Connor, K. M. (2015). The effect of a prefabricated foot orthotic on frontal plane joint mechanics in healthy runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(3), 149–158. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0100>
- Almonroeder, T. G., Benson, L. C., y O'Connor, K. M. (2016). The influence of a prefabricated foot orthosis on lower extremity mechanics during running in individuals with varying dynamic foot motion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(9), 749–755. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6253>
- Altman, A. R., y Davis, I. S. (2016). Prospective comparison of running injuries between shod and barefoot runners. *British Journal of Sports Medicine*, 50(8), 476–480. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094482>
- Amaral De Noronha, M., y Borges Júnior, N. G. (2004). Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clinical Biomechanics*, 19(8), 868–871. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.05.011>
- Ammer, K. (1997). The influence of antirheumatic creams and ointments on the infrared emission of the skin. 10th International Conference on Thermogrammetry and Thermal Engineering, Budapest, MATE (pp. 177–181).

- Anbarian, M., y Esmaeili, H. (2016). Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait & Posture*, 48, 52–56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.029>
- Au, E. Y. L., y Goonetilleke, R. S. (2007). A qualitative study on the comfort and fit of ladies' dress shoes. *Applied Ergonomics*, 38(6), 687–696. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.12.002>
- Barton, C. J., Menz, H. B., y Crossley, K. M. (2011). The immediate effects of foot orthoses on functional performance in individuals with patellofemoral pain syndrome. *British Journal of Sports Medicine*, 45(3), 193–197. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.069203>
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Mason, B., y James, L. S. (1979). Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *The American Journal of Sports Medicine*, 7(6), 338–342. <https://doi.org/10.1177/036354657900700606>
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Sawhill, J. A., y James, S. L. (1983). An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 181–191.
- Baumhauer, J. F., Alosa, D. M., Renström, A. F., Trevino, S., y Beynnon, B. (1995). A prospective study of ankle injury risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(5), 564–570. <https://doi.org/10.1177/036354659502300508>
- Belli, A., Lacour, J. R., Komi, P. V., Candau, R., y Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(6), 510–517.
- Bermejo, J., Palao, J. M., y López-Elvira, J. L. (2012). Análisis Cinemático Tridimensional: Aspectos Metodológicos. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 29, 75–94.
- Berthon, P., Fellmann, N., Bedu, M., Beaune, B., Dabonneville, M., Coudert, J., y Chamoux, A. (1997). A 5-min running field test as a measurement of maximal aerobic velocity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75(3), 233–238. <https://doi.org/10.1007/s004210050153>
- Beynnon, B. D., Renström, P. A., Alosa, D. M., Baumhauer, J. F., y Vacek, P. M. (2001). Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 19(2), 213–220. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(00\)90004-4](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(00)90004-4)
- Blair, S. N., Kohl, H. W., Barlow, C. E., Paffenbarger, R. S., Gibbons, L. W., y Macera, C. A. (1995). Changes in physical fitness and all-cause mortality. A prospective study of healthy and unhealthy men. *JAMA*, 273(14), 1093–1098.
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., Munteanu, S. E., Murley, G. S., y Menz, H. B. (2017). Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(2), 86–96. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096671>

- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 55–58.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377–381.
- Boyer, K. A., y Nigg, B. M. (2007). Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(4), 594–602. <https://doi.org/10.1115/1.2746384>
- Breine, B., Malcolm, P., Caekenberghe, I. V., Fiers, P., Frederick, E. C., y Clercq, D. D. (2017). Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. *Journal of Sports Sciences*, 35(15), 1556–1564. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1225970>
- Brown, A. M., Zifchock, R. A., y Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*, 39(3), 915–919. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.007>
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Bessem, B., Van Mechelen, W., Lemmink, K. A., y Diercks, R. L. (2010). Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *British Journal of Sports Medicine*, 44(8), 598–604.
- Buldt, A. K., Murley, G. S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H. B., y Landorf, K. B. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & Posture*, 38(3), 363–372. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.010>
- Burke, J. R., y Papuga, M. O. (2012). Effects of Foot Orthotics on Running Economy: Methodological Considerations. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 35(4), 327–336. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.04.001>
- Burns, J., Landorf, K. B., Ryan, M. M., Crosbie, J., y Ouvrier, R. A. (2007). Interventions for the prevention and treatment of pes cavus. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4), CD006154. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006154.pub2>
- Burns, Joshua, Crosbie, J., Ouvrier, R., y Hunt, A. (2006). Effective orthotic therapy for the painful cavus foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(3), 205–211. <https://doi.org/10.7547/0960205>
- Butler, R. J., Davis, I. M., Laughton, C. M., y Hughes, M. (2003). Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion. *Foot & Ankle International*, 24(5), 410–414. <https://doi.org/10.1177/107110070302400506>
- Butler, R. J., Hamill, J., y Davis, I. (2007). Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. *Gait & Posture*, 26(2), 219–225. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.09.015>
- Carmona Gómez, P. (2012). Influencia de la información termográfica infrarroja en el protocolo de prevención de lesiones de un equipo de fútbol profesional español. (Influence of infrared thermographic information in the injury prevention protocol of a professional

- spanish football team). 2012. *Tesis doctoral*. Retrieved from <http://www.cafyd.com/REVISTA/ojs/index.php/bbddcafyd/article/view/578>
- Carpes, F. P., Mota, C. B., y Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 136–142. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.005>
- Castro, A., LaRoche, D. P., Fraga, C. H. W., y Gonçalves, M. (2013). Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. *Science & Sports*, 28(4), e85–e92.
- Cavanagh, P. R., y Kram, R. (1989). Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(4), 467–479.
- Cavanagh, P. R., y Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(1), 30–35.
- Chaler Vilaseca, J., Garreta Figuera, R., y Müller, B. (2005). Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha. *Rehabilitación*, 39(6), 305–314. [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74364-4](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74364-4)
- Chan-Roper, M., Hunter, I., W Myrer, J., L Eggett, D., y K Seeley, M. (2012). Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(1), 77–82.
- Chapman, R. F., Laymon, A. S., Wilhite, D. P., Mckenzie, J. M., Tanner, D. A., y Stager, J. M. (2012). Ground contact time as an indicator of metabolic cost in elite distance runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(5), 917–925. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182400520>
- Charkoudian, N. (2016). Human thermoregulation from the autonomic perspective. *Autonomic Neuroscience*, 196, 1–2. <https://doi.org/10.1016/j.autneu.2016.02.007>
- Che, H., Nigg, B. M., y de Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 9(6), 335–341. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90062-0](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90062-0)
- Cheung, R. T. H., y Ng, G. Y. F. (2007). Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. *Physical Therapy in Sport*, 8(2), 75–81. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.12.002>
- Chevalier, Thierry L., y Chockalingam, N. (2012). Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait & Posture*, 35(3), 383–388. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.356>
- Chevalier, Thierry Larose, y Chockalingam, N. (2011). Foot orthoses: a review focusing on kinematics. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(4), 341–348.
- Cho, M. (2015). Effects of running in place accompanied by abdominal drawing-in on gait characteristics of healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(1), 87–89.

- Chodzko-Zajko, W. J., Proctor, D. N., Fiatarone Singh, M. A., Minson, C. T., Nigg, C. R., Salem, G. J., y Skinner, J. S. (2009). Exercise and physical activity for older adults: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(7), 1510–1530. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c>
- Christina, K. A., White, S. C., y Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human Movement Science*, 20(3), 257–276. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00048-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00048-3)
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., y Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28(3), 405–411. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.012>
- Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., y Lake, M. J. (2012). Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(10), 1917–1923. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318259480d>
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., y Hamill, C. L. (1983). The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(5), 376–381.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd Edition. Hillsdale, NJ: erlbaum.
- Collins, N., Bisset, L., McPoil, T., y Vicenzino, B. (2007). Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot & Ankle International*, 28(3), 396–412.
- Collins, N., Crossley, K., Beller, E., Darnell, R., McPoil, T., y Vicenzino, B. (2008). Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *BMJ*, 337, a1735. <https://doi.org/10.1136/bmj.a1735>
- Connick, M. J., y Li, F.-X. (2014). Changes in timing of muscle contractions and running economy with altered stride pattern during running. *Gait & Posture*, 39(1), 634–637. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.112>
- Costa, C. M. A., Moreira, D. G., Sillero-Quintana, M., Brito, C. J., de Azambuja Pussieldi, G., de Andrade Fernandes, A., Piñonosa Cano, S., y Bouzas Marins, J. C. (2018). Daily rhythm of skin temperature of women evaluated by infrared thermal imaging. *Journal of Thermal Biology*, 72, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2017.12.002>
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., y Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090–1097. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004>
- Crabtree, P., Dhokia, V. G., Newman, S. T., y Ansell, M. P. (2009). Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 25(6), 972–979. <https://doi.org/10.1016/j.rcim.2009.04.016>

- Creaby, M. W., May, K., y Bennell, K. L. (2011). Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics*, 54(7), 665–671. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.592600>
- CSD. (2015). Encuesta de hábitos deportivos en España 2015. *Subdirección General de Estadística y Estudios, Secretaría General Técnica. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte*.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., y Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(7), 1325–1334. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182465115>
- Davis, I. S., Bowser, B. J., y Mullineaux, D. R. (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2015-094579. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094579>
- Davis, J. M., y Bailey, S. P. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(1), 45–57.
- de Andrade Fernandes, A., dos Santos Amorim, P. R., Brito, C. J., de Moura, A. G., Moreira, D. G., Costa, C. M. A., Sillero-Quintana, M. y Marins, J. C. B. (2014). Measuring skin temperature before, during and after exercise: a comparison of thermocouples and infrared thermography. *Physiological Measurement*, 35(2), 189.
- De Lucca, L., y Melo, S. I. L. (2012). Relationship between running kinematic changes and time limit at $v\dot{V}O_2\text{max}$. *Revista Brasileira de Cineantropometria yamp; Desempenho Humano*, 14(4), 428–438. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2012v14n4p428>
- de Ruyter, C. J., Verdijk, P. W. L., Werker, W., Zuidema, M. J., y de Haan, A. (2014). Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *European Journal of Sport Science*, 14(3), 251–258. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.783627>
- De Wit, B., De Clercq, D., y Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269–278.
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 832–837. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126779.65353.CB>
- Derrick, T. R., Dereu, D., y McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 998–1002.
- DeVita, P. (1994). The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *Journal of Biomechanics*, 27(4), 501–508. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90025-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90025-6)
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347–364.

- Dierks, T. A., Davis, I. S., y Hamill, J. (2010). The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2993–2998. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.001>
- Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., y Davis, I. (2011). Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(4), 693–700. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f744f5>
- Dinato, R. C., Ribeiro, A. P., Butugan, M. K., Pereira, I. L. R., Onodera, A. N., y Sacco, I. C. N. (2015). Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 18(1), 93–97. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.12.003>
- Dixon, S. J., Collop, A. C., y Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1919–1926.
- Dixon, Sharon J. (2007). Influence of a commercially available orthotic device on rearfoot eversion and vertical ground reaction force when running in military footwear. *Military Medicine*, 172(4), 446–450.
- Dixon, Sharon J., y McNally, K. (2008). Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(5), 593–600. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.01.015>
- Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Laxton, P., y Jones, R. K. (2008). Orthotic control of rear foot and lower limb motion during running in participants with chronic Achilles tendon injury. *Sports Biomechanics*, 7(2), 194–205. <https://doi.org/10.1080/14763140701841407>
- Duarte, V. L., Dias, D. S., y Melo, H. C. S. (2008). Mecanismos moleculares da fadiga. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2(1). Retrieved from <http://www.redalyc.org/resumen.oa?id=93020102>
- Dugan, S. A., y Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603–621. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Duquette, A. M., y Andrews, D. M. (2010). Tibialis anterior muscle fatigue leads to changes in tibial axial acceleration after impact when ankle dorsiflexion angles are visually controlled. *Human Movement Science*, 29(4), 567–577. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.03.004>
- Dutto, D. J., y Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(8), 1324–1331.
- Ekstrand, J., y Gillquist, J. (1983). Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(3), 267–270.

- Elliot, B., y Ackland, T. (1981). Biomechanical Effects of Fatigue on 10,000 Meter Running Technique. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 52(2), 160–166. <https://doi.org/10.1080/02701367.1981.10607853>
- Eng, J. J., y Pierrynowski, M. R. (1993). Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy*, 73(2), 62–68; discussion 68-70.
- Eng, J. J., y Pierrynowski, M. R. (1994). The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Physical Therapy*, 74(9), 836–844.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics.
- Erickson, K. I., Hillman, C. H., y Kramer, A. F. (2015). Physical activity, brain, and cognition. *Current Opinion in Behavioral Sciences*, 4, 27–32. <https://doi.org/10.1016/j.cobeha.2015.01.005>
- Escamilla Martínez, E., Gómez, B., Sánchez, R., y Martínez, A. (2015). Biomecánica y podología deportiva. En *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte, 2015*, ISBN 978-84-9910-180-4, págs. 579-594 (pp. 579–594). Paidotribo. Retrieved from <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4876916>
- Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., y Allard, P. (2009). Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 12(6), 679–684. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.05.001>
- Faigenbaum, A. D., Kraemer, W. J., Blimkie, C. J., Jeffreys, I., Micheli, L. J., Nitka, M., y Rowland, T. W. (2009). Youth resistance training: updated position statement paper from the national strength and conditioning association. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23, S60–S79.
- Ferber, R., Davis, I. M., y Williams, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(4), 350–357.
- Ferber, R., Hreljac, A., y Kendall, K. D. (2009). Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review. *Sports Health*, 1(3), 242–246. <https://doi.org/10.1177/1941738109334272>
- Fernández Cuevas, I. (2012). *Effect of endurance, speed and strength training on skin temperature measured by infrared thermography= Efecto del entrenamiento de resistencia, velocidad y fuerza en la temperatura de la piel a través de la termografía infrarroja*. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Madrid, Madrid. Retrieved from <http://www.tesisenred.net/handle/10803/110385>
- Fernández-Cuevas, I., Lastras, J. A., Galindo, V. E., y Carmona, P. G. (2017). Infrared thermography for the detection of injury in sports medicine. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 81–109). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47410-6_4

- Fields, K. B., Sykes, J. C., Walker, K. M., y Jackson, J. C. (2010). Prevention of running injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 9(3), 176–182. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181de7ec5>
- Firminger, C. R., Fung, A., Loundagin, L. L., y Edwards, W. B. (2017). Effects of footwear and stride length on metatarsal strains and failure in running. *Clinical Biomechanics*, 49, 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.08.006>
- Fischer, K. M., Willwacher, S., Hamill, J., y Brüggemann, G.-P. (2017). Tibial rotation in running: Does rearfoot adduction matter? *Gait & Posture*, 51, 188–193. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.015>
- Fletcher, G. F., Balady, G., Blair, S. N., Blumenthal, J., Caspersen, C., Chaitman, B., Epstein, S., Froelicher, E. S. S., Froelicher, V. F., Pina, I. L. y Pollock, M. L. (1996). Statement on exercise: benefits and recommendations for physical activity programs for all Americans. *Circulation*, 94(4), 857–862.
- Flynn, J. M., Holmes, J. D., y Andrews, D. M. (2004). The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(7), 726–732. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.015>
- Foch, E., Reinbolt, J. A., Zhang, S., Fitzhugh, E. C., y Milner, C. E. (2015). Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait y Posture*, 41(2), 706–710. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>
- Formenti, D., Ludwig, N., Gargano, M., Gondola, M., Dellerma, N., Caumo, A., y Alberti, G. (2013). Thermal imaging of exercise-associated skin temperature changes in trained and untrained female subjects. *Annals of Biomedical Engineering*, 1–9.
- Formenti, D., Merla, A., y Quesada, J. I. P. (2017). The Use of Infrared Thermography in the Study of Sport and Exercise Physiology. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 111–136). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47410-6_5
- Fourchet, F., Girard, O., Kelly, L., Horobeanu, C., y Millet, G. P. (2015). Changes in leg spring behaviour, plantar loading and foot mobility magnitude induced by an exhaustive treadmill run in adolescent middle-distance runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 199–203. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.01.007>
- Fourchet, F., Kelly, L., Horobeanu, C., Loepelt, H., Taiar, R., y Millet, G. P. (2012). Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high running velocity. *Gait & Posture*, 35(4), 685–687. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.004>
- Fournet, D., Redortier, B., y Havenith, G. (2012). A method for whole-body skin temperature mapping in humans (Eine Methode zur Aufzeichnung der Hauttemperatur des gesamten menschlichen Körpers). Retrieved from <https://dspace.lboro.ac.uk/dspace-jspui/handle/2134/11948>
- Fredericson, M., y Misra, A. K. (2007). Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 37(4–5), 437–439.

- Fukuchi, R. K., y Duarte, M. (2008). Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *Journal of Sports Sciences*, 26(13), 1447–1454. <https://doi.org/10.1080/02640410802209018>
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I.-M., ... Swain, D. P. (2011). Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1334–1359. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213fefb>
- García Ferrando, M., y Llopis Goig, R. (2011). *Ideal democrático y bienestar personal. Encuesta de hábitos deportivos en España 2010*. Centro de Investigaciones Sociológicas. Retrieved from <https://books.google.es/books?id=rAlQap7-24wC>
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana, S., Martínez-Nova, A., y Sánchez-Zuriaga, D. (2013). Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue. *Gait & Posture*, 38(4), 929–933. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.026>
- Gavilanes-Miranda, B., y Garcia, J. J. G. D. G. and G. A. (2012). Comparison by EMG of running barefoot and running shod. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. <https://doi.org/10.5772/47807>
- Gerlach, K. E., White, S. C., Burton, H. W., Dorn, J. M., Leddy, J. J., y Horvath, P. J. (2005). Kinetic Changes with Fatigue and Relationship to Injury in Female Runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(4), 657–663. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71>
- Gershon-Cohen, J., Borden, A. G. B., y Hermel, M. B. (1969). Thermography of extremities after smoking. *British Journal of Radiology*, 42(495), 189–191.
- Gijon-Nogueron, G., y Fernandez-Villarejo, M. (2015). Risk factors and protective factors for lower-extremity running injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 105(6), 532–540. <https://doi.org/10.7547/14-069.1>
- Gil-Calvo, M., Jimenez-Perez, I., Pérez-Soriano, P., y Priego Quesada, J. I. (2017). Foot temperature assessment. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 235–263). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47410-6_10
- Girard, O., Brocherie, F., Morin, J.-B., y Millet, G. P. (2017). Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. *Human Movement Science*, 52, 203–214.
- Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M., y Maffiuletti, N. A. (2011). Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 556–560. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ccb18d>
- Golden, F. S. C., Francis, T. J. R., Gallimore, D., y Pethybridge, R. (2013). Lessons from history: morbidity of cold injury in the Royal Marines during the Falklands Conflict of 1982. *Extreme Physiology & Medicine*, 2(1), 23. <https://doi.org/10.1186/2046-7648-2-23>

- Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Minaya, M. B., y Fogaca, R. T. H.-. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte / International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 10(40), 537–555.
- Gomez-Molina, J., Ogueta-Alday, A., Stickley, C., Camara, J., Cabrejas-Ugartondo, J., y Garcia-Lopez, J. (2017). Differences in spatiotemporal parameters between trained runners and untrained participants. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(8), 2169–2175. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001679>
- González-Alonso, J., Teller, C., Andersen, S. L., Jensen, F. B., Hyldig, T., y Nielsen, B. (1999). Influence of body temperature on the development of fatigue during prolonged exercise in the heat. *Journal of Applied Physiology*, 86(3), 1032–1039.
- Gross, M. L., Davlin, L. B., y Evanski, P. M. (1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(4), 409–412. <https://doi.org/10.1177/036354659101900416>
- Gwinn, D. E., Wilckens, J. H., McDevitt, E. R., Ross, G., y Kao, T. C. (2000). The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(1), 98–102. <https://doi.org/10.1177/03635465000280012901>
- Hähni, M., Hirschi Müller, A., y Baur, H. (2016). The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0176-z>
- Häkkinen, A., Rinne, M., Vasankari, T., Santtila, M., Häkkinen, K., y Kyröläinen, H. (2010). Association of physical fitness with health-related quality of life in Finnish young men. *Health and Quality of Life Outcomes*, 8, 15. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-8-15>
- Halvorsen, K., Eriksson, M., y Gullstrand, L. (2012). Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2065–2070. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318239f87f>
- Hamill, J., Bates, B. T., y Holt, K. G. (1992). Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(7), 807–813.
- Hamill, J., Derrick, T. R., y Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45–60.
- Hanley, B., y Mohan, A. K. (2014). Changes in gait during constant pace treadmill running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1219–1225. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a38796>
- Hanon, C., Thépaut-Mathieu, C., y Vandewalle, H. (2005). Determination of muscular fatigue in elite runners. *European Journal of Applied Physiology*, 94(1–2), 118–125. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1276-1>

- Hildebrandt, C., Raschner, C., y Ammer, K. (2010). An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors*, 10(5), 4700–4715.
- Hildebrandt, C., Zeilberger, K., Ring, E. F. J., y Raschner, C. (2012). The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine. *Ultrasound*, 10, 2.
- Hirschmüller, A., Baur, H., Müller, S., Helwig, P., Dickhuth, H.-H., y Mayer, F. (2011). Clinical effectiveness of customised sport shoe orthoses for overuse injuries in runners: a randomised controlled study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(12), 959–965. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.055830>
- Ho, I.-J., Hou, Y.-Y., Yang, C.-H., Wu, W.-L., Chen, S.-K., y Guo, L.-Y. (2010). Comparison of plantar pressure distribution between different speed and incline during treadmill jogging. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(1), 154–160.
- Ho, S. S., Dhaliwal, S. S., Hills, A., y Pal, S. (2011). Acute exercise improves postprandial cardiovascular risk factors in overweight and obese individuals. *Atherosclerosis*, 214(1), 178–184.
- Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M., Sato, T., y Nakazawa, K. (2012). Step frequency and lower extremity loading during running. *International Journal of Sports Medicine*, 33(4), 310–313. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1291232>
- Holmes, A. M., y Andrews, D. M. (2006). The effect of leg muscle activation state and localized muscle fatigue on tibial response during impact. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 275–284.
- Horita, T., Komi, P. V., Nicol, C., y Kyröläinen, H. (1999). Effect of exhausting stretch-shortening cycle exercise on the time course of mechanical behaviour in the drop jump: possible role of muscle damage. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(2), 160–167. <https://doi.org/10.1007/s004210050490>
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 845–849. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD>
- Hreljac, Alan. (2005). Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 651–667. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.002>
- Hreljac, ALAN, Marshall, R. N., y Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), 1635–1641.
- Hume, P., Hopkins, W., Rome, K., Maulder, P., Coyle, G., y Nigg, B. (2008). Effectiveness of foot orthoses for treatment and prevention of lower limb injuries. *Sports Medicine*, 38(9), 759–779.
- Hunter, I., y Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology*, 100(6), 653–661.

- Hunter, S., Dolan, M. G., y Davis, J. M. (1995). *Foot orthotics in therapy and sport*. Human Kinetics Champaign, IL.
- ISO. (2007). *ISO 13404: 2007: Prosthetics and Orthotics*. Geneva, Switzerland.
- Izquierdo, M., y Redín, M. I. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Ed. Médica Panamericana.
- Johnson, J. M., y Kellogg, D. L. (2010). Local thermal control of the human cutaneous circulation. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 109(4), 1229–1238. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00407.2010>
- Johnston, C. a. M., Taunton, J. E., Lloyd-Smith, D. R., y McKenzie, D. C. (2003). Preventing running injuries. Practical approach for family doctors. *Canadian Family Physician Médecin De Famille Canadien*, 49, 1101–1109.
- Jover González, A. (2010). *Protocolo de utilización de una cámara termográfica: Aplicación al estudio de la práctica deportiva*. (Trabajo final de máster). Universidad de Valencia, Valencia.
- Kahanov, L., Eberman, L. E., Games, K. E., y Wasik, M. (2015). Diagnosis, treatment, and rehabilitation of stress fractures in the lower extremity in runners. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 6, 87–95. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S39512>
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., y Brüggemann, G.-P. (2003). Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(6), 1009–1016. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000069337.49567.F0>
- Kellis, E., y Liassou, C. (2009). The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(3), 210–220. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2859>
- Khan, K. M., Thompson, A. M., Blair, S. N., Sallis, J. F., Powell, K. E., Bull, F. C., y Bauman, A. E. (2012). Sport and exercise as contributors to the health of nations. *The Lancet*, 380(9836), 59–64.
- Kinchington, M., Ball, K., y Naughton, G. (2012). Relation between lower limb comfort and performance in elite footballers. *Physical Therapy in Sport*, 13(1), 27–34. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.02.001>
- Kirby, K. A. (2002). *Foot and Lower Extremity Biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997-2002*. Precision intricate, inc.
- Kirby, K. A. (2017). Evolution of foot orthoses in sports. En *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 19–40). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-52136-7_2
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A., y van Dieën, J. H. (2014). Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice

- runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 419–424. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>
- Koplan, J. P., Powell, K. E., Sikes, R. K., Shirley, R. W., y Campbell, C. C. (1982). An epidemiologic study of the benefits and risks of running. *JAMA*, 248(23), 3118–3121.
- Korhonen, M. T., Suominen, H., Viitasalo, J. T., Liikavainio, T., Alen, M., y Mero, A. A. (2010). Variability and symmetry of force platform variables in maximum-speed running in young and older athletes. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(3), 357–366. <https://doi.org/10.1123/jab.26.3.357>
- Kyröläinen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P., y Komi, P. V. (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European Journal of Applied Physiology*, 82(4), 297–304.
- Lacouture, P., Colloud, F., Decatoire, A., y Monnet, T. (2013). Estudio biomecánico de la carrera a pie. *EMC - Podología*, 15(3), 1–20. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(13\)65196-2](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(13)65196-2)
- Lafortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 877–886.
- Landorf, K. B., y Keenan, A. M. (2000). Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(3), 149–158. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-3-149>
- Landorf, Karl B., Keenan, A.-M., y Herbert, R. D. (2006). Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis: a randomized trial. *Archives of Internal Medicine*, 166(12), 1305–1310. <https://doi.org/10.1001/archinte.166.12.1305>
- Larson, P. (2014). Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 137–142. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.003>
- Latorre-Román, P., García Pinillos, F., Bujalance-Moreno, P., y Soto-Hermoso, V. M. (2017). Acute effects of high-intensity intermittent training on kinematics and foot strike patterns in endurance runners. *Journal of Sports Sciences*, 35(13), 1247–1254.
- Laughton, C. A., Davis, I. M., y Hamill, J. (2003). Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(2), 153–168.
- Lavie, C. J., Arena, R., Swift, D. L., Johannsen, N. M., Sui, X., Lee, D., Earnest, C. P., Church, T. S., O’Keefe, J. H., Milani, R. V. y Blair, S. N. (2015). Exercise and the cardiovascular system. *Circulation Research*, 117(2), 207–219. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.117.305205>
- Leboeuf, F., de Leluardière, F. A., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., y Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *Université Poitiers, France*. Retrieved from http://edu.mnhn.fr/pluginfile.php/8700/mod_resource/content/0/biomeca1/Leboeuf_EM_C_1_.pdf

- Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C., y 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.
- Lee, Y.-C., Lin, G., y Wang, M.-J. J. (2012). Evaluating insole design with joint motion, plantar pressure and rating of perceived exertion measures. *Work (Reading, Mass.)*, 41 Suppl 1, 1114–1117. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0290-1114>
- Lenhart, R. L., Thelen, D. G., Wille, C. M., Chumanov, E. S., y Heiderscheit, B. C. (2014). Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 557–564. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a>
- Lewinson, R. T., y Stefanyshyn, D. J. (2017). Effect of a commercially available footwear insole on biomechanical variables associated with common running injuries. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*.
- Lewinson, R. T., Worobets, J. T., y Stefanyshyn, D. J. (2016). Control conditions for footwear insole and orthotic research. *Gait & Posture*, 48(Supplement C), 99–105. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.012>
- Lieberman, D. E. (2014). Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 86–94. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.009>
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O. y Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature; London*, 463(7280), 531–535.
- Lienhard, K., Schneider, D., y Maffioletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 35(4), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>
- Lin, W.-H., Liu, Y.-F., Hsieh, C. C.-C., y Lee, A. J. Y. (2009). Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 42–49. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.001>
- Lucas-Cuevas, A. G. (2016). *Influence of an insole intervention on biomechanical parameters during running with and without fatigue*. Retrieved from <http://roderic.uv.es/handle/10550/50777>
- Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Priego-Quesada, J. I., y Llana-Belloch, S. (2014). Influence of foot orthosis customisation on perceived comfort during running. *Ergonomics*, 57(10), 1590–1596. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.938129>
- Lucas-Cuevas, Á. G., Priego Quesada, J. I., Giménez, J. V., Aparicio, I., Cortell-Tormo, J. M., y Pérez-Soriano, P. (2017). Can graduated compressive stockings reduce muscle activity during running? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 88(2), 223–229. <https://doi.org/10.1080/02701367.2017.1294726>

- Lucas-Cuevas, A. G., Priego-Quesada, J. I., Aparicio, I., Giménez, J. V., Llana-Belloch, S., y Pérez-Soriano, P. (2015). Effect of 3 weeks use of compression garments on stride and impact shock during a fatiguing run. *International Journal of Sports Medicine*, 36(10), 826–831. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1548813>
- Lucas-Cuevas, A.G., Camacho-García, A., Llinares, R., Quesada, J. I. P., Llana-Belloch, S., y Pérez-Soriano, P. (2017). Influence of custom-made and prefabricated insoles before and after an intense run. *PLOS ONE*, 12(2), e0173179. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173179>
- Lucas-Cuevas, A.G., Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Macián-Romero, C., y Sánchez-Zuriaga, D. (2014). Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 32(18), 1712–1721. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915422>
- Lucas-Cuevas, Angel Gabriel, Priego Quesada, J. I., Giménez, J. V., Aparicio, I., Jimenez-Perez, I., y Pérez-Soriano, P. (2016). Initiating running barefoot: Effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 1145–1152. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1197317>
- Lun, V. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 38(5), 576–580. <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.005488>
- Luo, G., Stergiou, P., Worobets, J., Nigg, B., y Stefanyshyn, D. (2009). Improved footwear comfort reduces oxygen consumption during running. *Footwear Science*, 1(1), 25–29. <https://doi.org/10.1080/19424280902993001>
- Lutter, L. D. (1980). Foot-related knee problems in the long distance runner. *Foot & Ankle*, 1(2), 112–116. <https://doi.org/10.1177/107110078000100214>
- Ly, Q. H., Alaoui, A., Erlicher, S., y Baly, L. (2010). Towards a footwear design tool: Influence of shoe midsole properties and ground stiffness on the impact force during running. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 310–317. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.029>
- Lysholm, J., y Wiklander, J. (1987). Injuries in runners. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(2), 168–171. <https://doi.org/10.1177/036354658701500213>
- Maas, E., Bie, J. D., Vanfleteren, R., Hoogkamer, W., y Vanwanseele, B. (2017). Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports Biomechanics*, 0(0), 1–11. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1347193>
- MacLean, C. L., Davis, I. S., y Hamill, J. (2008). Short-and long-term influences of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(4), 338–343.
- MacLean, C. L., van Emmerik, R., y Hamill, J. (2010). Influence of Custom Foot Orthotic Intervention on Lower Extremity Intralimb Coupling during a 30-Minute Run. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(4), 390–399. <https://doi.org/10.1123/jab.26.4.390>

- MacLean, C., McClay Davis, I., y Hamill, J. (2006). Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical Biomechanics*, 21(6), 623–630. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.005>
- Mademli, L., y Klapsing, G. M. (2015). La marcha humana y la carrera. In *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 401–424). Badalona: Paidotribo.
- Majumdar, R., Laxton, P., Thuesen, A., Richards, B., Liu, A., Arán-Ais, F., Parreño, E. M. y Nester, C. J. (2013). Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(10), 1331–1342. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.02.0038>
- Mannara, G., Salvatori, G. C., y Pizzuti, G. P. (1993). Ethyl alcohol induced skin temperature changes evaluated by thermography. Preliminary results. *Bollettino Della Societa Italiana Di Biologia Sperimentale*, 69(10), 587.
- Marins, J. C. B., Moreira, D. G., Cano, S. P., Quintana, M. S., Soares, D. D., Fernandes, A., da Silva, F. S., Costa, C. M. A. y Amorim, P. R. dos S. (2014). Time required to stabilize thermographic images at rest. *Infrared Physics & Technology*. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135044951400036X>
- Martin, D. E., y Coe, P. N. (2007). *Entrenamiento para corredores de fondo y medio fondo*. Editorial Paidotribo.
- Martínez-Nova, A., Gómez-Blázquez, E., Escamilla-Martínez, E., Pérez-Soriano, P., Gijon-Nogueron, G., y Fernández-Seguín, L. M. (2014). The foot posture index in men practicing three sports different in their biomechanical gestures. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 104(2), 154–158. <https://doi.org/10.7547/0003-0538-104.2.154>
- Mattila, V. M., Sillanpää, P. J., Salo, T., Laine, H.-J., Mäenpää, H., y Pihlajamäki, H. (2011). Can orthotic insoles prevent lower limb overuse injuries? A randomized-controlled trial of 228 subjects. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), 804–808. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01116.x>
- Maughan, R. J. (2012). Thermoregulatory aspects of performance. *Experimental Physiology*, 97(3), 325–326. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2011.063495>
- Mayer, F., Hirschmüller, A., Müller, S., Schuberth, M., y Baur, H. (2007). Effects of short-term treatment strategies over 4 weeks in Achilles tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine*, 41(7), e6. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.031732>
- McAuley, P., Myers, J., Emerson, B., Oliveira, R. B., Blue, C. L., Pittsley, J., y Froelicher, V. F. (2009). Cardiorespiratory fitness and mortality in diabetic men with and without cardiovascular disease. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 85(3), e30–e33.
- McKenzie, D. C., Clement, D. B., y Taunton, J. E. (1985). Running shoes, orthotics, and injuries. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 2(5), 334–347.

- McKnight, C. M., y Armstrong, C. W. (1997). The Role of Ankle Strength in Functional Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 6(1), 21–29. <https://doi.org/10.1123/jsr.6.1.21>
- McMillan, A., y Payne, C. (2008). Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1, 13. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-13>
- Meana, M. (2008). Prevención de las lesiones deportivas. En *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y del deporte* (pp. 513–533). Madrid: Médica Panamericana.
- Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A., y Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4), 403–408.
- Mercer, J. A., Bates, B., Dufek, J., y Hreljac, A. (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 911–919. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140383>
- Mercer, J. A., Dolgan, J., Griffin, J., y Bestwick, A. (2008). The physiological importance of preferred stride frequency during running at different speeds. *Journal of Exercise Physiology Online*, 11(3). Retrieved from <https://www.asep.org/asep/asep/MercerJEPonlineJune2008.pdf>
- Merla, A., Mattei, P. A., Di Donato, L., y Romani, G. L. (2010). Thermal imaging of cutaneous temperature modifications in runners during graded exercise. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(1), 158–163. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9809-8>
- Mickle, K. J., Munro, B. J., Lord, S. R., Menz, H. B., y Steele, J. R. (2011). Gait, balance and plantar pressures in older people with toe deformities. *Gait & Posture*, 34(3), 347–351. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.023>
- Milgrom, C., Shlamkovitch, N., Finestone, A., Eldad, A., Laor, A., Danon, Y. L., Lavie, O., Wosk, J. y Simkin, A. (1991). Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Foot & Ankle*, 12(1), 26–30.
- Milgrom, Charles, Radeva-Petrova, D. R., Finestone, A., Nyska, M., Mendelson, S., Benjuya, N., Simkin, A. y Burr, D. (2007). The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*, 40(4), 845–850. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.006>
- Miller, J. E., Nigg, B. M., Liu, W., Stefanyshyn, D. J., y Nurse, M. A. (2000). Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot & Ankle International*, 21(9), 759–767. <https://doi.org/10.1177/107110070002100908>
- Millet, G. Y., y Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine*, 34(2), 105–116.

- Mills, K., Blanch P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., y Vicenzino, B. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British Journal of Sports Medicine*, 44(14), 1035–1046. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.066977>
- Mills, K., Blanch, P., y Vicenzino, B. (2011). Influence of contouring and hardness of foot orthoses on ratings of perceived comfort: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(8), 1507–1512. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31820e783f>
- Mills, K., Blanch, P., y Vicenzino, B. (2012). Comfort and midfoot mobility rather than orthosis hardness or contouring influence their immediate effects on lower limb function in patients with anterior knee pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(2), 202–208. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.08.011>
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., y Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323–328. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92>
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics*, 15(1), 15–20.
- Mizrahi, Joseph, Verbitsky, O., y Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 207–212.
- Morey, G., y Mademli, L. (2015). El calzado deportivo. In *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 351–362). Paidotribo. Retrieved from <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4876824>
- Morgan, D., Martin, P., Craib, M., Caruso, C., Clifton, R., y Hopewell, R. (1994). Effect of step length optimization on the aerobic demand of running. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 77(1), 245–251. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.1.245>
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., y Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics; Kidlington*, 40(15), 3341–3348. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.001>
- Morin, J.-B., Jeannin, T., Chevallier, B., y Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27(2), 158–165. <https://doi.org/10.1055/s-2005-837569>
- Morin, Jean-Benoît, Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., y Lacour, J.-R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921–3930. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2379-8>
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., y Stefanyshyn, D. J. (2003a). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 254–262.

- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., y Stefanyshyn, D. J. (2003b). Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(10), 1710–1719. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089352.47259.CA>
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D. J., y Humble, R. N. (2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait y Posture*, 16(1), 38–45.
- Mündermann, A., Stefanyshyn, D. J., y Nigg, B. M. (2001). Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1939–1945. <https://doi.org/10.1097/00005768-200111000-00021>
- Mündermann, A., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., Humble, R. N., y Stefanyshyn, D. J. (2006). Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait & Posture*, 23(3), 295–302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.004>
- Murley, G. S., y Bird, A. R. (2006). The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(10), 1074–1080. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.06.007>
- Murley, G. S., Landorf, K. B., y Menz, H. B. (2010). Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics*, 25(7), 728–736. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001>
- Murphy, K., Curry, E. J., y Matzkin, E. G. (2013). Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43(11), 1131–1138. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0093-2>
- Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I., y Bahr, R. (1998). A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 8(3), 149–153.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., y Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture*, 27(1), 152–155. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.012>
- Nawoczenski, D. A., y Ludewig, P. M. (1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(5), 540–544.
- Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C., Marcera, C. A. y Castaneda-Sceppa, C. (2007). Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American college of sports medicine and the American heart association. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(8), 1435–1445. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616aa2>

- Nicol, C., Komi, P. V., y Marconnet, P. (1991). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(1), 10–17. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1991.tb00265.x>
- Nicola, T. L., y Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187–201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>
- Nielsen, R. O., Rønnow, L., Rasmussen, S., y Lind, M. (2014). A prospective study on time to recovery in 254 injured novice runners. *PLOS ONE*, 9(6), e99877. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0099877>
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 11(1), 2–9.
- Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S., y Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: ‘preferred movement path’ and ‘comfort filter’. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2015-095054. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095054>
- Nigg, B. M., De Boer, R. W., y Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 98–105.
- Nigg, B. M., Stefanyshyn, D., Cole, G., Stergiou, P., y Miller, J. (2003). The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 569–575. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00428-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00428-1)
- Niu, H. H., Lui, P. W., Hu, J. S., Ting, C. K., Yin, Y. C., Lo, Y. L., Liu, L. y Lee, T. Y. (2001). Thermal symmetry of skin temperature: normative data of normal subjects in Taiwan. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi = Chinese Medical Journal; Free China Ed*, 64(8), 459–468.
- Noble, B., y Robertson, R. (1996). *Perceived exertion*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Nordin, M., y Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams y Wilkins.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77–95. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)
- Nummela, A., Heath, K., Paavolainen, L., Lambert, M., St Clair Gibson, A., Rusko, H., y Noakes, T. (2008). Fatigue during a 5-km Running Time Trial. *International Journal of Sports Medicine*, 29(09), 738–745. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989404>
- Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodríguez-Marroyo, J. A., y García-López, J. (2013). Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(5), 1455–1462.

- Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., y García-López, J. (2014). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 580–585. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000139>
- Oja, P., Titze, S., Kokko, S., Kujala, U. M., Heinonen, A., Kelly, P., Koski, P. y Foster, C. (2015). Health benefits of different sport disciplines for adults: systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2014-093885. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093885>
- O’Leary, K., Vorpahl, K. A., y Heiderscheid, B. (2008). Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 36–41.
- OMS. (2018). *Fact sheet: Physical activity*. Retrieved from <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity>
- Ostenberg, A., y Roos, H. (2000). Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(5), 279–285.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, 13(4), 843–863.
- Pappas, P., Paradisis, G., y Vagenas, G. (2015). Leg and vertical stiffness (a)symmetry between dominant and non-dominant legs in young male runners. *Human Movement Science*, 40, 273–283. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.005>
- Parfitt, G., Evans, H., y Eston, R. (2012). Perceptually regulated training at RPE13 is pleasant and improves physical health. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(8), 1613–1618. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31824d266e>
- Paton, J., Jones, R. B., Stenhouse, E., y Bruce, G. (2007). The physical characteristics of materials used in the manufacture of orthoses for patients with diabetes. *Foot & Ankle International*, 28(10), 1057–1063. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.1057>
- Penedo, F. J., y Dahn, J. R. (2005). Exercise and well-being: a review of mental and physical health benefits associated with physical activity. *Current Opinion in Psychiatry*, 18(2), 189–193.
- Pérez-Soriano, P., y Llana Belloch, S. (2007). La instrumentación en la biomecánica deportiva. <https://doi.org/10.4100/jhse.2007.22.02>
- Pérgola, P. E., Kellogg, D. L., Johnson, J. M., Kosiba, W. A., y Solomon, D. E. (1993). Role of sympathetic nerves in the vascular effects of local temperature in human forearm skin. *The American Journal of Physiology*, 265(3 Pt 2), H785-792.
- Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (177), 9–15.

- Perry, J., y Burnfield, J. M. (2010). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science y Medicine*, 9(2), 353.
- Peterson, L., y Renstrom, P. A. F. H. (2016). *Sports Injuries: Prevention, Treatment and Rehabilitation, Fourth Edition*. CRC Press.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G., y Millet, G. Y. (2004). Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1347–1356. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000135786.22996.77>
- Priego Quesada, J. I., Lucas-Cuevas, A. G., Gil-Calvo, M., Giménez, J. V., Aparicio, I., Cibrián Ortiz de Anda, R. M., Salvador Palmer, R., Llana-Belloch, S. y Pérez-Soriano, P. (2015). Effects of graduated compression stockings on skin temperature after running. *Journal of Thermal Biology*, 52, 130–136. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2015.06.005>
- Priego Quesada, Jose Ignacio, Cibrián Ortiz de Anda, R. M., Pérez-Soriano, P., y Salvador Palmer, R. (2017). Introduction: historical perspective of infrared thermography and its application in sport science. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 1–23). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47410-6_1
- Priego Quesada, Jose Ignacio, Kunzler, M. R., y Carpes, F. P. (2017). Methodological aspects of infrared thermography in human assessment. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 49–79). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47410-6_3
- Priego Quesada, Jose Ignacio, Kunzler, M. R., da Rocha, E. S., Machado, Á. S., y Carpes, F. P. (2015). Plantar pressure and foot temperature responses to acute barefoot and shod running. *Human Movement*, 16(3), p. 142-148. Retrieved from <http://roderic.uv.es/handle/10550/52739>
- Priego Quesada, Jose Ignacio, Lucas-Cuevas, A. G., Salvador Palmer, R., Pérez-Soriano, P., y Cibrián Ortiz de Anda, R. M. (2016). Definition of the thermographic regions of interest in cycling by using a factor analysis. *Infrared Physics & Technology*, 75, 180–186. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2016.01.014>
- Queen, R. M., Abbey, A. N., Wiegerinck, J. I., Yoder, J. C., y Nunley, J. A. (2010). Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison. *Gait & Posture*, 31(1), 18–22. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.235>
- Radzak, K. N., Putnam, A. M., Tamura, K., Hetzler, R. K., y Stickley, C. D. (2017). Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. *Gait & Posture*, 51, 268–274. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.005>
- Razeghi, M., y Batt, M. E. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. *Sports Medicine*, 29(6), 425–438.
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., y Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1, 6. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-6>

- Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., Tessutti, V. D., Lima, F. R., João, S. M. A., y Sacco, I. C. N. (2011). The effects of plantar fasciitis and pain on plantar pressure distribution of recreational runners. *Clinical Biomechanics*, 26(2), 194–199. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.004>
- Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., y Hamill, J. (2013). Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait & Posture*, 37(4), 526–531. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.027>
- Rosenbaum, D., Engl, T., y Nagel, A. (2008). Foot loading changes after a fatiguing run. *Journal of Biomechanics*, 41, S109.
- Rosenbaum, S., Vancampfort, D., Steel, Z., Newby, J., Ward, P. B., y Stubbs, B. (2015). Physical activity in the treatment of Post-traumatic stress disorder: A systematic review and meta-analysis. *Psychiatry Research*, 230(2), 130–136. <https://doi.org/10.1016/j.psychres.2015.10.017>
- Roy, J.-P. R., y Stefanyshyn, D. J. (2006). Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(3), 562–569. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000193562.22001.e8>
- Ryan, M., Fraser, S., McDonald, K., y Taunton, J. (2009). Examining the degree of pain reduction using a multielement exercise model with a conventional training shoe versus an ultraflexible training shoe for treating plantar fasciitis. *The Physician and Sportsmedicine*, 37(4), 68–74. <https://doi.org/10.3810/psm.2009.12.1744>
- Salles, A. S., y Gyi, D. E. (2013). The specification of personalised insoles using additive manufacturing. *Work (Reading, Mass.)*, 41 Suppl 1, 1771–1774. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0383-1771>
- Sallis, J. F., Patrick, K., Frank, E., Pratt, M., Wechsler, H., y Galuska, D. A. (2000). Interventions in health care settings to promote healthful eating and physical activity in children and adolescents. *Preventive Medicine*, 31(2), S112–S120.
- Sánchez-López, M., Salcedo-Aguilar, F., Solera-Martínez, M., Moya-Martínez, P., Notario-Pacheco, B., y Martínez-Vizcaíno, V. (2009). Physical activity and quality of life in schoolchildren aged 11–13 years of Cuenca, Spain. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(6), 879–884.
- Santos, M. G. dos, Dezan, V. H., y Sarraf, T. A. (2008). Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, 11(1), 7–12.
- Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., y Lopes, A. D. (2014). What do recreational runners think about risk factors for running injuries? A descriptive study of their beliefs and opinions. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(10), 733–738. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5710>
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., y Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465–485.

- Sawka, M. N., Cheuvront, S. N., y Kenefick, R. W. (2012). High skin temperature and hypohydration impair aerobic performance. *Experimental Physiology*, 97(3), 327–332. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2011.061002>
- Saxena, A., y Haddad, J. (2003). The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(4), 264–271.
- Scherer, P. R. (2017). Custom Foot Orthoses Prescription for the Athlete. En *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 137–143). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-52136-7_12
- Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S., y Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 113(1), 147–155. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2421-x>
- Schlee, G., Milani, T., y Roemer, K. (2009). Plantar pressure distribution, rearfoot motion and ground reaction force after long distance running. *Footwear Science*, 1(3), 129–134. <https://doi.org/10.1080/19424280903449375>
- Schubert, A. G., Kempf, J., y Heiderscheidt, B. C. (2014). Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports Health*, 6(3), 210–217. <https://doi.org/10.1177/1941738113508544>
- Schuler, G., Hambrecht, R., Schlierf, G., Niebauer, J., Hauer, K., Neumann, J., Hoberg, E., Drinkman, A., Bacher, F. y Grunze, M. (1992). Regular physical exercise and low-fat diet. Effects on progression of coronary artery disease. *Circulation*, 86(1), 1–11.
- Schuster, R. O. (1974). A history of orthopedics in podiatry. *Journal of the American Podiatry Association*, 64(5), 332–345. <https://doi.org/10.7547/87507315-64-5-332>
- Seidl, T., Linke, D., y Lames, M. (2017). Estimation and validation of spatio-temporal parameters for sprint running using a radio-based tracking system. *Journal of Biomechanics*, 65, 89–95. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.003>
- Selfe, J., Whitaker, J., y Hardaker, N. (2008). A narrative literature review identifying the minimum clinically important difference for skin temperature asymmetry at the knee. *Thermology International*, 18(2), 41–44.
- Shih, Y.-F., Wen, Y.-K., y Chen, W.-Y. (2011). Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clinical Rehabilitation*, 25(10), 913–923. <https://doi.org/10.1177/0269215511411938>
- Shimazaki, Y., y Murata, M. (2015). Effect of gait on formation of thermal environment inside footwear. *Applied Ergonomics*, 49, 55–62. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.01.007>
- Shorten, M. R. (2000). Running shoe design: protection and performance. *Marathon Medicine*, 159–169.

- Shrout, P. E., y Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–428.
- Sillero-Quintana, M., Fernández-Jaén, T., Fernández-Cuevas, I., Gómez-Carmona, P. M., Arnaiz-Lastras, J., Pérez, M.-D., y Guillén, P. (2015). Infrared thermography as a support tool for screening and early diagnosis in emergencies. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 5(6), 1223–1228.
- Sinclair, J., Isherwood, J., y Taylor, P. J. (2015). The effects of orthotic intervention on multisegment foot kinematics and plantar fascia strain in recreational runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(1), 28–34. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0086>
- Smith, C. J., y Havenith, G. (2011). Sweat mapping in humans and applications for clothing design. Retrieved from <https://dspace.lboro.ac.uk/dspace-jspui/handle/2134/9039>
- Smith, L. S., Clarke, T. E., Hamill, C. L., y Santopietro, F. (1986). The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 76(4), 227–233. <https://doi.org/10.7547/87507315-76-4-227>
- Snyder, R. A., DeAngelis, J. P., Koester, M. C., Spindler, K. P., y Dunn, W. R. (2009). Does Shoe Insole Modification Prevent Stress Fractures? A Systematic Review. *HSS Journal*, 5(2), 92–98. <https://doi.org/10.1007/s11420-009-9114-y>
- Söderman, K., Alfredson, H., Pietilä, T., y Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 9(5), 313–321. <https://doi.org/10.1007/s001670100228>
- Squadrone, R., y Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6–13.
- Stackhouse, C. L., Davis, I. M., y Hamill, J. (2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(1), 64–70.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Denoth, J., y Stüssi, E. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(1), 54–64.
- Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of skin and pericardium. *Physics in Medicine and Biology*, 18(5), 686–694.
- Subirats Bayego, E., Subirats Vila, G., y Soteras Martínez, I. (2012). Exercise prescription: indications, dosage and side effects. *Medicina Clínica*, 138(1), 18–24. <https://doi.org/10.1016/j.medcli.2010.12.008>
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., y Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95–101.

- Taylor, N. A., Machado-Moreira, C. A., van den Heuvel, A. M., y Caldwell, J. N. (2014). Hands and feet: physiological insulators, radiators and evaporators. *European Journal of Applied Physiology*, *114*(10), 2037–2060.
- Taylor, W. F., Johnson, J. M., O’Leary, D., y Park, M. K. (1984). Effect of high local temperature on reflex cutaneous vasodilation. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, *57*(1), 191–196.
- Tenforde, A. S., Sayres, L. C., McCurdy, M. L., Sainani, K. L., y Fredericson, M. (2013). Identifying sex-specific risk factors for stress fractures in adolescent runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(10), 1843–1851. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182963d75>
- Tenforde, A. S., Yin, A., y Hunt, K. J. (2016). Foot and ankle injuries in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *27*(1), 121–137. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.007>
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., y Sacco, I. de C. N. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(1), 151–155. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.008>
- Thibodeau, G. A., y Patton, K. T. (2007). *Anatomía y fisiología*. Elsevier España.
- Thompson, P. D., Buchner, D., Piña, I. L., Balady, G. J., Williams, M. A., Marcus, B. H., Berra, K., Blair, S. N., Costa, F., Franklin, B., Fletcher, G. F., Gordon, N. F., Pate, R. R., Rodriguez, B. L., Yancey, A. K. y Wenger, N. K. (2003). Exercise and physical activity in the prevention and treatment of atherosclerotic cardiovascular disease. *Circulation*, *107*(24), 3109–3116. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000075572.40158.77>
- Thordarson, D. B. (1997). Running biomechanics. *Clinics in Sports Medicine*, *16*(2), 239–247. [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(05\)70019-3](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(05)70019-3)
- Tomaro, J., y Burdett, R. G. (1993). The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *18*(4), 532–536. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.4.532>
- Twisk, J. W. (2001). Physical activity guidelines for children and adolescents. *Sports Medicine*, *31*(8), 617–627.
- Twomey, D. M., Finch, C. F., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., y Doyle, T. L. A. (2012). Ground hardness and injury in community level Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *15*(4), 305–310. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.12.003>
- Valiant, G. A. (1990). Transmission and attenuation of heelstrike accelerations. En *Biomechanics of distance running* (pp. 225–247). Champaign, IL: Human Kinetics.
- van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., y Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in

- long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469–480; discussion 480. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033548>
- Van Ginckel, A., Thijs, Y., Hesar, N. G. Z., Mahieu, N., De Clercq, D., Roosen, P., y Witvrouw, E. (2009). Intrinsic gait-related risk factors for Achilles tendinopathy in novice runners: A prospective study. *Gait & Posture*, 29(3), 387–391. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.058>
- Vardasca, R., Ring, F., Plassmann, P., y Jones, C. (2012). Thermal symmetry of the upper and lower extremities in healthy subjects. *Thermology International*, 22(2), 53–60.
- Vardasca, Ricardo, y Simoes, R. (2013). Current Issues in Medical Thermography. En *Topics in Medical Image Processing and Computational Vision* (pp. 223–237). Springer, Dordrecht. https://doi.org/10.1007/978-94-007-0726-9_12
- Vargas, J. V. C., Brioschi, M. L., Dias, F. G., Parolin, M. B., Mulinari-Brenner, F. A., Ordonez, J. C., y Colman, D. (2009). Normalized methodology for medical infrared imaging. *Infrared Physics & Technology*, 52(1), 42–47. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2008.11.003>
- Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J., y Isakov, E. (1998). Shock transmission and fatigue in human running. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 300–311.
- Vernillo, G., Savoldelli, A., Zignoli, A., Skafidas, S., Fornasiero, A., Torre, A. L., Bortolan, L., Pellegrini, B. y Schena, F. (2015). Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *Journal of Sports Sciences*, 33(19), 1998–2005. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1022870>
- Voloshin, A. S., Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system -- effect of fatigue. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(7), 515–520.
- Vuillemin, A., Boini, S., Bertrais, S., Tessier, S., Oppert, J.-M., Hercberg, S., Guillermin, F. y Briançon, S. (2005). Leisure time physical activity and health-related quality of life. *Preventive Medicine*, 41(2), 562–569.
- Wahmkow, G., Cassel, M., Mayer, F., y Baur, H. (2017). Effects of different medial arch support heights on rearfoot kinematics. *PLOS ONE*, 12(3), e0172334. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0172334>
- Wakeling, J. M., Pascual, S. A., y Nigg, B. M. (2002). Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(9), 1529–1532. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000027714.70099.08>
- Warburton, D. E. R., Nicol, C. W., y Bredin, S. S. D. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal*, 174(6), 801–809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- Wegener, C., Burns, J., y Penkala, S. (2008). Effect of neutral-cushioned running shoes on plantar pressure loading and comfort in athletes with cavus feet: a crossover randomized

- controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(11), 2139–2146. <https://doi.org/10.1177/0363546508318191>
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240. <https://doi.org/10.1519/15184.1>
- Weist, R. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *American Journal of Sports Medicine*, 32(8), 1893–1898. <https://doi.org/10.1177/0363546504265191>
- Weist, Roger, Eils, E., y Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(8), 1893–1898.
- Werd, M. B., y Knight, E. L. (2010). *Athletic footwear and orthoses in sports medicine*. Springer. Retrieved from <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-319-52136-7.pdf>
- Weyand, P. G., Sandell, R. F., Prime, D. N. L., y Bundle, M. W. (2010). The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 108(4), 950–961. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00947.2009>
- Wiesler, E. R., Hunter, D. M., Martin, D. F., Curl, W. W., y Hoen, H. (1996). Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 754–757. <https://doi.org/10.1177/036354659602400609>
- Willems, T. M., De Ridder, R., y Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*, 35(3), 405–409. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.362>
- Williams, D. S., Davis, I. M., y Baitch, S. P. (2003). Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(12), 2060–2068.
- Williams, K. R., y Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 63(3), 1236–1245. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.3.1236>
- Willson, J. D., y Kernozek, T. W. (1999). Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(12), 1828–1833.
- Wilson, M. G., Ellison, G. M., y Cable, N. T. (2016). Basic science behind the cardiovascular benefits of exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 50(2), 93–99. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-306596rep>
- Windle, C., Gregory, S., y Dixon, S. (1999). The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait & Posture*, 9(1), 31–37.

- Withnall, R., Eastaugh, J., y Freemantle, N. (2006). Do shock absorbing insoles in recruits undertaking high levels of physical activity reduce lower limb injury? A randomized controlled trial. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 99(1), 32–37. <https://doi.org/10.1258/jrsm.99.1.32>
- Worp, M. P. van der, Haaf, D. S. M. ten, Cingel, R. van, Wijer, A. de, Sanden, M. W. G. N. der, y Staal, J. B. (2015). Injuries in Runners; A Systematic Review on Risk Factors and Sex Differences. *PLOS ONE*, 10(2), e0114937. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114937>
- Yavuz, M., Brem, R. W., Davis, B. L., Patel, J., Osbourne, A., Matassini, M. R., Wood, D. A. y Nwokolo, I. O. (2014). Temperature as a predictive tool for plantar triaxial loading. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3767–3770. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.09.028>
- Yung-Hui, L., y Wei-Hsien, H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355–362. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.11.001>
- Zadpoor, A. A., Asadi Nikooyan, A., y Reza Arshi, A. (2007). A model-based parametric study of impact force during running. *Journal of Biomechanics*, 40(9), 2012–2021. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.016>
- Zadpoor, A. A., y Nikooyan, A. A. (2010). Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 186–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.028>
- Zaproudina, N., Varmavuo, V., Airaksinen, O., y Närhi, M. (2008). Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals. *Physiological Measurement*, 29(4), 515. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/29/4/007>
- Zifchock, R. A., Davis, I., y Hamill, J. (2006). Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2792–2797. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.003>

ANEXOS



ANEXOS

Anexo I.- Cuestionario online para reclutar a los corredores

Estudio Plantillas

*Obligatorio

1. Apellidos, Nombre *

2. Fecha de Nacimiento *

dd/mm/aaaa

3. Género *

Marca solo un óvalo.

Femenino

Masculino

4. e-mail *

5. Disponibilidad horaria para la realización de los test *

6. ¿Cuál es tu especialidad deportiva? *

7. ¿Cuántos años de experiencia tienes en la carrera? *

8. ¿Cuántos km semanales realizas de media en carrera? *

9. ¿Cuál fue tu tiempo en la última 10K que corriste? *

En caso de no correr 10K indica la última prueba que corriste y tu tiempo

10. ¿Has sufrido alguna lesión en las extremidades inferiores? *

En caso afirmativo indica la lesión y hace cuánto tiempo la sufriste

11. ¿Llevas o has llevado plantillas? *

12. Talla de pie *

13. ¿Cuál es tu tipo de pie? *

Marca solo un óvalo.

- Plano
- Normal
- Cavo
- No Sabe

14. ¿Cuál es tu tipo de pisada? *

Marca solo un óvalo.

- Hiperpronador
- Pronador neutro
- Supinador
- No Sabe

15. ¿Cuál es tu pierna dominante? *

Marca solo un óvalo.

- Derecha
- Izquierda
- Soy Ambidiestro/a

Anexo II.- Hoja de consentimiento informado para los participantes



DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Estudio de las variables biomecánicas en la carrera con soportes plantares

INFORMACIÓN

El Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte (GIBD) de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Valencia) está desarrollando un proyecto relacionado con el uso de soportes plantares en la biomecánica durante la carrera.

El estudio está basado en una serie de tests realizados sobre cinta rodante donde se evaluará el efecto del uso de estos soportes sobre el corredor. El participante deberá entrenar durante una semana con los soportes que le sean asignados (periodo de adaptación) antes de cada sesión de laboratorio.

Constará de 4 pruebas. La primera prueba se llevará a cabo en la pista exterior de la FCAFE (Universidad de Valencia) y las otras 3 se realizarán en el laboratorio de Biomecánica de la FCAFE (Universidad de Valencia), ubicado en la planta baja del Aulario V, c/ Gascó Oliag, 3, de Valencia. El tiempo estimado de la primera prueba será de unos 20 minutos y el de las 3 sesiones de laboratorio será de de unos 70 minutos aproximadamente.

RIESGOS

Las pruebas implican una demanda física relativa a:

- Realizar un test de 5 minutos a la máxima velocidad posible.
- Realizar 3 pruebas de carrera continua en días diferentes con un requerimiento físico moderado/alto.

De igual forma, puede existir algún tipo de molestia relacionada con el soporte plantar, que deberá ser informado con la mayor brevedad posible.

CONFIDENCIALIDAD

Los datos personales que se le solicitan para participar en este proyecto, serán tratados siguiendo los principios de confidencialidad de acuerdo con la ley 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal y complementada por la ley 41/2002 del 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. En ninguno de los informes del estudio aparecerá su nombre, y su identidad no será revelada a persona alguna salvo para cumplir los fines del estudio y en el caso de urgencia médica o requerimiento legal. Los datos personales de los voluntarios serán recogidos en el estudio pero no serán publicados en ningún informe, memoria o artículo. Los datos serán confidenciales y estarán controlados exclusivamente por miembros del equipo de investigación.

CONTACTO

Para cualquier consulta relacionada con el estudio, problemas en el test, cambio de cita, etc., pueden llamar al teléfono 676635332 y preguntar por Dña. Marina Gil (Personal investigador del G.I.B.D. responsable del proyecto).

PARTICIPACIÓN

Su participación en este estudio es voluntaria y, por tanto, puede comunicar su deseo de no continuar en cualquier momento. Se obsequiará con los 2 pares de plantillas empleadas en el estudio, a aquellos participantes que finalicen todas las pruebas del proyecto de forma completa, así como los entrenamientos que deberán realizar por cuenta propia con los soportes plantares.

CONSENTIMIENTO

Después de leer este documento, declaro que las condiciones expuestas son satisfactorias, que me han explicado la prueba con claridad y contestado mis dudas, y declaro mi disposición a participar en este estudio.

En Valencia, a ____ de _____ de 2015

Fdo:

Nombre y Apellidos _____ DNI _____

Anexo III.- Informe favorable del comité de ética



D. Francesc Francés Bozal, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública, Ciencias de la Alimentación, Toxicología y Medicina Legal, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 23 de abril de 2015, una vez estudiado el proyecto de Investigación titulado: *"Valoración biomecánica de soportes plantares prefabricados y personalizados durante la carrera"*, número de procedimiento H1427706182089, cuyo responsable es D. Pedro Pérez Soriano, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a veintisiete de abril de dos mil quince.



A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Pérez', is written over the seal.

Anexo IV.- Escala visual analógica para medir la percepción de confort

Participante nº _____
Plantilla: _____

Rojo: Pre carrera
Azul: Post carrera

Fecha: _____

1	Confort General	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
2	Amortiguación Talón	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
3	Amortiguación Antepié	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
4	Control medio-lateral	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
5	Altura del Arco	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
6	Ajuste del Talón	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
7	Anchura parte Talón	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
8	Anchura parte Antepié	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
9	Longitud Zapatilla	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
10	Temperatura del pie	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable
11	Humedad del pie	_____	_____
		Nada confortable	Mejor confort imaginable

