



VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

 Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport

Departamento de Educación Física y Deportiva

Programa de Doctorado en Actividad Física y Deporte

Análisis de la respuesta biomecánica, percepción del esfuerzo y confort en función del soporte plantar: termoconformable vs control durante un test de carrera prolongada en atletas recreativos

Tesis doctoral presentada por:

Lara María Requena Bueno

Dirigida por:

Dr. Pedro Pérez Soriano

Dr. Alberto Encarnación Martínez

Valencia, Septiembre de 2020

INFORME DIRECTORES PARA EL DEPÓSITO DE TESIS

D. Pedro Pérez Soriano, Doctor en Educación Física y Profesor Titular del Dpto. de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

D. Alberto Encarnación Martínez, Doctor en Educación Física y Profesor Ayudante Doctor en el Dpto. de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

Directores/as de la tesis doctoral de **Dña. Lara María Requena Bueno**, titulada *“Análisis de la respuesta biomecánica, percepción del esfuerzo y confort en función del soporte plantar: termoconformable vs control durante un test de carrera prolongada en atletas recreativos”*, emiten informe **FAVORABLE** para la realización del depósito y la defensa de la tesis y dan su visto bueno a la propuesta de expertos presentada.

Valencia, a 4 de junio de 2020

Fdo.: Alberto Encarnación Martínez
Director

Fdo.: Pedro Pérez Soriano
Director

A todos los que habéis formado parte del camino

AGRADECIMIENTOS

El proceso de realización de la presente tesis doctoral ha supuesto para mí un gran reto, no solo académico, sino también personal. Ha sido un camino largo, sacrificado y de grandes esfuerzos, en el que afortunadamente han caminado a mi lado diferentes personas e instituciones, a las cuales me gustaría agradecer su apoyo y colaboración:

En primer lugar, me gustaría agradecer al Instituto Tecnológico Textil (AITEEX), en colaboración con el Grupo Morón (Antonio Morón de Blas, SL.), la aportación de los soportes plantares utilizados en la investigación, así como la disposición de algunos equipos de medición y materiales.

A la Universitat de València y a la Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport por todos los años de formación que me han brindado, por el cómodo acceso al material e instalaciones, al igual que la profesionalidad de todo el personal docente y de administración.

A mis directores de tesis, el Dr. Pedro Pérez Soriano, por haber sido un referente desde mis inicios en el mundo de las ciencias del deporte y la actividad física y por despertar en mí el interés por la biomecánica deportiva. Por la gran generosidad como profesional y como persona, así como la confianza y estima que me ha demostrado siempre, y por supuesto, por guiarme y acompañarme con tanta dedicación durante este bonito camino de aprendizajes. Y, el Dr. Alberto Encarnación Martínez, por hacerme ver siempre el lado positivo de las cosas, por motivarme y aconsejarme, por su incansable insistencia en enseñarme todo lo necesario y más, por la profesionalidad y cercanía demostrada, y también por la confianza depositada en mi desde el principio. No podría haber tenido mejores mentores, gracias, a los dos, de corazón.

A mis compañeros/as y amigos/as del GIBD (Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte) con quienes he compartido buenos y mejores momentos, tanto dentro como fuera del laboratorio. A Irene, Marina y Priego, por su infinita paciencia conmigo, por haberme enseñado prácticamente desde cero el mundo de la investigación, por el gran entusiasmo contagioso que han demostrado siempre por lo que hacemos y por supuesto, por aconsejarme, guiarme y ayudarme incansablemente en todo de la manera más desinteresada y bondadosa posible. A Inma, por impulsar este proyecto desde la parte empresarial, por su entera disposición y por regalarme grandes

momentos en todos los congresos que hemos compartido. A Rober, por haber demostrado ser un gran compañero y estar siempre dispuesto a ayudarme. También, a aquellos compañeros/as que pasaron por el Grupo dejando las aportaciones que tanto me han ayudado, así como a todos los componentes que empiezan a formar parte del mismo. A todos vosotros/as, os estaré eternamente agradecida.

También me gustaría agradecer enormemente a los corredores y corredoras su participación desinteresada en este estudio, sin su colaboración, la realización de esta investigación no habría sido posible.

Por último, quería dar las gracias a mis amigos/as, por su apoyo, su ánimo y por haberme sabido sostener en los momentos más difíciles. También a Andrea, por su paciencia, y por apoyarme siempre de manera incondicional. Y, por supuesto, a mi familia, mis padres y mi hermano, quienes se han sacrificado toda la vida para ofrecerme lo mejor, por su apoyo absoluto en todos mis proyectos, por su confianza ciega y por su infinita paciencia. Soy quien soy gracias a ellos.

A todos/as los que me habéis acompañado en el camino:

¡MUCHAS GRACIAS!

APORTACIÓN CIENTÍFICA DE LA PRESENTE TESIS	V
RESUMEN	IX
ÍNDICE DE TABLAS.....	XI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIII
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	XVII
1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. LA CARRERA	3
1.1.1. Antecedentes y actualidad de la carrera	3
1.1.2. Categorías de la carrera	6
1.1.3. Técnica de carrera	8
1.1.5. Epidemiología y lesiones en la carrera.....	12
1.2. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA CARRERA.....	17
1.2.1. Parámetros biomecánicos	18
1.2.1.1. <i>Análisis de parámetros espacio-temporales</i>	18
1.2.1.2. <i>Análisis de impactos de aceleración</i>	19
1.2.1.3. <i>Análisis de la temperatura superficial plantar</i>	23
1.2.1.4. <i>Análisis de la presión plantar</i>	25
1.2.1.5. <i>Análisis de la percepción del confort</i>	28
1.2.2. La carrera en cinta ergométrica.....	33
1.3. LOS SOPORTES PLANTARES	36
1.3.1. Aplicaciones de los soportes plantares	36
1.3.1.1. <i>Mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones</i>	36
1.3.1.2. <i>Mecanismo de mejora del rendimiento deportivo</i>	37
1.3.2. Tipos y clasificación de soportes plantares	39
1.3.3. Analisis biomecánico de la carrera con soportes plantares	43
1.3.3.1. <i>Efectos de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales</i> 43	
1.3.3.2. <i>Efectos de los soportes plantares en los impactos de aceleración</i>	44
1.3.3.3. <i>Efectos de los soportes plantares en la temperatura superficial plantar</i> 46	
1.3.3.4. <i>Efectos de los soportes plantares en la presión plantar</i>	48
1.3.3.5. <i>Efectos de los soportes plantares en la percepción del confort</i>	50
1.4. LA FATIGA: RELEVANCIA EN LA CARRERA	52
1.4.1. Conceptualización y clasificación.....	52

1.4.2. Análisis biomecánico de la carrera en fatiga	56
1.4.2.1. Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales	56
1.4.2.2. Efecto de la fatiga en los impactos de aceleración	57
1.4.2.3. Efecto de la fatiga en la temperatura superficial plantar.....	57
1.4.2.4. Efecto de la fatiga en la presión plantar.....	58
1.4.3. Protocolos y sistemas de medición de fatiga	60
2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	65
3. METODOLOGÍA	71
3.1. DISEÑO EXPERIMENTAL	71
3.1.1. Participantes.....	71
3.1.2. Condiciones del estudio.....	72
3.1.3. Protocolo.....	73
3.1.4. Protocolo específico de laboratorio.....	76
3.1.5. Especificaciones del protocolo	80
3.2. ANÁLISIS DE LA PERCEPCIÓN DE ESFUERZO	82
3.2.1. Equipamiento	82
3.2.2. Procedimiento	82
3.2.3. Análisis de datos	83
3.3. ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES	84
3.3.1. Equipamiento	84
3.3.2. Procedimiento	85
3.3.3. Análisis de datos	85
3.4. ANÁLISIS DE LOS IMPACTOS DE ACELERACIÓN.....	87
3.4.1. Equipamiento	87
3.4.2. Procedimiento	87
3.4.3. Análisis de datos	88
3.5. ANÁLISIS DE LA TEMPERATURA SUPERFICIAL PLANTAR.....	91
3.5.1. Equipamiento	91
3.5.2. Procedimiento	91
3.5.3. Análisis de datos	92
3.6. ANÁLISIS DE LA PRESIÓN PLANTAR.....	95
3.6.1. Equipamiento	95
3.6.2. Procedimiento	96

3.6.3. Análisis de datos	97
3.7. ANÁLISIS DEL CONFORT	99
3.7.1. Equipamiento	99
3.7.2. Procedimiento	99
3.7.3 Análisis de datos	100
3.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	101
4. RESULTADOS	105
4.1. ANÁLISIS DE LA PERCEPCIÓN DEL ESFUERZO	105
4.2. ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES	108
4.3. ANÁLISIS DE LOS IMPACTOS DE ACELERACIÓN.....	112
4.4. ANÁLISIS DE LA TEMPERATURA SUPERFICIAL PLANTAR.....	115
4.5. ANÁLISIS DE LA PRESIÓN PLANTAR.....	121
4.6. ANÁLISIS DEL CONFORT	127
5. DISCUSIÓN	131
5.1. ANÁLISIS DE LA PERCEPCIÓN DEL ESFUERZO	132
5.2. ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES	136
5.3. ANÁLISIS DE LOS IMPACTOS DE ACELERACIÓN.....	141
5.4. ANÁLISIS DE LA TEMPERATURA SUPERFICIAL PLANTAR.....	147
5.5. ANÁLISIS DE LA PRESIÓN PLANTAR.....	151
5.6. ANÁLISIS DE LA PERCEPCIÓN DEL CONFORT	157
5.7. DISCUSIÓN GENERAL	161
5.8. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	165
6. CONCLUSIONES.....	169
6.1. CONCLUSIONES DEL ESTUDIO.....	169
6.2. CONFLICTO DE INTERESES	172
7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	175
8. APLICACIONES PRÁCTICAS.....	179
9. REREFENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	183
10. ANEXOS	223

APORTACIÓN CIENTÍFICA DE LA PRESENTE TESIS

Congresos:

1.  **Comunicación oral internacional:** Requena-Bueno, L., Jimenez-Perez, I., Aparicio-Aparicio, I., Blanes-Company, M., Llopis, J., Pérez-Soriano, P. (2018). Análisis termográfico de un nuevo prototipo de soporte plantar prefabricado termoconformable durante la carrera. X Congreso internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte (AECCD), A Coruña (España).
2.  **Comunicación oral internacional:** Requena-Bueno, L., Jimenez-Perez, I., Aparicio-Aparicio, I., Priego-Quesada, J.I., Gil-Calvo, M., Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P. (2019). Analysis of foot skin temperature and thermal comfort perception of a thermoformable prefabricated insole during running. 24th Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Prague (Czech Republic).
3.  **Comunicación oral internacional:** Requena-Bueno, L., Jimenez-Perez, I., Aparicio-Aparicio, I., Priego-Quesada, J.I., Gil-Calvo, M., Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P. (2019). Analysis of foot skin temperature in women during thermoformable prefabricated insole running. Congress of International Association of Physical Education and Sport for Girls and Women (IAPESGW), Madrid (España).
4.  **Comunicación oral nacional:** Requena-Bueno, L., Jimenez-Perez, I., Aparicio, I., Blanes, M., Priego-Quesada, J.I., Encarnación-Martínez, A., Gil-Calvo, M. y Pérez-Soriano, P. (2019). Efectos de un soporte plantar prefabricado termoconformable sobre los impactos de aceleración y parámetros de percepción durante la carrera. XLII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales (SIBB), Madrid (España).

Artículo científico:

1. Requena-Bueno, L., Priego-Quesada, J.I. Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M. y Pérez-Soriano, P. (Accepted-Non Publish) Validation of ThermoHuman automatic thermographic software for assessing foot. *Journal of Thermal Biology*.

RESUMEN

RESUMEN

En las últimas décadas se ha incrementado el número de corredores/as recreativos/as y competitivos/as en todo el mundo debido a los numerosos beneficios que conlleva la carrera a nivel físico, psicológico y social. Sin embargo, este incremento también ha supuesto un aumento en la incidencia de lesiones en las extremidades inferiores. Entre las estrategias empleadas por los corredores/as para reducir la incidencia de lesiones durante la carrera está la utilización de soportes plantares. Además de los soportes prefabricados genéricos y los personalizados, surgen nuevos soportes como los termoconformables, los cuales pueden adaptarse a la ergonomía del pie calentándose por el propio usuario con un microondas convencional. No obstante, la evidencia científica sobre sus efectos en determinados parámetros biomecánicos durante la carrera prolongada es escasa. En consecuencia, el objetivo del presente estudio fue evaluar el efecto de un soporte plantar termoconformable en la biomecánica de la carrera durante 30 minutos de carrera.

Treinta corredores/as recreativos sanos (20 hombres y 10 mujeres) participaron en tres pruebas: un test de campo para determinar la velocidad aeróbica máxima (VAM) e individualizar la velocidad para las dos siguientes pruebas y, dos pruebas de laboratorio: con el soporte plantar original de las zapatillas y con el soporte plantar termoconformable. Ambas pruebas, consistieron en una carrera de 30 minutos en cinta ergométrica al 80% de su VAM, con un calentamiento previo y progresivo de 6 minutos. Los participantes realizaron un periodo de adaptación de tres semanas con el soporte termoconformable. Se analizaron diferentes parámetros biomecánicos en relación a la percepción del esfuerzo, parámetros espacio-temporales, impactos de aceleración, temperatura superficial plantar, presión plantar y percepción del confort.

Las conclusiones más relevantes de la presente investigación muestran que la percepción del esfuerzo, los parámetros espacio-temporales y los impactos de aceleración no se alteraron por el uso del soporte termoconformable, aumentando la presión plantar (42%) en la zona medial del pie. Además, con el soporte termoconformable la temperatura superficial plantar obtuvo menores incrementos de temperatura (23%) y, la percepción de confort mostró valores más altos (9%) en la temperatura y humedad. El efecto de la carrera prolongada permitió un incremento de la percepción del esfuerzo (19%) de manera similar en ambas condiciones de soporte plantar y de la temperatura superficial plantar (25%), aunque con mejores resultados con el uso del soporte termoconformable.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Participación a lo largo de los años en diferentes carreras de maratón	7
Tabla 2. Porcentaje de lesiones por sobreuso más frecuentes en corredores/as	13
Tabla 3. Estudios que han utilizado la escala visual analógica.	31
Tabla 4. Clasificación y características básicas de los soportes plantares según la rigidez	39
Tabla 5. Clasificación y características básicas de los soportes plantares según el método de fabricación	40
Tabla 6. Clasificación y características básicas de los soportes plantares según la finalidad de uso.....	40
Tabla 7. Características de los participantes del estudio	72
Tabla 8. Soportes plantares utilizados en el estudio	73
Tabla 9. Variables de percepción de esfuerzo y fatiga analizadas en el estudio	83
Tabla 10. Variables espacio-temporales analizadas en el estudio	86
Tabla 11. Variables analizadas en los impactos de aceleración	90
Tabla 12. Variables analizadas en el análisis de la temperatura superficial plantar.	94
Tabla 13. Variables analizadas en la presión plantar.	98
Tabla 14. Variables analizadas en la percepción del confort	100
Tabla 15. Anova de medidas repetidas: definición de los factores y niveles para cada variable dependiente de cada área de estudio	102
Tabla 16. Percepción del esfuerzo en ambas condiciones de soporte plantar	105
Tabla 17. Frecuencia cardíaca en ambas condiciones de soporte plantar	106
Tabla 18. Efecto en los parámetros espacio-temporales en ambas condiciones de soporte plantar.....	109
Tabla 19. Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales en ambas condiciones de soporte plantar.....	111
Tabla 20. Efecto en los impactos de aceleración en ambas condiciones de soporte plantar	112
Tabla 21. Temperaturas absolutas en ambas condiciones de soporte plantar en el momento pre de carrera.....	116
Tabla 22. Temperaturas absolutas en ambas condiciones de soporte plantar en el momento post de carrera	118
Tabla 23. Variación de temperatura en ambas condiciones de soporte plantar.....	119
Tabla 24. Media de presión máxima en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera	121

Tabla 25. Integral presión-tiempo en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera 123

Tabla 26. Presión relativa en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera..... 125

Tabla 27. Presión relativa antes y después de la carrera en ambas condiciones de soporte plantar..... 126

Tabla 28. Percepción de confort en ambas condiciones de soporte plantar 128

Tabla 29. Resumen de los resultados obtenidos en el estudio..... 161

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Imágenes de un ánfora panatenaica del s.xvi a.c: (A) corredores de la prueba del estadio (dromos) y (B) corredor en posición de salida.....	4
Figura 2. Población española que practicó deporte en el último año según las modalidades más frecuentes	5
Figura 3. Imagen de (A) carrera recreativa y (B) carrera de competición	7
Figura 4. Representación de un paso vs zancada.....	9
Figura 5. Fases del ciclo de carrera.....	10
Figura 6. Fases del ciclo de carrera.....	11
Figura 7. Localización de las lesiones más frecuentes en corredores/as	13
Figura 8. Factores intrínsecos influyentes en las lesiones en la carrera.....	14
Figura 9. Factores extrínsecos influyentes en las lesiones en la carrera	15
Figura 10. Parámetros biomecánicos comunes en el análisis de la carrera.....	17
Figura 11. Composición de un acelerómetro piezoeléctrico	20
Figura 12. Señal del eje vertical de un impacto de tibia durante la carrera	22
Figura 13. Ejemplo de una imagen termografica plantar después de la carrera.....	25
Figura 14. Plataforma de presiones (A) y plantilla instrumentada (B).....	27
Figura 15. Escala visual analógica para el análisis del confort.....	30
Figura 16. Soporte plantar con “wearables”	41
Figura 17. Soporte plantar generador de energía.....	41
Figura 18. Soporte plantar termoconformable.....	42
Figura 19. Efecto de un soporte plantar acolchado vs sin soporte en los impactos de aceleración tibial	45
Figura 20. Pico de aceleración máxima en tibia y cabeza durante la carrera con diferentes soportes	46
Figura 21. Temperaturas absolutas de la planta de los pies en tres condiciones de soporte plantar.....	47
Figura 22. Redistribución de la presión plantar mediante el uso de un soporte plantar	48
Figura 23. Media de presión plantar máxima durante la carrera	49
Figura 24. Principales causas de la aparición de la fatiga en corredores/as.....	53
Figura 25. Efecto de la carrera en condición de descanso vs fatiga sobre la longitud (izquierda) y frecuencia (derecha) de zancada	56
Figura 26. Efecto de la fatiga en la media de presión máxima y la integral presión-tiempo	59

Figura 27. Circuito exterior para la realización del test de campo	74
Figura 28. Ficha control del periodo de adaptación	75
Figura 29. Corredores realizando uno de las pruebas de laboratorio.....	75
Figura 30. Protocolo del estudio.....	76
Figura 31. Protocolo específico de una prueba de laboratorio	78
Figura 32. Test de percepción del esfuerzo (6-20 RPE Borg) y pulsómetro.	82
Figura 33. Sistema de medición óptica Optogait®	84
Figura 34. Colocación sistema Optogait® en la cinta ergométrica.	85
Figura 35. Visualización software parámetros espacio-temporales	86
Figura 36. Equipo de acelerometría:	87
Figura 37. Instrumentación del equipo de acelerometría	88
Figura 38. Correcciones de los datos en el software matlab.	89
Figura 39. Cámara termográfica utilizada en el estudio.	91
Figura 40. Toma de imágenes termográficas	92
Figura 41. Proceso de delimitación de las ROIs.....	93
Figura 42. Sistema de plantillas instrumentadas F-scan®	95
Figura 43. Colocación del sistema de plantillas instrumentadas F-scan®	96
Figura 44. Zonas analizadas en la presión plantar con el software mediante cajas.....	97
Figura 45. Escala visual analógica de 150mm	99
Figura 46. Percepción del esfuerzo en ambas condiciones de soporte plantar.....	106
Figura 47. Frecuencia cardíaca en ambas condiciones de soporte plantar.....	107
Figura 48. Efecto en los parámetros espacio-temporales en ambas condiciones de soporte plantar.....	108
Figura 49. Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales en ambas condiciones de soporte plantar	110
Figura 50. Efecto de la fatiga en los impactos de aceleración en ambas condiciones de soporte plantar	114
Figura 51. Temperaturas absolutas antes y después de la carrera en ambas condiciones de soporte plantar.....	115
Figura 52. Temperaturas absolutas en ambas condiciones de soporte plantar en el momento pre de carrera.....	117
Figura 53. Temperaturas absolutas en ambas condiciones de soporte plantar en el momento post de carrera	118
Figura 54. Variación de temperatura en ambas condiciones de soporte plantar	120

Figura 55. Media de presión máxima en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera 121

Figura 56. Integral presión-tiempo en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera 124

Figura 57. Percepción de confort en ambas condiciones de soporte plantar..... 127

Figura 58. Efectos significativos ($p < 0,05$) del ST respecto SC en los parámetros analizados 153

Figura 59. Efectos significativos ($p < 0,05$) de la carrera en los parámetros de presión plantar..... 154

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ACSM: Colegio americano de Medicina Deportiva (<i>American College of Sport Medicine</i>)	SC: Soporte plantar Control
AL: Arco Lateral	ST: Soporte plantar Termoconformable
AM: Arco Medial	TL: Talón Lateral
CON: Condicion de soporte plantar	TM: Talón Medial
D: Dedos	UVA: Ultravioleta
DT: Desviación Típica	VAM: Velocidad Aeróbica Máxima
ES: Tamaño del efecto (<i>Effect Size</i>)	VAS: Escala Visual Analógica (<i>Visual Analogue Scales</i>)
EVA: etilvinilacetato	VO₂máx: Consumo máximo de oxígeno
GPS: Sistema de posicionamiento global (Global Positioning System)	ΔT: Variaciones de temperatura
H: Hallux	
LED: Diodo emisor de luz (<i>Light-Emitting Diode</i>)	
MC: Metatarso Central	
ML: Metatarso Lateral	
MM: Metatarso Medial	
MOM: Momento de medición	
PC: Planta Completa	
ROI: Región de Interés (<i>Region of interest</i>)	
RPE: Índice de esfuerzo percibido (<i>Rating of Perceived Exertion</i>)	

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. La carrera

Se denomina carrera o carrera a pie a la acción y efecto de correr (Real Academia Española, 2014), y de acuerdo con diferentes autores, se puede definir como la capacidad natural e innata que poseen las personas para desplazarse rápidamente alternando el apoyo de un pie con la suspensión en el aire del otro (Bravo et al., 1994; Razeghi y Batt, 2000). En la carrera a pie, al contrario que en la marcha, desaparece la fase de apoyo bipodal, y aparece la fase aérea o de vuelo entre la sucesión de un pie y otro durante el desplazamiento (Mademli y Morey, 2015).

Más allá de la conceptualización, para una mejor comprensión, resulta necesario profundizar en los diferentes factores que componen, influyen y caracterizan la carrera, también comúnmente conocida como *running* (García Ferrando y Llopis Goig, 2017).

1.1.1. Antecedentes y actualidad de la carrera

En la era primitiva, ya se utilizaba la carrera, la lucha o los lanzamientos como juegos para mejorar las habilidades de caza, mantener la forma física de los miembros del grupo para la defensa o integrar a los jóvenes en sus responsabilidades de adulto, pueblos como los aborígenes australianos o los esquimales dejaron constancia de dichas prácticas (Blanchard y Cheska, 1986). Aunque, es ya en la era micénica, 1.500 años a.C, donde se obtienen evidencias de la práctica regularizada de atletismo, entre otras (pugilato, combate, lanzamiento de jabalina, ...), todas ellas con un fuerte componente religioso, ya que se trataba de juegos fúnebres en honor a personajes ilustres. Homero 800 a.C, dejaría constancia de estas prácticas en la *Ilíada*, cuyo programa, coincidiría básicamente con los posteriores Juegos Olímpicos (Rodríguez, 2000).

Desde la celebración de los primeros Juegos Olímpicos (776 a.C) en Grecia, existieron diversas modalidades de carrera a pie: “dromos” o carrera de un estadio (carrera de 192 metros) (Figura1), “diaulos” o carrera de ida y vuelta (carrera de 380 metros) y “dólicos” o carrera de medio fondo (alrededor de 4600 metros). También hubo otro tipo de carreras con menor carácter atlético y más sentido religioso y folklórico como las “lampadedromíai” o carreras de antorchas que consistían en carreras de relevos, y las “staphylodromíai” o carrera del racimo, las cuales eran carreras de persecución. La prueba de maratón no existió en Grecia como competición atlética, aunque, sí que existieron

atletas que recorrían largas distancias con el fin de llevar información importante y urgente, se les conocía como corredores de un día. La prueba de maratón como tal, no apareció hasta los Juegos Olímpicos modernos (García, 1992).

Figura 1

Imágenes de un ánfora panatenaica del s.XVI a.C: (A) corredores de la prueba del estadio (dromos) y (B) corredor en posición de salida



Nota: Adaptado de *Atletismo* (p. 20), por I. Honillos, 2000, Inde.

Tras la decadencia de los Juegos Olímpicos antiguos, el atletismo y con ello, las carreras a pie, renacen en Inglaterra en los siglos XVIII y XIX, debido a la gran expectación por las carreras de resistencia. A partir de entonces, universidades y escuelas inglesas, como el Rugby College, lograron impulsar dichas prácticas, que, junto con las aportaciones de Pierre de Coubertin, situaron al atletismo, todavía en la actualidad, como principal referencia del movimiento olímpico (Mandell, 1986). En 1861, se creó en Londres la primera entidad oficial “Mincing Lane Athletic” que precedió la formación del “Amateur Athletic Club” en 1866, y que supuso el origen de las primeras federaciones y asociaciones de atletismo. La Federación Catalana en 1918 fue la primera institución oficial de atletismo en España, un año más tarde se formó la Confederación Española de Atletismo para finalmente convertirse en la Real Federación Española de Atletismo en 1939 (Calzada, 1999).

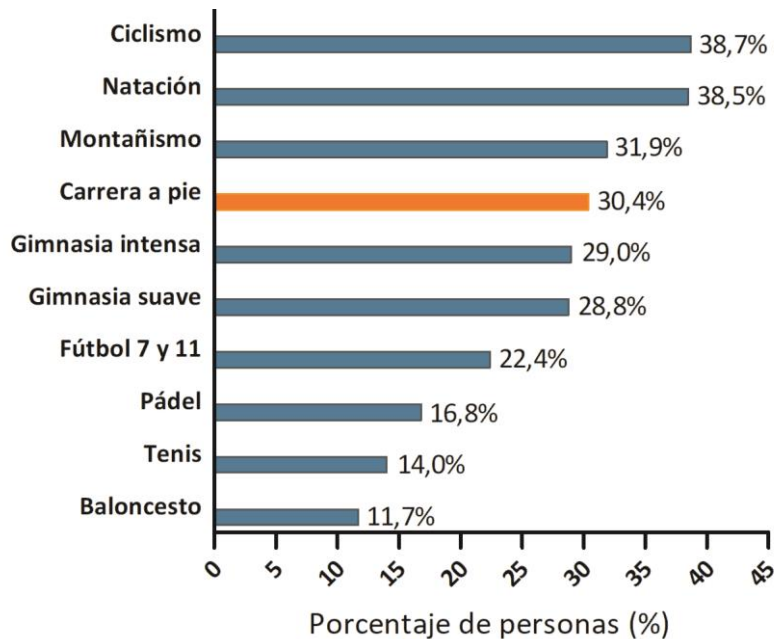
En la actualidad, la carrera se ha convertido en una actividad muy popular a nivel mundial, siendo uno de los deportes (o actividad física recreativa) más practicados debido al incremento en el número de corredores recreativos y de competición (Fredericson y Misra, 2007; Higginson, 2009).

En España, el aumento de la práctica de la carrera a pie se puede evidenciar en los resultados de la encuesta de hábitos deportivos del 2015 (Consejo Superior de Deportes,

2015). Donde la carrera a pie ocupa el cuarto lugar (30,4%) por detrás del ciclismo (38,7%), la natación (38,5%) y el montañismo (31,9%) (Figura 2). En la encuesta realizada en 2010, la carrera a pie ocupaba el quinto lugar (12,9%), lo que supone un incremento del 17,5% con respecto al año 2015 (García-Ferrando y Llopis-Goig, 2011).

Figura 2

Población española que practicó deporte en el último año según las modalidades más frecuentes



Nota: Adaptado de *Encuesta de hábitos deportivos en España 2015*, por Consejo Superior de Deportes, 2015, Ministerio de Cultura y Deporte (<https://www.culturaydeporte.gob.es/>).

Por un lado, este crecimiento en la popularidad y la práctica de la carrera podría explicarse debido a los numerosos beneficios que conlleva dicha actividad en tres niveles: físico, psicológico y social (Estévez-López, Tercedor, y Delgado-Fernández, 2012; Haskell et al., 2007; Kraemer et al., 2002). Y, por otro lado, porque se trata de una actividad a la que se puede acceder de manera fácil, dado que no se precisan de instalaciones específicas para su práctica, es relativamente económica y no se requiere una técnica compleja para el correcto desarrollo de la misma (Abadía et al., 2014; Dinato et al., 2015).

Puntos Clave 

- La carrera ha formado parte de la vida humana desde sus inicios, siendo durante el s.XIX y XX el origen de las primeras organizaciones y federaciones nacionales e internacionales.
 - Actualmente, la carrera es uno de los deportes más practicados en España, debido a su sencillez, bajo coste económico y fácil accesibilidad.
 - La popularidad de la carrera puede explicarse por los beneficios a nivel físico, psicológico y social que conlleva su práctica.
-
-

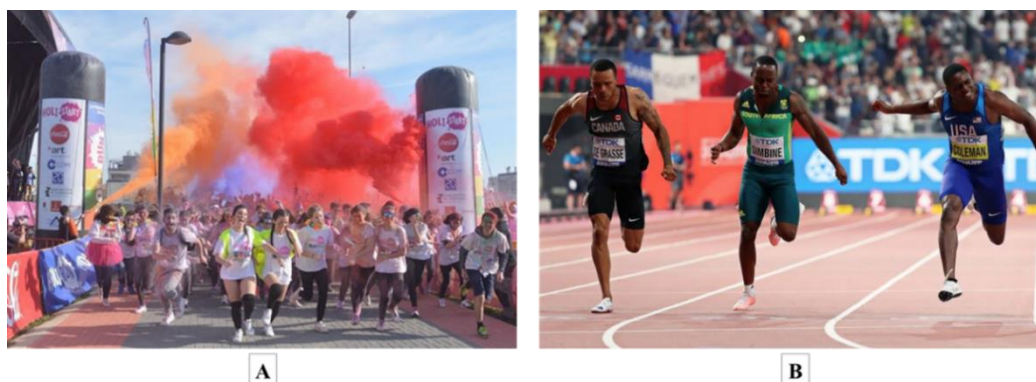
1.1.2. Categorías de la carrera

La carrera a pie contempla a quienes practican el atletismo como actividad principal, a los deportistas que complementan sus entrenamientos y a todas aquellas personas que corren por diversión (Oldani, 2016).

Por ello se pueden distinguir dos tipos de carrera a pie dependiendo del objetivo con el que se practique. Por un lado, la carrera de competición, y por otro lado la carrera recreativa o popular (Figura 3). El corredor/a competitivo se enfoca en seguir un plan de entrenamiento riguroso para mejorar el rendimiento y lograr mejores resultados, generalmente en competiciones oficiales. Sin embargo, el corredor/a recreativo tiene como objetivo mejorar su apariencia física, su estado de salud, estar en forma, aliviar el estrés, y, básicamente, divertirse (García-Ferrando y Llopis-Goig, 2011; Rius 2005).

Figura 3

Imagen de (A) carrera recreativa y (B) carrera de competición



Nota: Adaptado de *Holi Run*, por Mundo Deportivo, 2019 (<https://mundodeportivo.com/>) y *Mundial de atletismo Doha 2019*, por El País, 2019 (<https://elpais.com/deportes/2019/>).

En los últimos años, ha aumentado de manera contundente la participación en los eventos de carreras, tales como los maratones (Tabla 1). En dichas carreras participan simultáneamente corredores recreacionales y de competición. A modo de ejemplo, el maratón de Valencia ha multiplicado por ocho la participación en los últimos nueve años. La abrumante participación en estas competiciones ha obligado a las organizaciones de las mismas a establecer diferentes estrategias para limitar las inscripciones. En el maratón de la ciudad de Nueva York se reserva un porcentaje de los dorsales para sortearlo entre los solicitantes, o en el caso del maratón de Valencia una vez rebasado el límite de inscripciones los solicitantes entran a formar parte de la lista de espera.

Tabla 1

Participación a lo largo de los años en diferentes carreras de maratón

Carrera	Año	Participantes	Año	Participantes	Año	Participantes
Maratón Valencia	2010	3.107	2014	11.348	2019	25.000
Maratón Nueva York	2003	34.400	2014	50.504	2019	52.812
Maratón Tokio	2007	30.870	2015	36.030	2019	38.000

Nota: Adaptado de *Maratón de Valencia*, 2019 (<https://www.valenciaciudadde RUNNING>); *TCS New York City Marathon*, 2019 (<https://www.nyrr.org/tcsnycmarathon>) y *Tokio Marathon*, 2019 (<https://www.marathon.tokyo>).

Sin embargo, no solo en eventos singulares y concretos ha aumentado la participación en carreras recreativas. Según la información publicada por la “Fundación Deportiva

Municipal” de la ciudad de Valencia (2017), el circuito de carreras populares, que comprende 10 carreras con distancias entre 5.000 y 6.500 metros, ha ido incrementando el número de participantes, de manera que en el año 2005 participaban 550 corredores de media en cada una de las carreras, en el 2015 había una participación de 4.949 corredores/as, y en el 2017 la media de participación por carrera fue de 5.899 corredores/as.

Puntos Clave

- Según el objetivo de quienes lo practican se pueden distinguir dos tipos de carrera: recreativa y de competición.
- En los últimos años se ha incrementado notablemente la participación en las carreras tanto nacionales como internacionales.

1.1.3. Técnica de carrera

El incremento de corredores/as en los distintos eventos y competiciones se puede explicar a partir de los diferentes beneficios que conlleva la práctica de la carrera (Estévez-López et al. 2012; Haskell et al., 2007), así, como al fácil acceso a la misma, entre otros factores, porque para su ejecución se requiere de una técnica aparentemente sencilla (Abadía et al., 2015), dado que, al igual que la marcha, la carrera a pie es una habilidad innata del ser humano. Sin embargo, se trata de una habilidad motriz bastante compleja (García-Verdugo y Landa, 2005). Una técnica adecuada permitirá que un corredor movilice sus extremidades de forma más rápida y segura, mientras una técnica deficiente, disminuirá la eficacia de movimiento, producirá fuerzas de frenado y sobrecarga en músculos y articulaciones, y en consecuencia, aumentará el riesgo de lesión y disminuirá la eficiencia del rendimiento deportivo (Cissik, 2004; García-Verdugo y Landa, 2005).

En este sentido, tanto la carrera como la marcha son habilidades naturales de las personas para desplazarse, que comparten ciertas similitudes: ambas son bipodales y cíclicas. Si bien, por un lado, durante la sucesión de pasos en la marcha, existe un contacto

permanente con el suelo de un pie u otro (Mademli y Morey, 2015; Novacheck, 1998). Por otro lado, la carrera a pie, considerada la forma más rápida de desplazarse para el ser humano, es una sucesión de zancadas impulsoras a partir de apoyos realizados de manera alternada con cada pie (Leboeuf et al., 2006), cambiando el apoyo de un pie con la suspensión en el aire del otro (Bravo et al., 1994).

La carrera a pie se caracteriza por ser una actividad cíclica definida por una sucesión de pasos, donde el paso es considerado la unidad básica (Lacouture et al., 2013). Para una mejor comprensión de estos conceptos es importante esclarecer los términos de paso y zancada (Aguado, 2015; Novacheck, 1998; Perry y Burnfield, 2010) (Figura 4):

- **Paso:** comienza cuando un pie toca el suelo y termina con el contacto en el suelo del otro pie.
- **Zancada:** empieza en el instante de contacto de un pie con el suelo, y termina en el momento inmediatamente anterior a que ese mismo pie vuelva a contactar con el suelo (dos pasos).

Figura 4

Representación de un paso vs zancada



Nota: Adaptado de “Gait Analysis: Normal and Pathological Function” (p.353), por J. Perry y J.F. Burnfield, 2010, *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2).

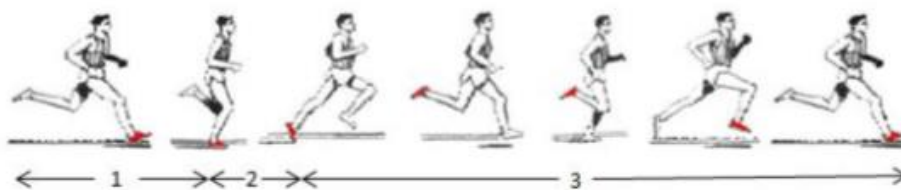
Se pueden encontrar diferentes clasificaciones del ciclo de carrera según los autores. Una de las más populares, es la propuesta por Hay (1993), la cual divide el ciclo de carrera en tres fases (Figura 5):

- **Fase de apoyo (1):** Se inicia con el contacto del pie en el suelo y acaba cuando el centro de gravedad del corredor pasa por delante del mismo. Se produce una desaceleración de la velocidad horizontal y también, desciende el centro de gravedad.

- **Fase impulsora (2):** Se inicia al final de la fase de apoyo y termina cuando el pie se despega del suelo. Se produce una aceleración horizontal y asciende el centro de gravedad.
- **Fase de recuperación (3):** Momento en que el pie despega del suelo y avanza para tocar el suelo nuevamente.

Figura 5

Fases del ciclo de carrera



Nota: Adaptado de *The biomechanics of sports techniques* (p.397), por J. Hay, 1993, Prentice-Hall.

Sin embargo, la mayoría de la literatura divide el ciclo de carrera en dos fases: fase de apoyo (estando el pie en contacto con el suelo) y fase de oscilación o vuelo (cuando ese mismo pie está en el aire y se prepara para un nuevo contacto). Martin y Coe (2007) dividen la fase de apoyo en contacto del pie, apoyo medio y despegue, y la fase de vuelo, en vuelo hacia adelante y oscilación hacia adelante. Por otro lado, DeVita (1994) defiende que es mejor describir el ciclo empezando por la oscilación.

En definitiva, las dos fases del ciclo de carrera quedan divididas, a su vez, en varios periodos (Dugan y Bhat, 2005; Novacheck, 1998; Ounpuu, 1994; Thordarson, 1997) (Figura 6):

Fase de apoyo:

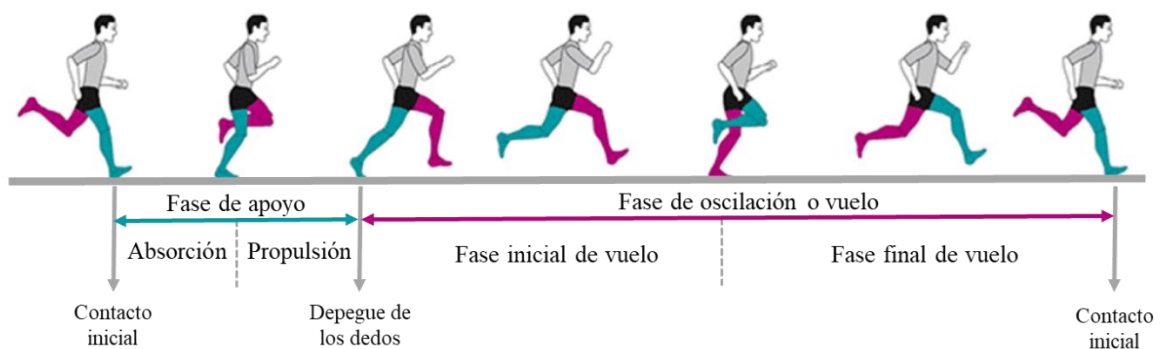
- **Fase de absorción:** se inicia con el contacto inicial del pie con el suelo y finaliza cuando el pie está totalmente apoyado. Se trata de una fase de desaceleración de la velocidad horizontal de la carrera, donde el centro de masas del cuerpo desciende desde su máxima altura.
- **Fase de propulsión:** se inicia cuando el pie está totalmente apoyado y finaliza con el despegue de los dedos del suelo del mismo pie. se trata de una fase de aceleración, donde el centro de masas se propulsa hacia arriba y hacia delante.

Fase de oscilación o vuelo:

- **Fase inicial de vuelo:** se inicia 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.
- **Fase final de vuelo:** se inicial en la mitad de la fase de oscilación y finaliza con el contacto inicial del pie con el suelo.

Figura 6

Fases del ciclo de carrera



Nota: Adaptado de “Running biomechanics” (p.241), por D. B. Thordarson, 1997, *Clinics in Sports Medicine*, 16(2).

A pesar de las diferentes clasificaciones del ciclo de carrera, el gesto técnico es el mismo en todas ellas, considerándose cíclico y predecible.

Puntos Clave

- La carrera es una actividad cíclica y repetitiva, que, a diferencia de la marcha, cuenta con una fase de vuelo.
- En la literatura existen diferentes tipos de clasificaciones y divisiones de las fases del ciclo de carrera. Aunque comúnmente se divide en: fase de apoyo y fase de vuelo.

1.1.5. Epidemiología y lesiones en la carrera

Aunque la práctica de actividad física y ejercicio proporciona muchos beneficios a nivel físico, psicológico y social (Conn, Hafdahl, y Brown, 2009; Ramírez, Vinaccia, y Ramón, 2004; Warburton et al., 2004), debe tenerse en cuenta que dicha práctica también se asocia con un cierto riesgo de padecer lesiones (Foch et al., 2015; Gent et al., 2007).

Paralelamente al incremento de practicantes de la carrera a pie, se ha observado un aumento en la prevalencia de lesiones entre los corredores/as (Hespanhol Junior et al., 2015; Hreljac, 2004; Nigg et al., 2015; Saragiotto et al., 2014; van Gent et al., 2007).

Durante la carrera, el corredor/a contacta con el suelo una media de 600 veces por kilómetro, con fuerzas de entre 1,2 a 4 veces el peso corporal de mismo (Guo et al., 2006; Lieberman et al., 2010). Parte de estas cargas, son atenuadas por las articulaciones y los tejidos blandos del cuerpo, sin embargo, una gran proporción se transmite por el esqueleto (Derrick, 2004; Lafortune, 1991; Mercer et al., 2002). Incluso cuando las cargas son ligeras, la continua repetición (dado que la carrera es cíclica y repetitiva) implica enormes demandas al sistema músculo-esquelético ocasionando así, diferentes lesiones por sobreuso (Derrick, 2004; Francis et al., 2019; Ho et al., 2010; Van der Worp et al., 2015; Weist, Eils, y Rosenbaum, 2004) (Tabla 2). Las lesiones por sobreuso o práctica excesiva, son las que se producen con más frecuencia entre los corredores/as. Este tipo de lesión se puede definir como una lesión del sistema músculo-esquelético que resulta del efecto de la fatiga de una estructura específica combinada con el estrés de un periodo de tiempo prolongado más allá de sus capacidades (Hreljac, 2005; Van der Worp et al., 2015).

Tabla 2

Porcentaje de lesiones por sobreuso más frecuentes en corredores/as

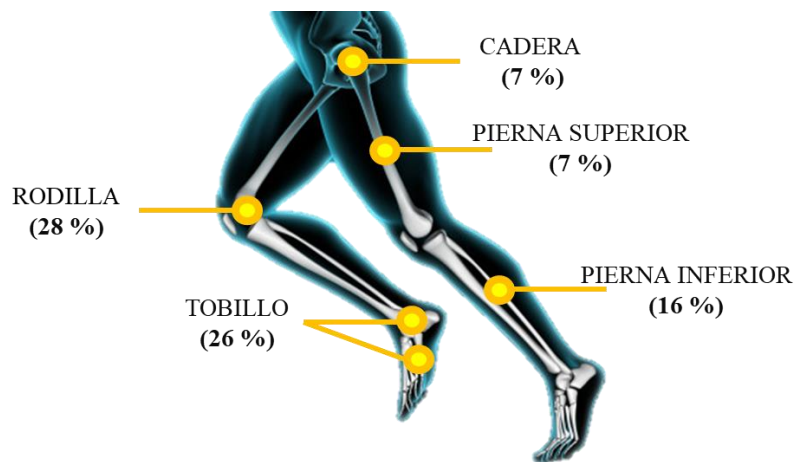
Lesión por sobreuso	% de todas las lesiones
Síndrome de dolor patelofemoral	16,9 %
Tendinitis en el tendón de Aquiles	10,4 %
Síndrome de estrés tibial medial	8 %
Fascitis plantar	7,3 %
Síndrome de la banda iliotibial	5,6 %
Distensión pierna inferior posterior	4,4 %
Lesión de menisco	3,9 %
Fractura por estrés	3,6 %
Tendinitis rotuliana	3,1 %
Lesión glútea	2,7 %

Nota: Adaptado de “The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review” (p.25), por P. Francis, C. Whatman, k. Sheerin, P. Hume, y M.I. Johnson, 2019, *Journal of Sports Science and Medicine*, 18(1).

Atendiendo a la localización anatómica, las lesiones se concentran mayoritariamente (90%) en las extremidades inferiores (Ho et al., 2010; Nagel et al., 2008), siendo la rodilla (28%) y el tobillo-pie (26%) las localizaciones con mayor afección (más de la mitad de todas las lesiones reportadas); mientras que el tercer lugar más común es la pierna inferior (16%) (Francis et al. 2019; Kluitenberg et al., 2015; Lopes et al., 2012) (Figura 7).

Figura 7

Localización de las lesiones más frecuentes en corredores/as

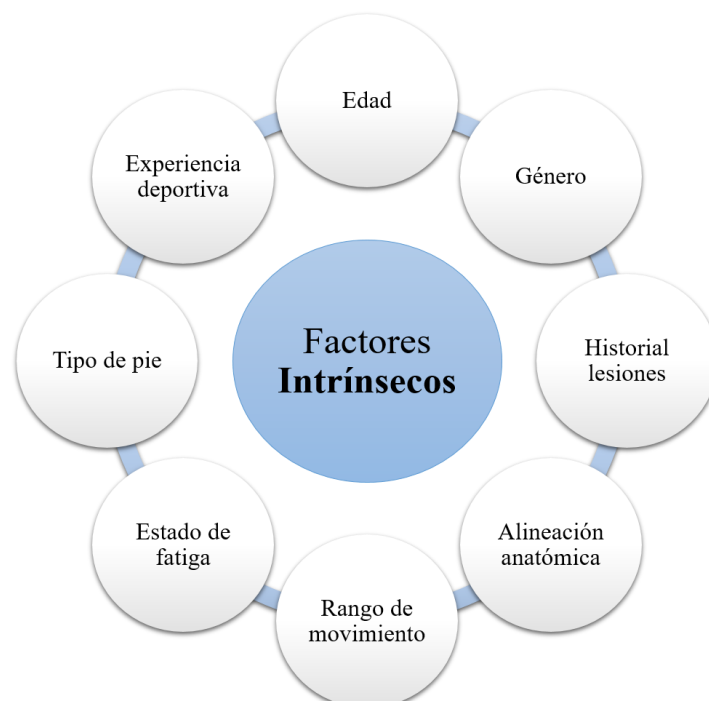


En cuanto a la etiología de las lesiones por sobreuso, la investigación científica no ha podido verificar ni refutar la mayoría de las especulaciones sobre las causas de este tipo de lesiones en la carrera, aunque sí se puede afirmar que es de origen multifactorial (Saragiotto et al., 2014; Willems, De Ridder y Roosen, 2012). Las variables que se han identificado como factores de riesgo para la aparición de lesiones propias de la carrera varían ligeramente de un estudio a otro, pero pueden clasificarse en dos categorías principales: factores intrínsecos y extrínsecos.

- ◊ Los **factores intrínsecos** son los factores genéticos o biológicos individuales de cada corredor/a que afectan a la incidencia de lesiones en la carrera sin posibilidad de ser modificados. Estos factores son la edad, el género, el historial previo de lesiones, el rango de movimiento, el estado de fatiga o debilidad muscular, el tipo de pie o la experiencia deportiva (Figura 8) (Chang, Shih, y Chen, 2012; Cheung y Ng, 2007; Fields et al., 2010; Hespanhol Junior, Pena Costa, y Lopes, 2013; Hespanhol Junior et al., 2015; Taunton et al., 2002; Van Middelkoop et al., 2008).

Figura 8

Factores intrínsecos influyentes en las lesiones en la carrera



- ◊ Los **factores extrínsecos** son aquellos que se relacionan con el medio ambiente y el entorno social, éstos a diferencia de los intrínsecos, sí que pueden ser

modificados con el fin de reducir la prevalencia de lesiones en la carrera. Las variables más características en este tipo de factores pueden ser los errores de entrenamiento, la superficie de entrenamiento, el tipo de calzado y los soportes plantares, entre otros (Figura 9) (Daoud et al., 2012; Fields et al., 2010; Hreljac, 2005; Saragiotto et al., 2014; Van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007; Chang et al., 2012; Escamilla-Martínez et al., 2015; Hespanhol Junior et al., 2015).

Figura 9

Factores extrínsecos influyentes en las lesiones en la carrera



A la vista de los datos expuestos previamente, la prevención de lesiones es un objetivo importante no solo para corredores/as, sino también para los profesionales de la biomecánica, el entrenamiento, la investigación o la medicina. Si bien, ha crecido el interés en el estudio y desarrollo de nuevos métodos para la prevención de lesiones y la mejora del rendimiento deportivo, destacando recomendaciones como la reducción del kilometraje semanal, el desarrollo de programas de fuerza y flexibilidad, y la mejora de la técnica (Chang et al., 2012; Fields et al., 2010; Johnston et al., 2003). Paralelamente, a nivel industrial son cada vez más el número de empresas que elaboran nuevos productos, tecnologías y equipamientos deportivos bajo el prisma de la prevención de lesiones (Dinato et al., 2015; Murphy, Curry, y Matzkin, 2013).

Puntos Clave 

- Durante la carrera se producen cargas entre 1,2 y 4 veces el peso corporal en cada contacto con el suelo, acción que de manera repetida puede conllevar a lesiones por sobreuso.
 - Las lesiones más frecuentes en la carrera se producen en las extremidades inferiores, concretamente en la rodilla y el tobillo-pie.
 - Los factores intrínsecos (edad, género, historial de lesiones, alineación anatómica, rango de movimiento, debilidad muscular, tipo de pie y experiencia deportiva) y los factores extrínsecos (errores de entrenamiento, tipo de superficie y calzado y soportes plantares) tienen influencia en la incidencia de lesiones en la carrera.
-
-

Como se ha observado a lo largo de la presente sección, la carrera ha demostrado ser objeto de estudio, y una de las principales disciplinas que la ha analizado, tanto por sus contribuciones en la mejora del rendimiento deportivo como en la prevención de lesiones, es la biomecánica deportiva, por ello, se desarrollan las principales aportaciones del análisis biomecánico de la carrera en el siguiente apartado.

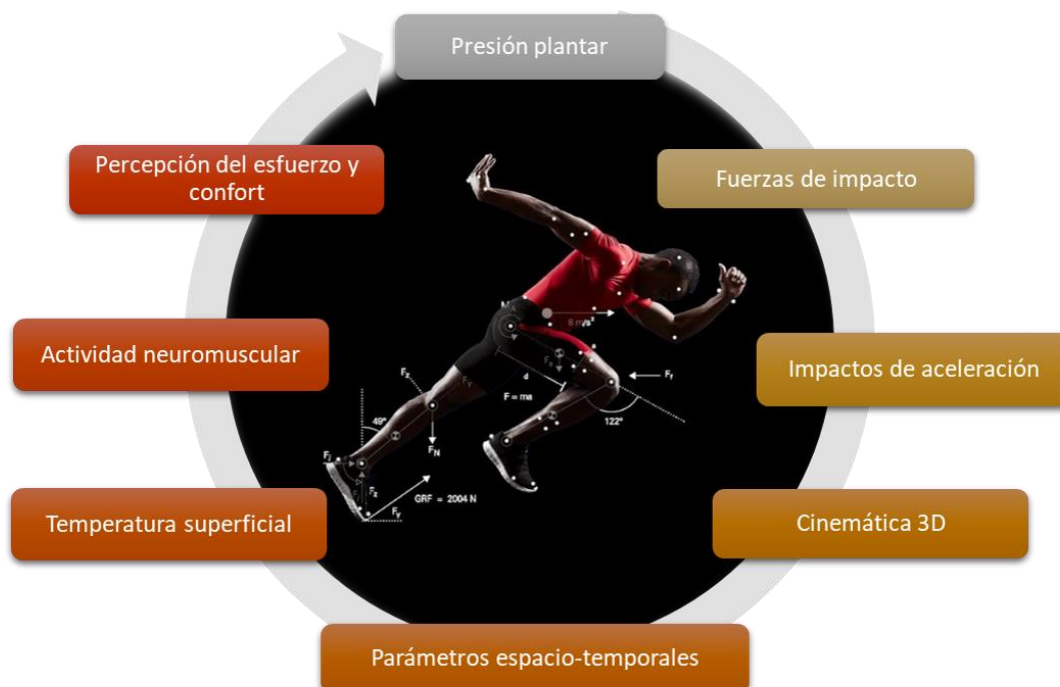
1.2. Análisis biomecánico de la carrera

La carrera es un tipo de actividad física que involucra el movimiento de todo el cuerpo, a partir de la coordinación de las diferentes partes del mismo para su desplazamiento eficiente (Perry y Burnfield, 2010). Si bien, aunque se trata de una actividad que se realiza de forma natural por el ser humano, la carrera implica una interacción compleja y sincronizada de numerosos segmentos, sistemas y estructuras del cuerpo. No obstante, desde el punto de vista biomecánico es posible medir los diferentes parámetros individuales que participan en la acción global de la carrera, y, por lo tanto, tratar de explicar así, como influyen en la prevención y tratamiento de lesiones y en la mejora del rendimiento deportivo.

En este sentido, los parámetros biomecánicos comúnmente más analizados en la carrera se presentan en la Figura 10 (Fourchet et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2019; Reenalda et al., 2019; Rosenbaum, Engl, y Nagel, 2016).

Figura 10

Parámetros biomecánicos comunes en el análisis de la carrera



1.2.1. Parámetros biomecánicos

A continuación, y con el propósito de facilitar la comprensión de la presente investigación, se detallan algunos de los parámetros biomecánicos en la carrera que destacan por su mayor repercusión y evidencia: parámetros espacio-temporales, impactos de aceleración, temperatura superficial plantar, presión plantar y percepción del confort.

1.2.1.1. Análisis de parámetros espacio-temporales

Entre los parámetros espacio-temporales más importantes de la carrera se pueden destacar la **longitud** y la **frecuencia de zancada** (Hay, 1993). Se trata de dos parámetros que están estrechamente relacionados con la técnica de carrera, y que influyen directamente en el gasto metabólico y en la economía de carrera, y por ello, en el rendimiento deportivo y en el riesgo de lesiones en las extremidades inferiores (Williams y Cavanagh, 1987). Los corredores/as, de manera inconsciente y natural, durante la carrera adoptan una combinación de longitud y de frecuencia de zancada óptima que repercute en un menor gasto energético (Cavanagh y Williams, 1982; Hunter y Smith, 2007; Vernillo et al., 2015).

La velocidad con la que corre un atleta es el resultado de la combinación de la longitud y la frecuencia de zancada, de manera que, si un corredor/a aumenta su velocidad, ambos parámetros se modificarán (van Oeveren et al., 2017). Además, en una carrera continua a velocidad constante, si uno de los dos parámetros aumenta, el otro disminuirá, y viceversa (Hanley y Mohan, 2014; Mercer et al., 2002; Seidl, Linke, y Lames, 2017). De manera general, los corredores/as expertos combinan de forma más óptima ambos parámetros en comparación con los principiantes, obteniendo una mejor economía de carrera con incluso un ahorro de hasta 3 ml/kg/km (de Ruiten et al., 2014). Según de Ruiten et al. (2014), los corredores con menos experiencia eligen de manera inconsciente y natural frecuencias de zancada inferiores a la frecuencia óptima, en cuanto al gasto energético se refiere, y los más experimentados escogen frecuencias más altas que los principiantes.

Por otro lado, la velocidad de carrera también afecta a otro parámetro espacio-temporal como el **tiempo de contacto**, definiéndose este como el tiempo que transcurre desde que el pie entra en contacto con el suelo hasta que empieza la fase de vuelo (Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, y García-López, 2014). Según aumenta la velocidad de carrera el tiempo de contacto se ve disminuido, y en este sentido, en una carrera más lenta el tiempo de contacto es mayor (Chapman et al., 2012; Kim, Mirjalili, y Fernandez, 2018; Morin et

al., 2012; Ogueta-Alday et al., 2014). Del mismo modo que ocurre con la longitud y la frecuencia de zancada, el tiempo de contacto también es seleccionado de manera inconsciente y natural por el corredor/a con el objetivo de minimizar el gasto metabólico de su carrera (Cavanagh y Williams, 1982; Hamill, Derrick, y Holt, 1995; Hunter y Smith, 2007). Asimismo, se relaciona un menor tiempo de contacto con una mayor frecuencia de zancada y a su vez, una menor longitud de zancada (Kim et al., 2018).

Según los datos expuestos, las modificaciones en los parámetros espacio-temporales en la carrera pueden resultar en un aumento del gasto metabólico, produciendo mayores demandas aeróbicas, y por tanto una peor economía de carrera (Dutto y Smith, 2002; Hunter y Smith, 2007; Saunders et al., 2004). En este sentido, son diversos los factores que pueden modificar los parámetros espacio-temporales: la velocidad de carrera, el nivel de experiencia de los corredores, la fatiga, la pendiente o el tipo de superficie (García-Pérez et al., 2013; Gómez-Molina et al., 2017; Ogueta-Alday et al., 2014; Vernillo et al., 2015). Pero, también otros factores como la fatiga y los soportes plantares pueden influir en los parámetros espacio-temporales durante la carrera (Gil-Calvo, 2018; Jimenez-Perez, 2019; Lucas-Cuevas, 2016).

1.2.1.2. Análisis de impactos de aceleración

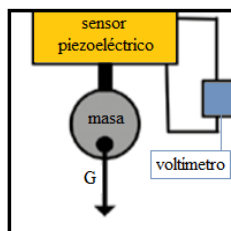
La carrera es una actividad física cíclica y repetitiva, en la cual se producen alrededor de 600 impactos por kilómetro (Guo et al., 2006), lo cual comprendería un total aproximado entre 2500 y 6000 impactos en las distancias más habituales de entrenamiento de los corredores/as recreativos (5-10 km) (Derrick, Dereu, y McLean, 2002).

Los impactos de aceleración son una magnitud derivada que relaciona el cambio de velocidad de un cuerpo y el tiempo en el cual se produce (Aguado, 2015; Pelham, Robinson, y Holt, 2006). Comúnmente, se mide mediante el empleo de acelerómetros unidos al cuerpo, a través de los cuales se calculan las aceleraciones y desaceleraciones de un determinado segmento durante el movimiento (Pérez-Soriano y Llana-Belloch, 2015). Los acelerómetros más comunes suelen ser instrumentos de baja masa, compuestos por uno o varios sensores, comúnmente piezoeléctrico, anclados a un armazón o carcasa, una masa y un voltímetro (Figura 11). Un acelerómetro con un solo sensor piezoeléctrico (uniaxial) únicamente es capaz de registrar las aceleraciones en un eje del espacio, siendo más común la utilización de acelerómetros con tres sensores

(triaxial), ya que permiten registrar las aceleraciones en los tres ejes del espacio (Millán-González y García-Massó, 2018; Pérez-Soriano y Encarnación-Martínez, 2018).

Figura 11

Composición de un acelerómetro piezoeléctrico



Nota: Adaptado de *Aplicación de la acelerometría en la medición de la actividad física, en Metodología y aplicación práctica de la biomecánica deportiva* (p.168), por L. Millán-González y X. García-Massó, 2018, Paidotribo.

Así, con el empleo de acelerómetros para el análisis de los impactos de aceleración, lo que se pretende es cuantificar la magnitud del impacto que es transmitido desde el contacto con el suelo hasta que éste alcanza la cabeza. En este sentido, cada vez que el pie toca el suelo durante la carrera se produce una rápida desaceleración vertical, la cual, produce una onda de choque que se transmite por todo el cuerpo hasta llegar a la cabeza (Cámara y Llana, 2015; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer et al., 2003; Shorten y Winslow, 1992). La onda de choque que se genera tras cada impacto, es atenuada por el cuerpo humano, concretamente mediante el sistema músculo-esquelético, con el fin de proteger a la cabeza de impactos excesivos y por tanto lesivos. (Derrick, Hamill, y Caldwell, 1998; Hamill et al., 1995). Sin embargo, el efecto acumulativo y repetitivo de la carrera podría comprometer al sistema músculo-esquelético, reduciendo su capacidad de absorción de los impactos (Gent et al., 2007; Hreljac, 2004; Mizrahi y Daily, 2012; Nielsen et al., 2014).

Es por este motivo que las localizaciones comúnmente utilizadas para el registro de los impactos de aceleración en carrera sean la tibia y la cabeza (frente) (Chambon et al., 2014a; Chambon et al., 2014b; Coventry et al., 2006; Delgado et al., 2013; García-Pérez et al., 2014; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2002). Cabe destacar que, en la colocación de los acelerómetros se mide con mayor precisión cuando éstos se colocan directamente en el hueso tibial (Lafortune, Henning y Valiant, 1995), pero debido a la naturaleza invasiva de este procedimiento, la mayoría de los estudios utilizan acelerómetros de

superficie, es decir, colocados sobre la piel del corredor (Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano, y Llana-Belloch, 2014; Lucas-Cuevas et al., 2013; Mercer et al., 2003; O'Leary, Vorpahl, y Heiderscheit, 2008). Existiendo diversidad entre los estudios acerca de la colocación proximal o distal del acelerómetro en la tibia (Delgado et al., 2013; Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2014; García-Pérez, 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017).

Por otro lado, existe cierta controversia sobre si las fuerzas de los impactos de aceleración son un factor determinante en la incidencia de lesiones en la carrera. Estudios recientes (Davis, Bowser, y Mullineaux, 2016; Milner et al., 2006; Pohl, Hamill, y Davis, 2009; van der Worp, Vrielink, y Bredeweg, 2016), han mostrado relaciones entre impactos elevados y lesiones como las fracturas por estrés tibial, fascitis plantar o síndrome de dolor patelofemoral (Bowser et al., 2018). No obstante, otros autores cuestionan dicha relación por falta de evidencias concluyentes, debido a la muestra reducida que se ha utilizado en estos estudios (Ferber, 2007; Nigg et al., 2015). Si bien, los impactos de aceleración durante la carrera son altos, pero no extremos (Abt et al., 2011). Ya que, de no ser así habría un mayor porcentaje de lesiones agudas durante la carrera, y sin embargo éstas no son frecuentes (Knobloch, Yoon, y Vogt, 2008). Las lesiones por sobreuso en las extremidades inferiores, según algunos estudios epidemiológicos, son las más recurrentes (Francis et al., 2019; Nigg et al., 2015; van Gent et al., 2007). Por lo tanto, el incremento en el riesgo de lesión en la carrera podría relacionarse, más que con la propia magnitud del impacto, con la manifestación repetida de dichos impactos y con la reducción de la capacidad para la absorción de los mismos por parte del sistema musculoesquelético (Abt et al., 2011; Clinghan et al., 2008; Mizrahi y Daily, 2012).

En lo referente al tratamiento de la señal de los impactos de aceleración, cabe destacar que la gran mayoría de estudios analizan la señal del eje vertical (Dixon, Collop, y Batt, 2000; García-Pérez et al., 2014; O'Leary et al., 2008), y entre las variables más estudiadas destacan el pico de aceleración máxima, la ratio de aceleración y la magnitud de aceleración (Figura 12), junto con la atenuación del impacto (Lucas-Cuevas et al., 2017; Milner et al., 2006; Mizrahi et al., 2000; Pérez-Soriano y Encarnación-Martínez, 2018).

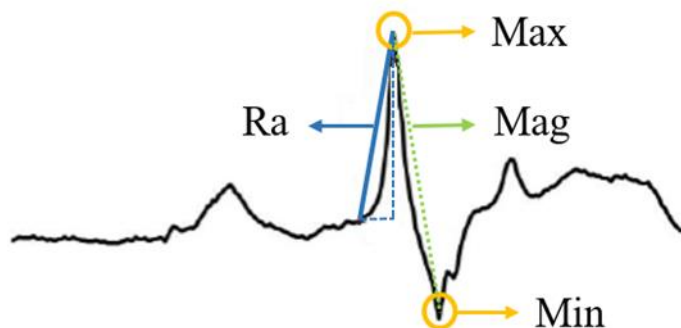
- ◊ **Pico de aceleración máxima:** es el valor máximo de la señal de aceleración, y se trata de la variable más analizada en la literatura (Encarnación-Martínez et al.,

2014; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2013; O'Leary et al., 2008). Se ha sugerido que cuanto más alto es el pico la aceleración observado en un segmento, por ejemplo, la tibia, mayor es el estrés por sobrecarga experimentado en la misma (Clinghan et al., 2008; Milner et al., 2006).

- ◊ **Ratio de aceleración:** es la relación o pendiente entre el pico de aceleración máxima y el tiempo desde el contacto del pie con el suelo hasta dicha aceleración máxima. Un aumento en esta variable se ha asociado con un mayor riesgo de lesiones por sobreuso (Davis, Milner, y Hamill, 2004; Milner et al., 2006).
- ◊ **Magnitud de aceleración:** es la diferencia entre el pico de aceleración máxima y el pico de aceleración mínima. Autores como Van den Berghea et al. (2019) y Encarnación-Martínez et al. (2017) relacionan este parámetro con la velocidad de carrera. Proporciona una medida cuantitativa de la cantidad absoluta de aceleración que se experimenta (Lucas-Cuevas et al., 2015).

Figura 12

Señal del eje vertical de un impacto de tibia durante la carrera



Nota: Pico de aceleración máxima (Max), Ratio de aceleración (Ra), Magnitud de aceleración (Mag) y Pico de aceleración mínima (Min). Adaptado de *Influence of an insole intervention on biomechanical parameters during running with and without fatigue* (p.84), por A.G. Lucas-Cuevas, 2016, Universitat de València.

- ◊ **Atenuación del impacto:** es el porcentaje de aceleración que se ha absorbido entre el impacto recibido en la tibia y el que llega a la cabeza. La atenuación del impacto, es también, junto con el pico de aceleración máxima, uno de los parámetros más analizados en la literatura (Abt et al., 2011; Derrick et al., 1998; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015). En este sentido, cuando se registra un valor elevado de aceleración en la tibia, también se registran a la par

valores mayores de la atenuación del impacto (Derrick et al., 1998; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer et al., 2002).

Por último, aunque los impactos de aceleración son absorbidos por los propios mecanismos del cuerpo humano durante la carrera. Éstos, pueden verse alterados por diferentes factores, como son: la técnica de carrera (Pérez-Soriano et al., 2018), la velocidad (Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002), el patrón de carrera (Derrick, 2004; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2002), los parámetros espacio-temporales (Derrick et al., 2002; Mercer et al., 2003), la superficie y pendiente de carrera (Derrick et al., 1998; Dixon et al., 2000; Hardin, van den Bogert, y Hamill, 2004), la fatiga (Derrick et al., 2002; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998) las zapatillas, y también, como se muestra en siguientes apartados, los soportes plantares (Ferber, 2007; Lucas-Cuevas et al., 2015; O'Leary et al., 2008; TenBroek et al., 2013).

1.2.1.3. Análisis de la temperatura superficial plantar

Durante la carrera se produce un aumento de la temperatura corporal interna, el cual es proporcional a la intensidad de la misma, producido por el incremento de la tasa metabólica y del trabajo mecánico realizado (González-Alonso et al., 1999; Maughan, 2012; Merla et al., 2010). Este aumento de temperatura podría producir complicaciones tales como golpes de calor, calambres o a nivel deportivo, déficit del rendimiento (Shephard, 2007; Tucker et al., 2004). Sin embargo, el cuerpo humano cuenta con una serie de mecanismos para disipar el calor: conducción, convección, radiación, evaporación (mediante el sudor) y la respiración, que lo transfieren desde las zonas más internas del cuerpo hasta la piel y al exterior (Priego Quesada, 2017; Wilmore y Costill, 2007). La función que llevan a cabo estos mecanismos se conoce como termorregulación, cuyo principal objetivo es mantener la temperatura corporal interna del cuerpo sobre los 37°C de manera constante (Wilmore y Costill, 2007).

En cuanto a la termorregulación en la zona del pie, se trata de un proceso complejo y particular, debido a las diferencias en la anatomía y fisiología de esta zona respecto al resto del cuerpo (Gil-Calvo et al., 2017). En los pies se sustenta el peso corporal, así como las cargas que pueda ejercer y sus movimientos (Gil-Calvo et al., 2017; Nordin y Frankel, 2001; Taylor et al., 2014). Además, el pie posee una vascularización poco estable (Johnson y Kellogg, 2010; Pérgola et al., 1993; Taylor et al., 1984), al tratarse de la región

más distal del cuerpo, la circulación periférica es más débil y variable debido a la lucha constante entre los mecanismos de vasoconstricción y vasodilatación que regulan el flujo sanguíneo de la piel (Zaproudina et al., 2008). También, contiene una gran cantidad de estructuras disipadoras del calor que facilitan la pérdida de temperatura (glándulas sudoríparas y tejido óseo) (Golden et al., 2013).

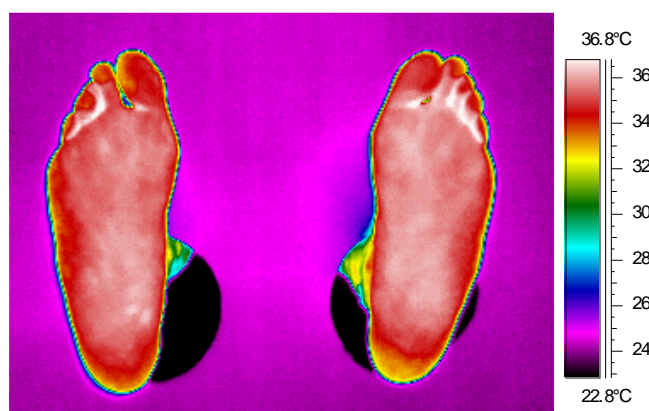
Según algunos estudios (Shimazaki y Murata, 2015; Yavuz et al., 2013,2014) las altas temperaturas en diferentes zonas de las plantas de los pies, podrían asociarse a mayores cargas de contacto en dichas zonas, relacionándose las elevadas cargas con ciertas lesiones por sobreuso (Nagel et al.,2008; Willems et al., 2012). Además, también se ha sugerido que los elevados incrementos de temperatura en el interior de la zapatilla pueden provocar fuertes sensaciones de incomodidad al corredor/a (West et al., 2019), pudiendo alterar la biomecánica de la carrera, y, en consecuencia, implicar la acción de grupos musculares compensatorios, aumentando el gasto de energía, y perjudicando así la economía de carrera (Che, Nigg, y de Koning, 1994; Mundermann et al., 2003). También, las elevadas temperaturas pueden incrementar la humedad (el sudor) en el interior del calzado, provocando la aparición de infecciones por hongos en la piel como el “pie de atleta” o tiña de la piel, y alteraciones cutáneas como las ampollas (Auger et al., 2009; Purim y Leite, 2014). Por este motivo, el conocimiento de la temperatura superficial de los pies puede ayudar a entender los efectos tanto en el riesgo de lesiones como en el rendimiento deportivo.

Aunque en la actualidad existen diferentes métodos, la **termografía infrarroja** es una de las herramientas más utilizadas para medir la temperatura de la piel en el ámbito deportivo (Abate et al., 2013; Akimov y Son’kin, 2011; Formenti et al., 2013; Priego-Quesada et al., 2017). Se trata de una técnica rápida, fiable y no invasiva, que permite medir la radiación infrarroja emitida por los cuerpos y estimar así, la temperatura superficial de la piel (de Andrade Fernandes et al., 2014; Hildebrandt, Raschner, y Ammer, 2010) y, además, las imágenes se toman a distancia con lo cual no interfiere en la termorregulación del cuerpo, como es el caso de otro tipo de herramientas como los sensores térmicos de superficie (Jimenez-Perez et al., 2019; Priego-Quesada et al., 2015). Con la termografía infrarroja es posible la obtención de una imagen térmica de todo el pie de forma que se pueda valorar de manera cualitativa y cuantitativa (Figura 13) (de Andrade Fernandes et al., 2014; Hildebrandt et al., 2012). Sin embargo, dichas imágenes deben tomarse en posiciones estáticas, sin calzado ni otros complementos y antes y/o

después de la carrera, y no en situación real durante la misma (Gil-Calvo et al., 2017; Jimenez-Perez, 2019). En definitiva, la termografía infrarroja es una técnica válida y fiable para estimar la temperatura superficial de la piel, siempre y cuando, se tengan en consideración los factores que pueden afectar a su medición y con un seguimiento adecuado de la metodología con el fin de minimizar al máximo los errores (Fernández-Cuevas et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2017; Priego-Quesada, Kunzler, y Carpes, 2017).

Figura 13

Ejemplo de una imagen termográfica plantar después de la carrera



Nota: Adaptado de ThermoCam Researcher pro (Versión 2.10, FLIR Systems).

Como se ha comentado anteriormente, es probable que la temperatura superficial en la planta de los pies se pueda ver influenciada por la presión plantar, la fricción y el microclima que se genera dentro de las zapatillas durante la carrera (Shimazaki y Murata, 2015; Wang et al., 2018; West et al., 2019; Willems et al., 2012; Yavuz et al., 2014), así pues, cabe esperar que tanto el tipo de calzado como los soportes plantares puedan influir en la temperatura superficial de la planta de los pies y por ende, en la termorregulación de las mismas.

1.2.1.4. Análisis de la presión plantar

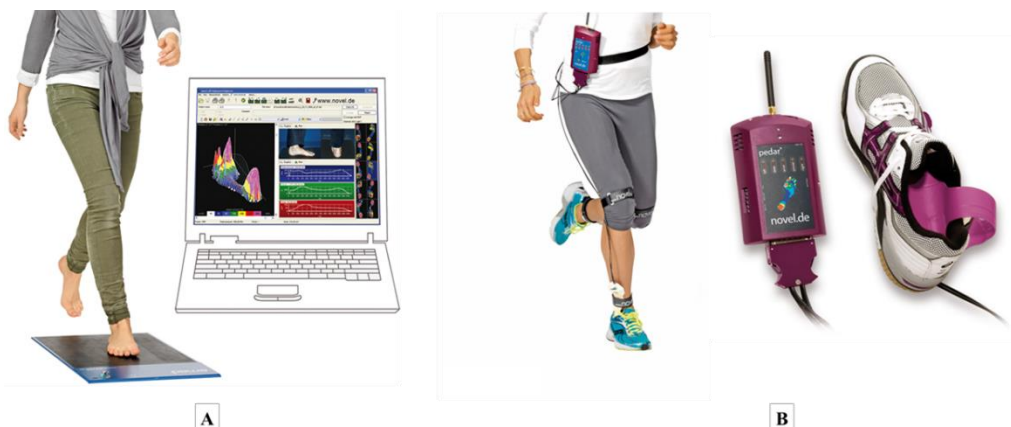
La presión plantar se describe como la cantidad de fuerza que actúa sobre el área de la superficie plantar del pie, y se expresa normalmente en Newton por centímetro cuadrado ($N \cdot cm^{-2}$) o kilopascal (kPa) (Morey y Mademli, 2015; Richards, 2008). Según la tercera ley de Newton, en la que no puede existir una fuerza sin una contrafuerza, se entiende que cuando el pie de un corredor/a contacta con el suelo, éste experimenta unas fuerzas de reacción de igual magnitud, pero en sentido opuesto, es decir el suelo y el corredor/a

experimentan la misma magnitud de fuerza (Spooner, Smith, y Kirby, 2010). Las fuerzas percibidas por el corredor/a a través del pie, dado que éste es el primer segmento del cuerpo que interactúa con el suelo, se distribuyen sobre el área del pie en lugar de concentrarse en un único punto de aplicación o centro de presiones (Cubukcu et al., 2005).

La distribución de las cargas en la planta del pie se puede analizar mediante diferentes instrumentos, como son las plataformas de presión o las plantillas instrumentadas (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann et al., 2016). Las plataformas de presión (Figura 14A) miden la distribución de presión debajo del pie en condiciones estáticas y dinámicas, y aunque estas plataformas se pueden usar para mediciones con zapatillas, normalmente se aplica con los pies descalzos, ya que la interfaz de la zapatilla puede enmascarar información relevante sobre la carga de las estructuras anatómicas del pie (Escamilla-Martínez et al., 2015). En cuanto a las **plantillas instrumentadas** (Figura 14B), son sensores de presión que se introducen dentro de la zapatilla, pudiendo medir las cargas durante la carrera (Escamilla-Martínez et al., 2015; Kirby, 2006; Mann et al., 2016; Perry y Burnfield, 2010; Spooner, Smith, y Kirby, 2010). Además, y a diferencia de las plataformas de presión, suelen ser inalámbricas y pueden registrar múltiples pasos consecutivos, obteniendo así mediciones más robustas y reales, dado que el corredor/a puede hacerlo en el entorno habitual (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann et al., 2016). También cabe destacar que este sistema permite dividir o agrupar los sensores de la plantilla en diferentes regiones del pie, lo cual permite analizar los cambios en el patrón de apoyo provocados por un tipo de calzado o soporte plantar u otro, o una lesión (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann et al., 2016; Perry y Burnfield, 2010; Williams, 2010).

Figura 14

Plataforma de presiones (A) y plantilla instrumentada (B)



Nota: Adaptado de *biomechSOLUTIONS*, 2020 (www.biomechsolutions.com).

Diversas son las variables utilizadas para el análisis de la presión plantar durante la carrera, destacando entre ellas la media de presión máxima (Anbarian y Esmaeili, 2016; Chuckpaiwong et al., 2008; Hohmann et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Ogston, 2019), la integral de presión-tiempo (Allet et al., 2011; Chuckpaiwong et al., 2008; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Ogston, 2019) y la presión relativa (García-Pérez et al., 2013; Murray, Beaven, y Hébert-Losier, 2019).

- ◇ **Media de presión máxima:** se define como el valor promedio de las presiones máximas de cada paso. Se trata del parámetro más utilizado debido a que indica cuan severa es la carga plantar de una actividad determinada (Melai et al., 2011). Asimismo, el aumento de los valores en este parámetro se ha asociado con un mayor riesgo de lesión (Chuckpaiwong et al., 2008; Guldmond et al., 2006). Al tratarse del promedio de las presiones máximas, los datos obtenidos se consideran más robustos frente los posibles valores máximos producidos por el ruido de la misma señal o el funcionamiento erróneo de algún sensor.
- ◇ **Integral presión-tiempo:** es el área bajo la curva de presión-tiempo e indica cuanta presión se está aplicando en esa área durante ese período de tiempo en concreto (Mickle et al., 2011), también se ha referenciado como el área bajo la curva fuerza-tiempo, conocida como la integral de la curva o como impulso (Orlin y McPoil, 2000; Vette et al., 2018). Se trata de un parámetro que aporta información sobre cuánto tiempo se está aplicando una carga en una zona concreta (Melai et al., 2011; Queen et al., 2007; Wegener, Burns, y Penkala, 2008).

- ◊ **Presión relativa:** es la presión máxima en cada región dividida por la presión máxima de toda la superficie plantar, representada como porcentaje (García-Pérez et al., 2013). Proporciona información sobre cómo se distribuye la presión en la superficie plantar del pie, aunque es utilizada con frecuencia en referencia a fuerzas (Fourchet et al., 2012; Weist et al., 2004).

Por otro lado, la presión plantar puede verse influenciada por diferentes factores, como la velocidad del corredor/a (Fourchet et al., 2012; Gerych et al., 2013; Ho et al., 2010), la pendiente de la superficie por la que se realiza la carrera (Ho et al., 2010; Lee, Lafortune, y Valiant, 2007), el tipo de pie (Anbarian y Esmaili, 2016; Chuckpaiwong et al., 2008), el patrón de apoyo (Cavanagh, 1987; Sun et al., 2018), el uso de diferentes tipos de soporte plantar (Hähni, Hirschmüller, y Baur, 2016; Jimenez-Perez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Salles y Gyi, 2013) y, también la aparición de la fatiga provocada por la carrera (García-Pérez et al., 2013; Quan et al., 2018; Rosenbaum, Engl, y Nagel, 2016).

1.2.1.5. Análisis de la percepción del confort

El confort podría definirse como una percepción subjetiva extraída de experiencias previas y a la cual le influyen factores físicos, psicológicos y neurofisiológicos (Kolcaba y Kolcaba, 1991). Aunque también se puede entender como un estado de bienestar, alivio o la ausencia de incomodidad (Kolcaba y Kolcaba, 1991; Kolcaba y Steiner, 2000). Se trata de una percepción holística de todas las experiencias previas de un/a deportista en concreto, por lo tanto, no tendría ningún valor real en otra persona con diferentes experiencias previas (Kolcaba, 1992). Es decir, un mismo estímulo, podría resultar confortable para una persona y, sin embargo, incómodo o no confortable para otra (Mündermann et al., 2003). La gran variabilidad interindividual que este parámetro perceptual presenta, dificulta la estandarización de herramientas adecuadas (Mündermann et al., 2002; Slater, 1985).

Se trata de un factor clave en la elección y uso del calzado en las actividades físico-recreativas, y una de las principales consideraciones de la mayoría de corredores/as de larga distancia (Hoerzer et al., 2016; Luo et al., 2009; Mündermann et al., 2002; Qichang Mei et al., 2017). Con lo cual, es uno de los requisitos principales en la compra de zapatillas y soportes plantares para la carrera (Cavanagh, 1980; Dinato et al., 2015; Martínez-Martínez et al., 2017; Mündermann, Stefanyshyn, y Nigg, 2001).

Con el tiempo, la percepción de la comodidad ha ido cobrando interés en los deportistas, entrenadores y profesionales de la biomecánica debido a su posible relación con el rendimiento (Luo et al., 2009; Nigg, Nurse y Stefanyshyn, 1999; Nurse et al., 2005; Wakeling, Pascual, y Nigg, 2002), y la salud (Anderson, Stefanyshyn, y Nigg, 2005; Che, Nigg, y de Koning, 1994; Kinchington, Ball, y Naughton, 2010, 2012). Esto es debido a que se ha demostrado que una zapatilla o un soporte plantar percibido como cómodo, permite mantener el patrón de movimiento preferido del corredor/a, reduciendo la actividad muscular y el gasto de energía, mejorando así la economía de carrera y disminuyendo la fatiga (Che et al., 1994; Luo et al., 2009; Nigg, 2001; Nigg, Nurse, y Stefanyshyn, 1999; Nigg, Mohr, y Nigg, 2017). Además, cuando el corredor/a se siente cómodo con las zapatillas o soportes plantares, se reduce la frecuencia de lesiones (Mündermann et al., 2001), mientras que, por el contrario, cuando un calzado o soporte plantar no es percibido como confortable se puede alterar la biomecánica habitual en la extremidad inferior, implicando mecanismos músculo-esqueléticos compensatorios y afectando así al rendimiento final e incrementando el riesgo de lesión (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2003).

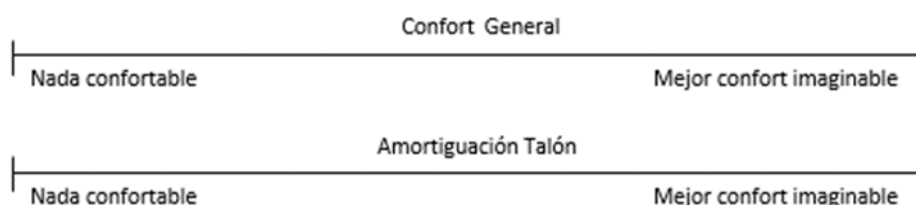
Si bien, gran parte de los corredores/as podrían ser capaces de indentificar de manera fácil y rápida la comodidad o no de una zapatilla o soporte plantar (Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mündermann et al., 2003, 2002), el confort es un parámetro subjetivo y por tanto es diferente en cada individuo (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2003). Cada persona posee un umbral sensorial diferente para los estímulos de presión y vibración en las plantas de los pies (Mündermann et al., 2002), con lo cual una misma condición de calzado o soporte plantar considerada confortable para unas personas, podría no serlo para otras, e incluso para una misma persona en diferentes situaciones debido a la baja repetibilidad en la evaluación del confort asociada a la escasa sensibilidad del pie (Miller et al., 2000; Mündermann et al., 2002).

A pesar de tratarse de un parámetro subjetivo, individual y multifactorial caracterizado por su difícil definición, evaluación y cuantificación (Cavanagh, 1980; Che et al., 1994; Hoerzer et al., 2016; Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 2015, 1999; Slater, 1985), existen diversos métodos para evaluar y cuantificar el confort percibido mediante escalas de clasificación y calificación (Mills, Blanch, y Vicenzino, 2010). La herramienta comúnmente utilizada en el ámbito de la carrera es la **escala visual analógica o VAS** (Figura 15) (Lin y Chiu, 2016; Mills et al., 2010). Ésta, permite modificaciones según la

condición analizada, calzado, medias compresivas, soportes plantares, etc. (Murley et al., 2010; Zifchock y Davis, 2008). Autores como Mündermann et al. (2002) sugirieron que las escalas visuales analógicas (VAS) de 100 - 150 mm de longitud tienen mayor sensibilidad y son menos vulnerables a las distorsiones o sesgos en la calificación. En cuanto a los ítems o variables más utilizados para la evaluación de calzado y soportes plantares son: confort general, amortiguación del talón, amortiguación del antepié, control medio-lateral, altura del arco, ajuste del talón, anchura del talón, anchura del antepié y longitud de la zapatilla (Mündermann et al., 2002; Lucas-Cuevas et al., 2014b).

Figura 15

Escala visual analógica para el análisis del confort



Nota: Adaptado de “Development of a reliable method to assess footwear comfort during running” (p.40), por A. Mündermann, B.M. Nigg, D.J. Stefanyshyn, y R.N. Humble, 2002, *Gait & Posture*, 16(1).

En la literatura científica son diversos los autores que han utilizado esta herramienta para cuantificar la percepción del confort en diferentes tipos de soporte plantar y calzado (Tabla 3):

Tabla 3*Estudios que han utilizado la escala visual analógica.*

Estudio	Condicion analizada	VAS
Dinato et al., 2014	Zapatillas	100 mm
Mündermann et al., 2002	Soporte plantar	150 mm
Mündermann et al., 2003	Soporte plantar	150 mm
Murley et al., 2010	Soporte plantar	150 mm
Salles y Gyi, 2012	Soporte plantar	150 mm
Sterzing et al., 2013	Entresuela	150 mm
Wegener et al., 2008	Zapatillas	150 mm
Yung-Hui y Wei-Hsien, 2005	Zapatillas	100 mm
Zifchock y Davis, 2008	Soporte plantar	100 mm
Lucas-Cuevas et al., 2014	Soporte plantar	150 mm
Gil-Calvo, 2018	Soporte plantar	150 mm
Jimenez-Perez, 2019	Soporte plantar	150 mm

Puntos Clave 

- Los **parámetros espacio-temporales** están estrechamente relacionados con el patrón de movimiento, siendo las variables más representativas la longitud de zancada, la frecuencia de zancada, el tiempo de vuelo y el tiempo de contacto.
 - La **acelerometría** es una técnica instrumental que permite analizar los impactos de aceleración, siendo el pico de aceleración máximo, la ratio de aceleración, la magnitud de aceleración y la atenuación del impacto las variables más estudiadas.
 - La **termografía infrarroja** es la herramienta más utilizada en el análisis de la temperatura superficial plantar, la cual puede verse afectada por la presión plantar, la fricción o el microclima generado en el interior de la zapatilla durante la carrera.
 - La **presurometría** permite analizar la presión plantar mediante plantillas instrumentadas, siendo las variables más representativas la media de presión máxima, la integral presión-tiempo y la presión relativa.
 - La **percepción del confort** es un parámetro subjetivo, individual y multifactorial, que puede medirse mediante escalas visuales analógicas.
-
-

1.2.2. La carrera en cinta ergométrica

Dada la frecuente utilización que se hace de la cinta ergométrica o cinta de correr como herramienta en el ámbito de la investigación (*Ver apartado 1.4.3. Protocolos y sistemas de medición de fatiga*) (Ki-wang, Lafortune, y Valiant, 2005; Van Hooren et al., 2019), parece razonable resaltar los efectos que ello conlleva a nivel biomecánico en comparación con la carrera en suelo.

En primer lugar, las principales diferencias que se encuentran entre una actividad y otra son las siguientes (Cunningham y Perry, 2007; Nigg, De Boer, y Fisher, 1995; White, Scurr, y Hedger, 2011; Willy y Davis, 2008):

- ◊ El corredor/a permanece sin desplazamiento en el espacio al correr sobre cinta, mientras que sobre el suelo se desplaza de un lugar a otro.
- ◊ El pie del corredor/a contacta con una superficie en movimiento cuando corre sobre la cinta, a diferencia de cuando corre sobre el suelo.
- ◊ El campo de referencia visual sobre la cinta permanece estable, sobre el suelo, es cambiante.

Por otro lado, algunos estudios han descrito diferencias en otras variables biomecánicas (espacio-temporales, cinemáticas, cinéticas), aunque es cierto que existe disparidad entre estudios y resultados. Así, la **frecuencia de zancada** puede verse aumentada al correr sobre la cinta ergométrica en comparación al hacerlo sobre el suelo, y a su vez, la **longitud de zancada** puede verse disminuida (Nelson, Dillman, Lagasse, y Bickett, 1972; Reinischet al., 1991; Riley et al., 2008; Schache et al., 2001; Sykes, 1975; Wang et al., 1998). Ciertamente es que estos aspectos son dependientes de la velocidad de carrera, observándose dichos efectos cuando se corre a velocidades por encima de los 4,8m/s (Elliott y Blanksby, 1976) o por encima de 6,4 m/s (Nelson et al., 1972). Por el contrario, también existen estudios donde no se han encontrado diferencias en la frecuencia y longitud de zancada corriendo sobre el suelo y la cinta (Frishberg, 1983; White et al., 2011).

Del mismo modo, algunos estudios han identificado un menor **tiempo de contacto** al correr sobre la cinta (Riley et al., 2008; Schache et al., 2001), mientras otros trabajos muestran lo contrario (McKenna y Riches, 2007; Nelson et al., 1972; Schache et al., 2001) o no encuentran diferencias significativas entre ambas actividades (Baur et al., 2007; Elliott y Blanksby, 1976). Asimismo, según el estudio llevado a cabo por Baur et al.

(2007), la **presión plantar** puede mostrar valores inferiores al correr en cinta respecto a hacerlo sobre el suelo, si bien, otros autores (Reinisch et al., 1991) no han encontrado diferencia alguna entre ambas superficies en dicho parámetro. Además, y tal y como indican algunos estudios al correr sobre la cinta puede producirse una menor atenuación del **impacto de aceleración** (tibia-cabeza), lo cual se puede atribuir tanto a las características de las superficies, como a las diferencias cinemáticas producidas durante la carrera en cinta y suelo (Hines y Mercer, 2004).

Como se puede observar, existe gran variabilidad en la literatura con respecto a las diferencias entre los diversos factores analizados, lo cual puede deberse al grado de familiarización del corredor/a a la cinta (Lavcanska, Taylor, y Schache, 2005; Schieb, 1986; van Ingen Schenau, 1980), al enfoque visual (Lucas-Cuevas et al., 2018), a las dimensiones de la cinta (Nigg, De Boer, y Fisher, 1995), a la dureza de la superficie (Fu et al., 2015; Hong et al., 2012) o el modelo de la cinta (Asmussen et al., 2019) en comparación con la carrera en superficie.

A pesar de las variaciones encontradas en la literatura, son muchos los autores que concluyen que la carrera en cinta ergométrica puede ser representativa de la carrera en el suelo (Cunningham y Perry, 2007; Fellin, Barrios, y Davis, 2007; Fellin, Manal, y Davis, 2010; Jones y Doust, 1996; Meyer et al., 2003; Riley et al., 2008; Schache et al., 2001; Van Ingen Schenau, 1980; White et al., 2011; Willy y Davis, 2008). Además, los resultados llevados a cabo por un reciente artículo de revisión (Van Hooren et al., 2019) indican que la biomecánica de carrera en cinta es en gran medida comparable a la biomecánica de carrera en superficie. Es decir, el uso de la cinta para analizar la carrera a nivel biomecánico puede estar justificado, teniendo cautela a la hora de interpretar o extrapolar los resultados, ya que, éstos serían comparables, pero no completamente equivalentes.

Puntos Clave 

- En la literatura existe variabilidad en cuanto a los efectos de los parámetros biomecánicos revisados entre la carrera en cinta ergométrica y la carrera en suelo.
 - La utilización de la cinta ergométrica en trabajos de investigación puede ser representativa de la carrera en suelo.
 - Los resultados obtenidos de la carrera en cinta ergométrica respecto a la carrera en suelo son comparables, pero no equivalentes, se debe tener cautela en su representación/extrapolación.
-
-

Además del tipo de superficie de carrera, como el caso de la cinta ergométrica y el suelo, existen otros factores utilizados habitualmente durante la carrera que pueden inducir a modificaciones sobre los patrones biomecánicos de los corredores/as, como los diferentes tipos de prendas o calzado deportivo, pero también, los soportes plantares, en los cuales, y dada su relevancia en el presente estudio, se profundiza en el siguiente apartado.

1.3. Los soportes plantares

Los soportes plantares, también conocidos como ortesis plantares o plantillas, son dispositivos que se han utilizado con el fin de modificar las características estructurales y funcionales del sistema neuromuscular y esquelético (ISO, 2007). En esta línea, autores como Kirby (2002) han considerado que se trata de dispositivos médicos, los cuales se introducen dentro de las zapatillas de los usuarios con el propósito de alterar las magnitudes y los patrones temporales de las fuerzas de reacción en las plantas de los pies. En definitiva, aunque son muchas las definiciones existentes, los soportes plantares son dispositivos que se colocan en el interior del calzado, con el fin de tratar o prevenir patologías, o corregir la biomecánica de la carrera reduciendo las fuerzas de reacción del suelo y ajustando los patrones cinemáticos de los corredores/as (Chevalier y Chockalingam, 2011; Kirby, 2017).

En este sentido, la intervención con soportes plantares es una de las estrategias más utilizadas por los corredores/as para reducir las lesiones durante la carrera y mejorar el rendimiento deportivo (Donoghue et al., 2008; Kirby, 2017; McMillan y Payne, 2008; Mündermann et al., 2006; Roy y Stefanyshyn, 2006). Sin embargo, y a pesar de su auge y de su elevada prescripción clínica para el tratamiento y la prevención de lesiones en la carrera, su mecanismo de acción todavía resulta desconocido (Almonroeder, Benson, y O'Connor, 2015; Kirby, 2017; McMillan y Payne, 2008; Reinking, Hayes, y Austin, 2012; Sinclair, Isherwood, y Taylor, 2015).

1.3.1. Aplicaciones de los soportes plantares

Los soportes plantares en la carrera se utilizan con dos objetivos fundamentales: como mecanismo de prevención/tratamiento de lesiones, así como mecanismo para la mejora del rendimiento deportivo.

1.3.1.1. Mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones

En cuanto a **la prevención y tratamiento de lesiones**, la prescripción de soportes plantares se ha utilizado a lo largo de más de dos siglos para el tratamiento médico de las extremidades inferiores y la prevención de lesiones por sobreuso (Hirschmüller et al., 2011; Kirby, 2017; Schuster, 1974). Estas prescripciones se realizan con diferentes finalidades: para reducir las presiones plantares, disminuir la probabilidad de sufrir una

úlceras, corregir alteraciones anatómicas, reducir el dolor de pies, y ajustar la técnica y biomecánica del corredor/a (Crabtree et al., 2009; Kirby, 2017; Tomaro y Burdett, 1993).

Al contrario que otros implementos utilizados para la prevención de lesiones que no han podido mostrar evidencias claras de sus efectos, en el caso de los soportes plantares existe literatura que los corrobora. En este sentido, estudios de revisión como el de Bonanno et al. (2017) y Collins et al. (2007) parecen respaldar un uso eficaz de los soportes plantares en la prevención de lesiones músculo-esqueléticas por sobreuso y dolor tibial. Sin embargo, una vez aparece la lesión, resulta más complicado revertirla o proporcionar una cura definitiva (Razegui y Batt, 2000), aunque sí que se ha demostrado que los soportes plantares ayudan a aliviar los síntomas y reducir el dolor (Escamilla-Martínez et al., 2015; Murphy et al., 2013).

En esta línea, también existen estudios con resultados favorables para el tratamiento de la fascitis plantar mediante los soportes plantares (Collins et al., 2009; Hirschmuller et al., 2011; Hume et al., 2008; Ryan et al. 2009), dolor por pies cavos (Burns, Crosbie, Ouvrier, y Hunt, 2006; Hawke et al., 2008), condromalacia rotuliana y síndrome patelofemoral (Saxena y Haddad, 2003; Hirschmuller et al., 2011; Klingman, Liaos, y Hardin, 1997) o tendinopatía del tendón de Aquiles (Mayer et al., 2007; Donoghue et al., 2008; Hirschmuller et al., 2011). Sin embargo, también existen evidencias negativas o que no han mostrado efecto alguno por el uso de soportes plantares (Withnall, Eastaugh y Freemantle, 2006; Butler et al., 2003; Lucas-Cuevas et al., 2017; Gil-Calvo et al., 2020). Un ejemplo de ello, es el estudio llevado a cabo por Shonglun et al. (2017), donde se mostraron valores de estrés lesivos en las principales articulaciones y ligamentos del pie con la utilización de un soporte plantar diseñado para la corrección del pie plano.

1.3.1.2. Mecanismo de mejora del rendimiento deportivo

Con respecto al **rendimiento deportivo**, son escasas las evidencias científicas que relacionen la utilización de soportes plantares con las mejoras del mismo. Ya que, la mayoría de los estudios se han centrado en las mejoras respecto a la prevención de lesiones y ajustes biomecánicos, sin focalizar la atención en las variables directamente relacionadas con el rendimiento deportivo (tiempo final en una carrera, velocidad de carrera, etc.) (Jimenez-Perez et al., 2019).

No obstante, algunos estudios han obtenido resultados donde se ha concluido que los soportes plantares podrían afectar al consumo de oxígeno, y por tanto favorecer la

economía de la carrera (Burke y Papuga, 2012; Roy y Stefanyshyn, 2006). Aunque las modificaciones obtenidas en estos estudios son mínimas y la muestra es escasa.

Por otro lado, algunos estudios han sugerido que el uso de soportes plantares podría influir en el movimiento de la carrera, afectando así, a la actividad neuromuscular. De manera que, si el soporte en cuestión es capaz de mantener la trayectoria de movimiento preferida del corredor/a durante la carrera, se disminuirá la actividad neuromuscular y por tanto el gasto de energía, por el contrario, si el soporte plantar no permite mantener la trayectoria, aumentará la actividad muscular y con ello, el gasto de energía, siendo así, menos eficiente en la carrera (Nigg, 2001; Nigg et al., 2015; Nigg, Mohr, y Nigg, 2017).

A pesar de que las evidencias en la literatura con respecto al efecto de los soportes plantares en la mejora del rendimiento deportivo son escasas, sí que se han estudiado los soportes plantares como herramienta de corrección de la biomecánica en las extremidades inferiores en áreas como los impactos de aceleración, las presiones plantares, la cinemática espacio-temporal, la percepción del confort, la actividad neuromuscular, etc. (Kirby, 2017; Razeghi y Batt, 2000; Werd y Knight, 2017). Puesto que se ha visto que los soportes plantares son capaces de modificar el patrón biomecánico de carrera: corrigiendo movimientos perjudiciales para la salud, como la excesiva pronación del retropié, flexión dorsal del tobillo o rotación interna de la tibia (Chevalier y Chockalingam, 2011; Laughton et al., 2003; Nigg et al., 2003), y, por ende, optimizando el rendimiento (Crabtree et al., 2009; Mills et al., 2010; Murphy et al., 2013).

Puntos Clave

- Los soportes plantares en la carrera son empleados como mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones, así como también posible mecanismo de mejora en el rendimiento deportivo (siendo menores las evidencias en este último aspecto).
- Existe literatura que respalda el efecto de los soportes plantares como mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones.

1.3.2. Tipos y clasificación de soportes plantares

Teniendo en cuenta la amplia definición de los soportes plantares, así como sus diversas aplicaciones, cobra especial relevancia distinguir y concretar entre los diferentes tipos de dispositivos existentes, con el objetivo de poder realizar comparaciones entre ellos, y así, ser capaces de interpretar de mejor forma los resultados de los estudios (Chevalier y Chockalingam, 2011; Kirby, 2017).

Son diversos los criterios utilizados a la hora de clasificar los diferentes tipos de soportes plantares (Paton et al., 2007). Una de las clasificaciones más consolidadas es la llevada a cabo por Crabtree et al. (2009), en la cual se establecen diferentes tipos de soportes plantares a partir de la rigidez, el método de fabricación y la finalidad de su uso.

Definidos por su **rigidez**, los soportes plantares se pueden clasificar a su vez en blandos, semirrígidos y rígidos (Lockard, 1988; Crabtree et al., 2009; Nigg, Nurse, y Stefanyshyn, 1999) (Tabla 4):

Tabla 4

Clasificación y características básicas de los soportes plantares según la rigidez

Blandos	Semirrígidos	Rígidos
- Elevada amortiguación	- Amortiguación y control del movimiento del pie intermedio	- Elevado control del movimiento

Según el **método de fabricación**, Caselli (2004) los clasifica en prefabricados, customizados e individualizados (Tabla 5). Al respecto, existe cierta controversia con la utilización y efectos de los soportes prefabricados frente a los personalizados o individualizados (Landorf y Keenan, 2000; Paton et al., 2011). La gran variabilidad, tanto en formas y tamaños, y la oferta más económica en diferentes comercios (farmacias, grandes almacenes, tiendas de deportes, etc.), hacen del soporte plantar prefabricado un producto de reclamo para los corredores/as recreativos frente al asesoramiento profesional (soportes plantares individualizados) que siempre supone un coste más elevado (Davidson, 2017; Ruano, Powell, Chalambaga, y Renshaw, 2009). Sin embargo, no hay evidencias claras que determinen que uno tipo de soporte sea más o menos beneficioso que el otro (Bus, Ulbrecht, y Cavanagh, 2004; Goske et al., 2006).

Tabla 5

Clasificación y características básicas de los soportes plantares según el método de fabricación

Prefabricados	Customizados	Individualizados
- Forma/molde genérico	- Prefabricados	- Fabricados a
- Producidos en masa	modificables	medida
- Económicos	- Forma/molde genérico	- Económicamente
- Proporcionan soporte o amortiguación de forma general	con un componente adicional específico para el usuario	menos accesibles

En cuanto a los materiales comúnmente utilizados en la fabricación y confección de los soportes plantares, cabe destacar por un lado el uso de **a) plásticos**, como el polipropileno, un material rígido o semirrígido; **b) espumas**, como poliuretanos o la EVA, de células abiertas o cerradas; y **c) fibras de carbono reforzadas con plásticos**, que proporcionan buena rigidez con poco espesor y peso. Además de los materiales, la flexibilidad, la dureza y densidad, la forma, los componentes, las modificaciones y la técnica de fabricación pueden tener influencia en su efecto (Crabtree et al., 2009; Scherer, 2017).

Por otro lado, y según la **finalidad de uso** de estos soportes plantares, es decir, según el propósito para el cual se utilizan se pueden clasificar en deportivos, médicos o para el confort (Crabtree et al., 2009) (Tabla 6):

Tabla 6:

Clasificación y características básicas de los soportes plantares según la finalidad de uso.

Deportivos	Médicos	Confort
- Mejora del rendimiento	- Prevención o tratamiento de patologías	- Mayor comodidad
- Diseñados para la práctica deportiva	- Diseñados para poblaciones especiales	- Diseñados para la actividad cotidiana

Además, en la actualidad y debido a la evolución de las nuevas tecnologías se pueden encontrar en el mercado nuevos tipos de soportes plantares para la carrera (Braun y Baritz, 2017; Dinato et al., 2015; Jimenez-Perez et al., 2019; Ruano et al., 2009):

- ◊ Soportes plantares con “**wearables**”, los cuales tienen integrados GPS y/o sensores para la medición de parámetros biomecánicos como presiones plantares

o aceleraciones aportando dicha información de manera instantánea a los corredores/as (Figura 16).

Figura 16

Soporte plantar con “wearables”



Nota: Adaptado de “digitsole”,2020 (www.digitsole.com).

- ◇ Soportes plantares **generadores de energía**, los cuales pueden utilizarse para la carga de dispositivos electrónicos transformando la energía generada por el impacto del talón en su contacto con el suelo durante de la carrera (Haque, Farine, y Briand, 2016; Hou et al., 2013) (Figura 17).

Figura 17

Soporte plantar generador de energía



Nota: Adaptado de “Solepowertech”, 2020 (www.solepowertech.com).

- ◇ Soportes plantares **termoconformables**, se trata de soportes plantares prefabricados que permiten, mediante el calor de un microondas convencional la adaptación del mismo a la ergonomía del pie del corredor/a. Están compuestos por un material de base de resina plástica que actúa como efecto memoria, y que

al enfriarse mantiene el moldeado conseguido tras ser calentado (Jimenez-Perez et al., 2019) (Figura 18).

Figura 18

Soporte plantar termoconformable



Nota: Adaptado de “Biontechworld”, 2020 (www.biontechworld.es).

Algunos de estos productos innovadores deben ser analizados e investigados para conocer sus verdaderos beneficios. En cuanto a los soportes termoconformables, es prácticamente inexistente la evidencia científica, únicamente se conoce un estudio hasta la fecha (Jimenez-Perez, 2019) que haya realizado un análisis biomecánico para determinar los efectos de dichos soportes plantares durante la carrera en fatiga. De hecho, y como se muestra en el siguiente apartado, la mayoría de los estudios revisados han analizado soportes plantares individualizados y/o prefabricados (Gil-Calvo et al., 2019; Lucas-Cuevas et al., 2017; O’Leary et al., 2008; Salles y Gyi, 2013), exponiéndose resultados muy diversos con respecto a los beneficios de unos frente a los otros. En este sentido, cabría esperar mayores aportaciones a la literatura científica en este tipo soportes plantares termoconformables, ya que este dispositivo aúna características de los dos tipos de soportes plantares más estudiados (prefabricados e individualizados), al tratarse de un soporte prefabricado que se adapta de forma individual a cada corredor.

Puntos Clave 

- Los soportes plantares se pueden clasificar en función de la rigidez, el método de fabricación o la finalidad de su uso.
 - Los materiales más comunes en la fabricación de soportes plantares son los plásticos, espumas y fibras de carbono reforzadas con plásticos.
 - Algunos soportes plantares innovadores, como los soportes termoconformables, carecen de evidencias contundentes respecto a su efecto en la biomecánica de la carrera.
-
-

1.3.3. Análisis biomecánico de la carrera con soportes plantares

En los últimos años, el uso de los soportes plantares se ha popularizado hasta convertirse en parte del equipamiento deportivo de los corredores/as (Donoghue et al., 2008; Kirby, 2017; McMillan y Payne, 2008; Mündermann et al., 2006), debido a las modificaciones que pueden ofrecer en el patrón biomecánico de la carrera (Mills et al., 2010; Murphy et al., 2013), a la posible solución en la reducción de los impactos de aceleración (Ferber, 2007; O'Leary et al., 2008; Windle, Gregory, y Dixon, 1999), como estrategia para reducir la temperatura en el interior del calzado (Gil-Calvo et al., 2019) y para proporcionar una adecuada redistribución de la presión sobre la superficie plantar (Kirby, 2017; Lee, Lin, y Wang, 2012) así como para proporcionar un mayor confort durante la carrera (Mundermann et al., 2002; Mills et al., 2012).

Por este motivo, resulta interesante el conocimiento del efecto de los soportes plantares en la biomecánica de la carrera. A continuación, se muestran algunas de las evidencias en la literatura consultada, según los distintos parámetros biomecánicos:

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

La mayoría de los estudios que han analizado la influencia del uso de soportes plantares en los parámetros espacio-temporales en adultos sanos durante la carrera, no han encontrado diferencias significativas. En la investigación llevada a cabo por Lucas-Cuevas et al. (2014), se utilizaron plantillas instrumentadas para medir el tiempo de

contacto y la frecuencia de zancada en tres condiciones distintas: soportes plantares prefabricados, soportes plantares individualizados y sin ningún soporte plantar. Las variables cinemáticas analizadas no mostraron modificaciones significativas en ninguna de las condiciones del estudio, obteniendo los mismos resultados en un estudio similar (Lucas-Cuevas et al., 2017), pero esta vez calculando las variables mediante un acelerómetro.

En este sentido, Gil-Calvo (2018) analizó el efecto de los soportes plantares, mismas tres condiciones, con un sistema de medición óptico en la frecuencia y longitud de zancada, y tiempo de contacto y de vuelo, sin resultados significativos. Sin embargo, el estudio desarrollado por Wilkinson et al. (2018), realizado con un soporte plantar texturizado, describió una reducción en la longitud de zancada, el tiempo de contacto y de vuelo, y un aumento en la frecuencia de zancada.

Por otro lado, únicamente en el reciente estudio de Jimenez-Perez (2019) se ha analizado el efecto de un soporte plantar termoconformable en parámetros espacio-temporales durante la carrera, no obteniendo resultados significativos entre dicho soporte plantar y un soporte plantar prefabricado ni en la longitud y frecuencia de zancada, ni en el tiempo de contacto y vuelo.

Como se puede observar, las evidencias científicas respecto al efecto de los soportes plantares, especialmente de soportes plantares termoconformables, en los parámetros espacio-temporales son escasos hasta la fecha.

1.3.3.2. Efectos de los soportes plantares en los impactos de aceleración

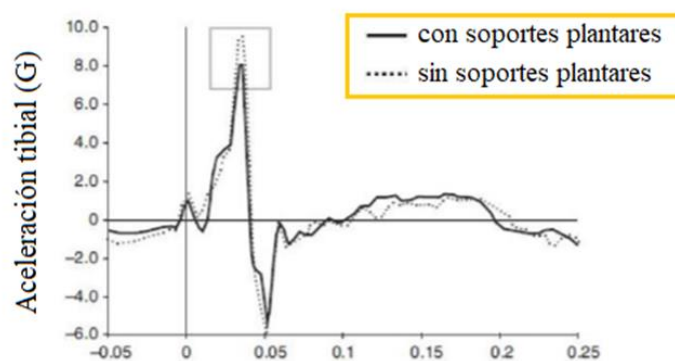
Los profesionales de las diferentes áreas involucradas en la prevención de lesiones y el rendimiento deportivo, así como las compañías de calzado deportivo, han mostrado un mayor interés en cómo lidiar con los impactos potencialmente peligrosos para el cuerpo producidos al correr. Este interés ha posicionado al calzado deportivo como un elemento clave para la protección del pie y la mejora del rendimiento de los corredores/as (Eventzur et al., 2006).

Se ha especulado que el uso de los soportes plantares podría influir positivamente en los impactos de aceleración durante la carrera (Dixon, 2007; Nigg, Herzog, y Read, 1988; O'Leary et al., 2008; Shiba et al., 1995; Windle, Gregory y Dixon, 1999). Sin embargo, no existe evidencia clara de estos beneficios, ya que, aunque por un lado, algunos estudios

han observado efectos beneficiosos (Dixon, 2007; Milgrom et al., 1992; Mündermann, Stefanyshyn y Nigg, 2001; Schwellnus, Jordaan y Noakes, 1990; O'Leary et al., 2008), por otro lado, existen estudios que no han encontrado ningún efecto protector con el uso de las plantillas e incluso efectos perjudiciales (Gardner et al., 1988; Withnall et al., 2006; Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; MacLean et al., 2006; Lucas-Cuevas et al., 2017; Windle et al., 1999; Jimenez-Perez, 2019). En este sentido, O'Leary et al. (2008) observaron que el uso de un soporte plantar acolchado resultó en una menor aceleración máxima del pico tibial en comparación a hacerlo sin soporte plantar (Figura 19).

Figura 19

Efecto de un soporte plantar acolchado vs sin soporte en los impactos de aceleración tibial

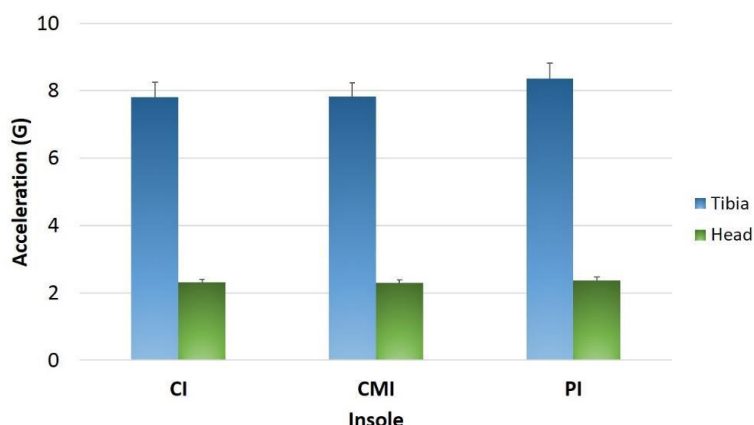


Nota: Adaptado de “Effect of cushioned insoles on impact forces during running” (p.39), por K. O'Leary, K.A. Vorpahl, y B. Heiderscheit, 2008, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1).

Sin embargo, Lucas-Cuevas et al. (2017) no encontraron resultados significativos en ninguna de las condiciones de soporte plantar utilizadas (prefabricado vs personalizado vs sin soporte) en el pico de aceleración máxima en la tibia y en la cabeza (Figura 20).

Figura 20

Pico de aceleración máxima en tibia y cabeza durante la carrera con diferentes soportes



Nota: Soporte prefabricado (PI), soporte personalizado (CMI) y sin soporte (CI). Adaptado de “Influence of custom-made and prefabricated insoles before and after an intense run” (p.7), por A.G. Lucas-Cuevas, A. Camacho-García, R. Llinares, J.I. Priego-Quesada, S. Llana-Belloch, y P. Pérez-Soriano, 2017, *PLos One*, 12(2).

Por otro lado, en el estudio llevado a cabo por Jimenez-Perez (2019), donde se comparaba el efecto durante la carrera de un soporte plantar termoconformable con un soporte plantar prefabricado, se observó un aumento en el pico de aceleración tibial, la magnitud tibial y la atenuación del impacto con el uso del soporte termoconformable respecto al soporte prefabricado.

Como se puede observar, aunque es frecuente el uso de diferentes tipos de soportes plantares como estrategia para disminuir el riesgo y la frecuencia de lesiones, así como el rendimiento deportivo (Lucas-Cuevas et al., 2017; O’Leary et al., 2008), existen resultados muy variados entre la literatura científica, con lo cual se sugiere una mayor investigación al respecto (Ferber, 2007; Lucas-Cuevas et al., 2017; McMillan y Payne, 2008; Jimenez-Perez, 2019).

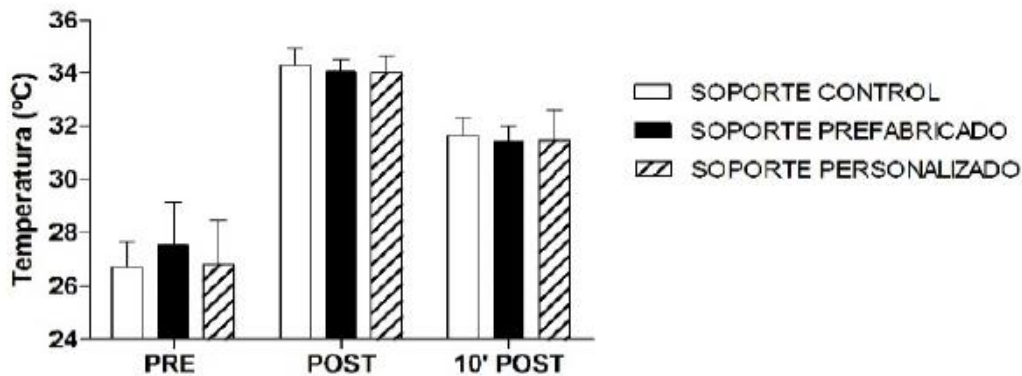
1.3.3.3. Efectos de los soportes plantares en la temperatura superficial plantar

Son escasos los estudios que relacionan los soportes plantares con la temperatura superficial plantar en la carrera. Hasta la fecha, únicamente los estudios llevados a cabo por Gil-Calvo et al. (2015,2019) han analizado el efecto de diferentes tipos de soporte plantar (prefabricados y personalizados) durante la carrera en la temperatura superficial plantar, en ninguno se obtuvieron diferencias significativas por el uso de los diferentes

tipos de soporte plantar respecto al soporte originar de la zapatilla del corredor/a (Figura 21).

Figura 21

Temperaturas absolutas de la planta de los pies en tres condiciones de soporte plantar



Nota: antes (PRE), después (POST) y pasados 10 minutos (10' POST) del final de la carrera. Adaptado de “Efectos de los soportes plantares sobre la termorregulación de las plantas de los pies durante la carrera” (p.11), por M. Gil-Calvo et al., 2015, *Biomecánica*, 23.

Por otro lado, en cuanto al único estudio que hasta la fecha ha analizado el efecto de un soporte plantar termoconformable en la temperatura superficial plantar durante la carrera en corredores/as sanos (Jimenez-Perez, 2019), sí que obtuvo diferencias significativas, las cuales se tradujeron en un menor incremento de la temperatura plantar con los soportes termoconformables respecto al soporte control, en las zonas del talón y después de la carrera.

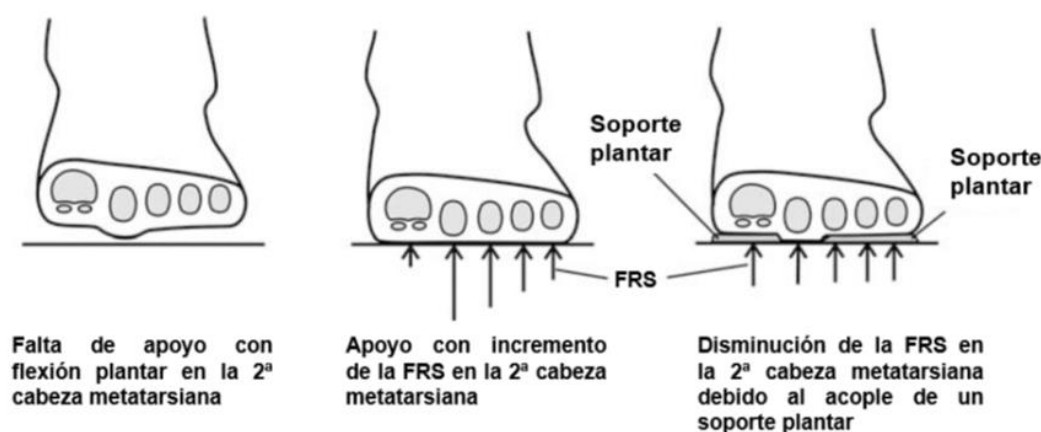
Estas diferencias en los resultados entre los escasos estudios realizados hasta el momento, podrían deberse a la variedad de materiales empleados en los diferentes tipos de soporte plantar utilizados, influyendo en la transpirabilidad y/o fricción (Gil-Calvo et al., 2019; Jimenez-Perez et al., 2019), o el tamaño de los mismos, ya que, si el soporte plantar ocupa más espacio en la zapatilla del corredor/a podría comprometer la vascularización de la región, y con ello la temperatura superficial (Jimenez-Perez et al., 2019). Sin embargo, es necesaria más investigación en este sentido.

1.3.3.4. Efectos de los soportes plantares en la presión plantar

Una de las estrategias más comunes para la modificación de las presiones plantares es la utilización de soportes plantares (Escamilla-Martínez et al., 2015; Hähni et al., 2016; Kirby, 2017). El uso de estos dispositivos puede contribuir a una distribución de las cargas en la superficie plantar de manera uniforme, reduciendo así la presión en las zonas de carga elevada para repartirla entre las zonas de menor presión, de manera que se podría reducir las sobrecargas carácter lesivo para el corredor/a (Figura 22) (Kirby, 2017; Lee, Lin, y Wang, 2012; Jimenez-Perez et al., 2019).

Figura 22

Redistribución de la presión plantar mediante el uso de un soporte plantar



Nota: Fuerza de reacción del suelo (FRS). Adaptado de *Evolution of Foot Orthoses in Sports, in Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (p.34), por K.A. Kirby, 2017, Springer.

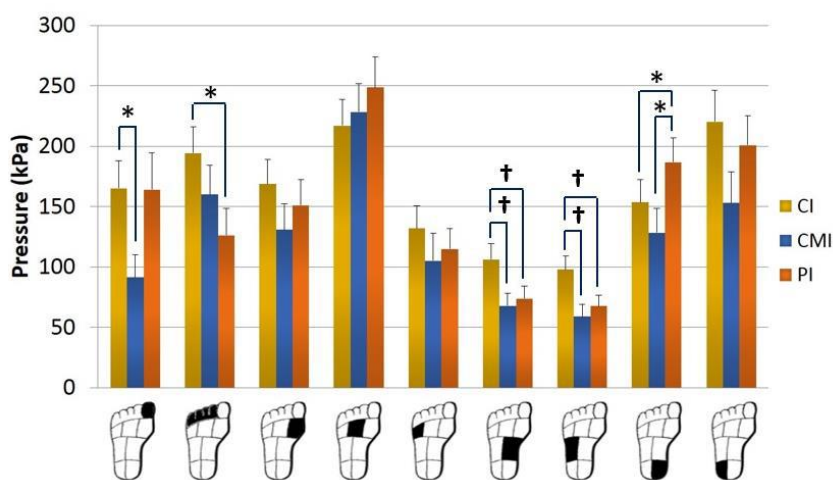
Es por ello, que son abundantes los estudios realizados mediante soportes plantares para tratar y prevenir patologías, tales como pies diabéticos, diferentes deformidades en los pies (hallux valgus o rigidus), diferentes tipos de pies (planos o cavos) u otras lesiones habituales durante la marcha (Chakraborty et al., 2014; Choi et al., 2015; Martínez-Nova et al., 2010; Razeghi y Batt, 2000; Zammit et al., 2008; Zhang et al., 2017).

Sin embargo, no son tan abundantes los estudios con soportes plantares durante la carrera respecto al análisis de presiones plantares. Aunque existe variabilidad en cuanto a los resultados obtenidos con los diferentes tipos de soporte plantar, debido, según algunos autores, a los diferentes tipos de soporte plantar utilizados (Gerych et al., 2013; Gijon-Nogueron et al., 2014; Lee et al., 2012; McMillan y Payne, 2008). Algunas de las investigaciones con soportes plantares durante la carrera se han llevado a cabo con

soldados (Gerych et al., 2013; House et al., 2002; Windle et al., 1999), y aunque se utilizaron diferentes tipos de soporte plantar (diferentes tipos de acolchados prefabricados y diferentes materiales en los personalizados), todos ellos mostraron reducciones en la presión máxima, concretamente en la zona del talón y mediopié, en comparación con el soporte plantar control. También, si nos fijamos en la media de presión máxima Hähni et al. (2016), observaron una disminución de ésta en el antepié con la utilización de un soporte plantar prefabricado con amortiguación en el antepié durante la carrera en participantes sanos. La integral presión-tiempo se redujo con la utilización de soportes prefabricados y personalizados en el estudio llevado a cabo por Lucas-Cuevas et al. (2014a), concretamente en la zona del arco lateral en comparación con el soporte control, y en cuanto a la media de presión máxima en este mismo estudio, se obtuvieron reducciones significativas entre el soporte prefabricado y el control, el personalizado y el control y, entre ambos soportes plantares, en los dedos, arco medial y lateral, en el hallux y arco medial y lateral, y en el talón medial, respectivamente (Figura 23).

Figura 23

Media de presión plantar máxima durante la carrera



Nota: Soporte control (CI), soporte personalizado (CMI) y soporte prefabricado (PI). Adaptado de “Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue” (p.1716), por A.G. Lucas-Cuevas et al., 2014, *Journal of Sports Sciences*, 32(18).

Sin embargo, Dixon y McNally (2008), determinaron un aumento de presión bajo la superficie lateral del pie con el uso de soportes plantares personalizados. Así como, el

estudio presentado por Jimenez-Perez (2019), donde los resultados mostraron un aumento de la media de presión máxima en la zona del mediopié con el uso de un soporte plantar termoconformable con respecto a un soporte plantar prefabricado.

Aunque se puede especular que la utilización de soportes plantares puede ser un mecanismo de protección eficaz para reducir la incidencia de lesiones por sobreuso en la carrera (Gerych et al., 2013; Lucas-Cuevas et al., 2014a), son necesarios más estudios para una mejor y mayor comprensión del papel que juegan éstos en la prevención y tratamiento de lesiones por exceso de uso en corredores/as sanos.

1.3.3.5. Efectos de los soportes plantares en la percepción del confort

El confort de los soportes plantares se ha vuelto indispensable en la prescripción, el ajuste, la satisfacción y el uso a largo plazo del mismo (Hoerzer et al., 2016; Mündermann et al., 2003; Nigg et al., 1999). Es, por tanto, un indicador pronóstico del éxito del soporte plantar, es decir, si un soporte plantar no se percibe como cómodo, el corredor/a dejará de utilizarlo, perdiendo así, el resto de beneficios que pudiera reportarle (Finestone et al., 2004; Mündermann et al., 2003).

Existe cierta controversia en cuanto a los factores determinantes del confort en los soportes plantares, algunos investigadores han descrito que la clave reside en la dureza y que los corredores/as se decantan por materiales blandos respecto a los materiales duros que componen los diferentes soportes plantares (Hähni et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2002).

En este sentido, en los estudios llevados a cabo por Mills, Blanch, y Vicenzino, (2011,2012), con corredores sanos y corredores lesionados (dolor de rodilla), la percepción del confort fue más elevada con la utilización de soportes blandos en ambos casos. Igualmente, en el estudio realizado por Fineston et al., (2004) con reclutas demostraron que, independientemente de si el soporte fuese prefabricado o a medida, los soportes prefabricados blandos y los soportes personalizados blandos eran considerados más cómodos que los soportes prefabricados y personalizados más duros. No obstante, otros estudios no encontraron diferencias significativas en la percepción del confort con el uso de soportes plantares prefabricados de diferentes tipos respecto al soporte plantar control (Gil-Calvo, 2018; O'Leary et al.,2008; Jimenez-Perez, 2019). Como se puede observar existe cierta heterogeneidad en los resultados encontrados en los estudios que han analizado la percepción del confort en la carrera con soportes plantares, la diversidad

hayada podría deberse a la diferencia en las muestras utilizadas, los protocolos y sobre todo a los materiales y diseños de los diferentes dispositivos empleados.

Puntos Clave 

- El análisis del efecto de los soportes plantares durante la carrera sobre la respuesta biomecánica en los parámetros espacio-temporales, los impactos de aceleración, la presión plantar y la percepción del confort, muestra resultados muy diversos y carece de evidencias concretas.
 - Son escasos los estudios en relación al análisis de la temperatura superficial plantar con el uso de soportes plantares durante la carrera.
 - La mayoría de estudios analizan el uso de soportes prefabricados genéricos y soportes plantares individualizados.
-
-

1.4. La fatiga: relevancia en la carrera

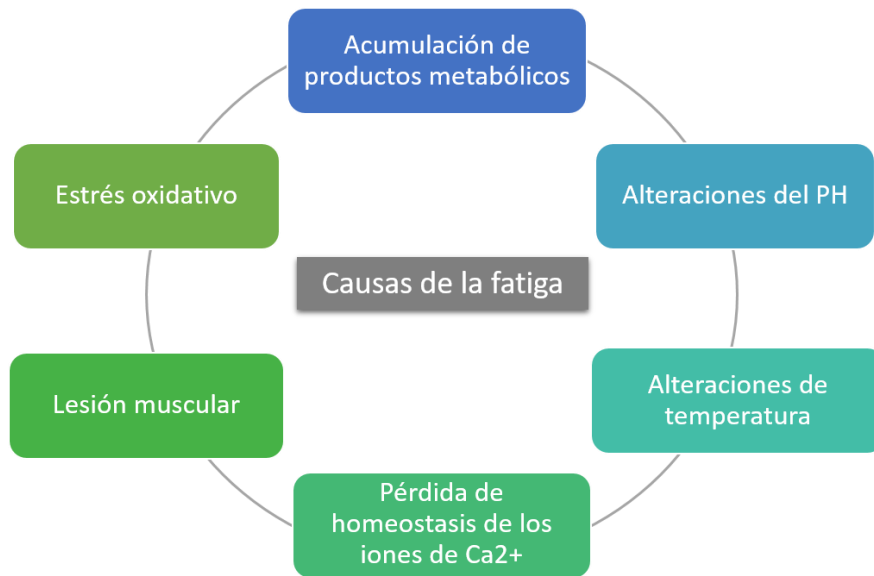
Durante el análisis de los diferentes parámetros biomecánicos en la carrera, existen diversos factores que pueden alterarlos (Ferro Sánchez, 2001). Algunos de ellos son: la velocidad de carrera, la superficie, la pendiente, el género, la edad, la antropometría de los corredores/as o la fatiga (Anbarian y Esmaeili, 2016; Fourchet et al., 2012; Lee et al., 2007; Sun et al., 2018). En las investigaciones resulta necesario controlar el mayor número de factores para no influir o enmascarar los resultados. A continuación, y debido a la relación con el presente trabajo, se desarrolla la fatiga como factor relevante en el análisis biomecánico de la carrera.

1.4.1. Conceptualización y clasificación

La fatiga se puede definir como “cualquier reducción inducida por el ejercicio en la capacidad para generar fuerza o potencia muscular” (Gandevia, 2001, p.1726) o “como la incapacidad para mantener un nivel de producción de fuerza o la reducción en el máximo nivel de fuerza que un músculo puede ejercer” (Millet y Lepers, 2004, p.106). Se trata de una respuesta multifactorial del cuerpo humano que se da cuando éste no puede sostener durante más tiempo un ejercicio a la potencia requerida (Enoka, 2008; Millet y Lepers, 2004). Las principales causas por las que se produce la fatiga se muestran en la Figura 13 (Gómez-Campos et al., 2010).

Figura 24

Principales causas de la aparición de la fatiga en corredores/as



Nota: Adaptado de “Mecanismos implicados en la fatiga aguda” (p.540), por R. Gómez-Campos et al., 2010, *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 10(40).

Además, desde el punto de vista funcional la fatiga se puede producir por cambios a nivel periférico o a nivel central, comúnmente conocidas como fatiga periférica y fatiga central (Barbany, 2006; García Manso, Navarro Valdivielso, y Ruiz Caballero, 1996). Y, puede originarse desde varios sitios potenciales, los cuales se clasifican normalmente en sitios localizados a nivel proximal (fatiga central) o distal (fatiga periférica) a la unión neuromuscular (Millet y Lepers, 2004).

Por un lado, la **fatiga periférica**, también conocida como fatiga local o muscular, hace referencia a la alteración de uno o varios procesos que tienen lugar en la unión neuromuscular o distal a la misma (Allen, Lamb, y Westerblad, 2008; Boccia et al., 2016; Carroll, Taylor, y Gandevia, 2017; Decorte et al., 2012; Millet et al., 2003; O'Leary, Collett, y Howells, 2016; Thomas et al., 2015), relacionándose con la excitabilidad del sarcolema, las propiedades contráctiles, la alteración del acoplamiento excitación-contracción y el daño muscular (Allen et al., 2008; Boccia et al., 2016). Este tipo de fatiga se manifiesta en un grupo concreto de músculos tanto en movimientos que se realizan a elevada potencia de esfuerzo, donde la fatiga general del organismo es inexistente, como en movimientos repetitivos donde la carga de trabajo puede ser ligera, pero de larga duración (Barbany, 2006).

Por otro lado, la **fatiga central**, también denominada general o neuromuscular hace referencia al fallo en el sistema nervioso central (Carroll et al., 2017). Es decir, cuando se realiza una contracción muscular, se envía un impulso nervioso a través de la placa motora para activar la membrana de las fibras y hacer que el retículo sarcoplásmico de las fibras libere calcio, el cual se enlaza con la troponina para iniciar la contracción muscular (Wilmore y Costill, 2004). Si bien, la fatiga central hace referencia a la alteración o fallo en algunos procesos, como la transmisión de los impulsos o el reclutamiento de los axones motores (dos Santos, Dezan, y Sarraf, 2008; Duarte, Dias, y Melo, 2008) desde que se elabora la orden motora hasta que el estímulo llega al sarcolema. Este tipo de fatiga se caracteriza por la disminución de la capacidad para producir fuerza máxima y/o potencia máxima debido a estas alteraciones en las órdenes que genera y transmite el sistema nervioso a las fibras musculares (López-Calbet y Dorado-García, 2006).

Cuando se realiza una actividad física, cuya realización precisa de una implicación músculo-esquelética de manera repetida a lo largo del tiempo, como es el caso de la carrera (Dotan et al., 2012), llega un punto en que la fatiga empieza a aparecer. La aparición de la fatiga se produce de manera progresiva, e influye en la función cardiovascular, el control neuromuscular, la disponibilidad metabólica, la función de los músculos respiratorios, las demandas en los músculos de la locomoción y en factores neurales centrales (Bertram, Prebeau-Menezes y Szarko, 2013) y, también, en la biomecánica del movimiento (Brown, Zifchock, y Hillstrom, 2014; Paillard, 2012). Además, se ha demostrado que es más probable que los cambios derivados de la aparición de la fatiga, ocurran en los momentos finales de la actividad (Elliot y Ackland, 1981).

En este sentido, el carácter cíclico y repetitivo de la carrera y con ello, la aparición de la fatiga, pueden comprometer la eficiencia de los patrones de movimiento alterando la cinemática de la carrera. Y, por tanto, afectar negativamente a la economía de carrera e incrementar el riesgo de lesión (Abt et al., 2011; Christina, White, y Gilchrist, 2001; Hreljac, 2004; Hunter y Smith, 2007).

Puntos Clave

- La fatiga es una respuesta multifactorial del cuerpo humano que se da cuando éste no puede sostener durante más tiempo un ejercicio a la potencia requerida.
- Puede manifestarse a partir de cambios funcionales a nivel periférico (fatiga periférica) y/o a nivel central (fatiga central).
- La aparición de la fatiga puede comprometer los patrones de movimiento afectando al rendimiento deportivo y al riesgo de lesiones.

1.4.2. Análisis biomecánico de la carrera en fatiga

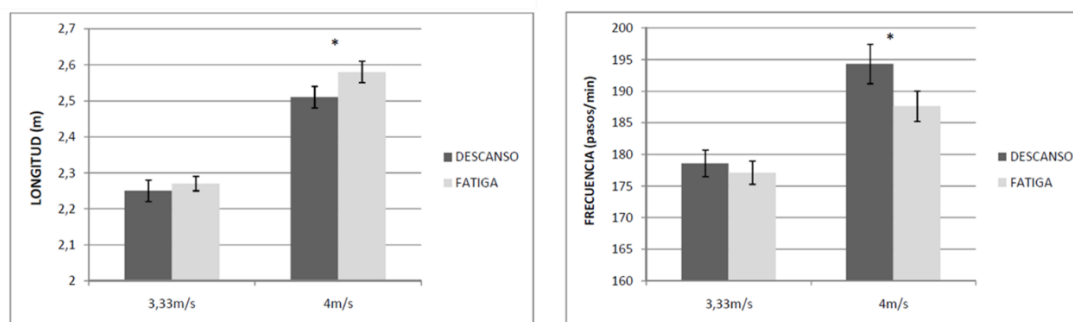
La aparición de la fatiga durante la carrera y su influencia en el rendimiento deportivo y el riesgo de lesiones, hace que resulte un factor determinante en el análisis biomecánico de la carrera (Derrick et al., 2002; Flynn, Holmes, y Andrews, 2004; Gerlach et al., 2005; Hunter y Smith, 2007; Kellis y Liassou, 2009; Le Bris et al., 2006; Nagel et al., 2008; Place et al., 2004; Weist et al., 2004; Gómez-Campos et al., 2010; Lucas-Cuevas et al., 2014; Gil-Calvo, et al., 2019; García-Pinillos et al., 2020). A continuación, se detallan los efectos de la fatiga durante la carrera en los parámetros biomecánicos más relevantes para este estudio:

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

En la literatura revisada existe gran variabilidad en el efecto de la fatiga en parámetros espacio-temporales. Respecto a la longitud y frecuencia de zancada, la mayoría de las investigaciones describen un aumento de la longitud y una disminución de la frecuencia de zancada debido a la fatiga (Candau et al., 1998; Chan-Roper et al., 2012; García-Pérez et al., 2013) (Figura 25). Sin embargo, otros describen el efecto inverso (Elliott y Roberts, 1980; Kyröläinen et al., 2000; Vernillo et al., 2015), mientras unos pocos estudios no describen ningún cambio asociado a la aparición de la fatiga en dichos parámetros (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015).

Figura 25

Efecto de la carrera en condición de descanso vs fatiga sobre la longitud (izquierda) y frecuencia (derecha) de zancada



Nota: Adaptado de *Análisis comparativo de parámetros biomecánicos y percepción de esfuerzo entre la carrera en cinta vs suelo* (p.146), por J.A. García-Pérez, 2011, Universitat de València.

Por otro lado, respecto al tiempo de contacto los estudios revisados también mostraron variabilidad en los resultados, no existiendo a día de hoy un consenso claro sobre el efecto de la fatiga en éstas variables (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Chan-Roper et al., 2012; Degache et al., 2013).

1.4.2.2. Efecto de la fatiga en los impactos de aceleración

La aparición de la fatiga durante la carrera en los corredores/as podría influir en la capacidad del cuerpo humano para atenuar los impactos de aceleración. En algunos estudios se ha observado que, de manera independiente al aumento del pico de aceleración máxima en la tibia, los valores de los impactos de aceleración en la cabeza permanecen constantes, lo cual respalda la idea de que los valores incrementados en los impactos de aceleración están acompañados de incrementos en la atenuación de los mismos, para mantener en un rango fisiológico saludable la intensidad de los impactos de aceleración que llegan a la cabeza (Derrick et al., 2002; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998).

Por lo tanto, el incremento de la fatiga se ha asociado con el aumento del pico de aceleración tibial y la atenuación del impacto (Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002). Sin embargo, otros estudios han destacado reducciones en la ratio de aceleración tibial e incluso en la atenuación del impacto (García-Pérez et al., 2014; Mercer et al., 2003), así como, investigaciones donde no se observaron modificaciones en el pico de aceleración tibial (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas, et al., 2017; Mercer et al., 2003), en el pico de aceleración de la cabeza (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Mercer et al., 2003; Reenalda et al., 2019), en la ratio de aceleración tibial (Lucas-Cuevas et al., 2017), o en la atenuación del impacto (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Reenalda et al., 2019). Algunos autores afirman que la variabilidad con respecto al efecto de la fatiga en los impactos de aceleración y la atenuación de impactos puede deberse a los diferentes protocolos utilizados para inducir la fatiga (Abt et al., 2011; Mercer et al., 2003). Con lo que se precisa de más estudios en este sentido.

1.4.2.3. Efecto de la fatiga en la temperatura superficial plantar

Se ha demostrado que la actividad física provoca un aumento de la temperatura interna del cuerpo, lo cual conduce a una elevación en la temperatura superficial de la piel

(Charkoudian, 2010, Merla et al., 2010). Esto es debido a que se produce una vasodilatación periférica en las zonas más activas del cuerpo durante la realización de dicha actividad física, con la finalidad de disipar la temperatura central excesiva, lo que conduce a un aumento del flujo sanguíneo y su consecuente incremento de la temperatura de la piel (Irzmańska, Dutkiewicz, y Irzmański, 2013; Kenney y Johnson, 1992). Estudios previos han mostrado aumentos de temperatura en la superficie plantar de los pies tras la carrera y la marcha (Gil-Calvo et al., 2019; Taiar et al., 2008; Wang et al., 2018; Yavuz et al., 2014, 2013). Además, dichos incrementos han sido explicados en la literatura por el efecto mecánico de la carrera en las plantas de los pies, y el microclima generado dentro de la zapatilla (Shimazaki y Murata, 2015; West et al., 2019).

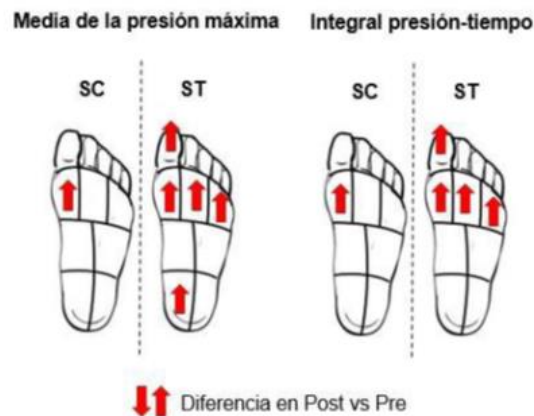
1.4.2.4. Efecto de la fatiga en la presión plantar

Durante la carrera, llega un punto donde aparece la fatiga, provocando una respuesta multidimensional que afecta fisiológica y biomecánicamente a los movimientos de la misma (Brown, Zifchock y Hillstrom, 2014). Estos cambios en la biomecánica de la carrera se deben principalmente a modificaciones en los parámetros cinéticos y cinemáticos, que se cree que afectan el ritmo y a la economía de la carrera (Hunter y Smith, 2007), uno de estos parámetros que puede verse modificado en consecuencia de la fatiga es la distribución de la presión plantar (García-Pérez et al., 2013; Nagel et al., 2008; Rosenbaum et al., 2008; Weist et al., 2004; Willson y Kernozek, 1999).

Algunos autores han objetivado aumentos de la presión plantar en las zonas del metatarso, dedos y talón después de un protocolo de fatiga (Figura 26), así como reducciones en dedos y talón (Bisiaux y Moretto, 2008; García-Pérez et al., 2013; Karagounis et al., 2009; Kim et al., 2018; Jimenez-Perez, 2019), mientras que otros no han observado diferencia alguna debido a la fatiga en la presión plantar (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Hohmann et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014a).

Figura 26

Efecto de la fatiga en la media de presión máxima y la integral presión-tiempo



Nota: Soporte prefabricado (SC) y soporte termoconformable (ST). Adaptado de *Sport@Future: Valoración biomecánica de un soporte plantar termoconformable durante la carrera en fatiga* (p.171), por I. Jimenez-Perez, 2019, Universitat de València.

La diversidad de soportes plantares utilizados, así como los diferentes protocolos llevados a cabo en cada estudio podrían dar respuesta a la variabilidad en los resultados encontrados. Por ello, se precisan más estudios que estudien el efecto de la fatiga en el análisis de la presión plantar.

Puntos Clave

- La fatiga en la carrera puede provocar alteraciones en los parámetros espacio-temporales, los impactos de aceleración, la temperatura superficial plantar y la presión plantar.
- La variabilidad de resultados encontrados en algunos parámetros biomecánicos podría ser debido a los distintos soportes plantares y protocolos utilizados.
- Las modificaciones producidas en parámetros biomecánicos de la carrera en respuesta a la fatiga, se pueden relacionar con el rendimiento deportivo y el riesgo de lesiones.

1.4.3. Protocolos y sistemas de medición de fatiga:

Según la evidencia científica consultada, la fatiga puede afectar o generar ciertos cambios en los diferentes parámetros biomecánicos. No obstante, existe gran variabilidad en cuanto a los resultados obtenidos en los diferentes parámetros biomecánicos. Una de las explicaciones a esta variabilidad podría ser los diferentes protocolos llevados a cabo, el tipo de fatiga inducido o los sistemas de medición utilizados (Chevalier y Chockalingam, 2011; Clansey et al., 2012; Garcin et al., 2005; Lucas-Cuevas et al., 2017).

En este sentido, las diferentes formas planteadas en la literatura científica para provocar la **fatiga central o general** en los corredores/as, son las siguientes:

- ◊ **En cinta ergométrica:** mediante protocolos incrementales con aumentos de velocidad (Anbarian y Esmaeili, 2016; Koblbauer et al., 2014; McConnell, Caine, y Sharpe, 1997; Steib et al., 2013) o con aumentos de velocidad y pendiente hasta la extenuación (Mercer et al., 2003), protocolos de 30 minutos de carrera al 80% (Lucas-Cuevas et al., 2015) y 85% (García-Pérez et al., 2014; García-Pérez et al., 2013; Tong et al., 2014) de la VAM, protocolos a una velocidad correspondiente al umbral anaeróbico durante 30 minutos (Mizrahi et al., 2001; Mizrahi et al., 2000; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998), hasta la extenuación (Denadai et al., 2007) o dos series de 20 minutos a dicha intensidad umbral (Clansey et al., 2012), protocolos de carrera constante hasta mostrar un alto nivel de fatiga (Khassetarash et al., 2015), de 12 minutos a la velocidad individual de fatiga (Lucas-Cuevas et al., 2014), de 40 minutos al ritmo al que los participantes corren 5 kilómetros (Brown et al., 2014), de una hora de carrera a una velocidad en torno al 78% (Hunter y Smith, 2007) o dos horas de carrera al 75% VO_2 máx (Saldanha et al., 2008).
- ◊ **En pista o competición:** otras investigaciones emplearon como métodos para generar fatiga central, la carrera durante 6 kilómetros a ritmo de umbral anaeróbico en una pista de atletismo (Skof y Strojnik, 2006) o la participación en una carrera competitiva midiendo las variables de interés para el estudio antes y al acabar la carrera (Kyröläinen et al., 2000; Millet et al., 2003; Nagel et al., 2008; Hohmann et al., 2016).

Además, algunos estudios también han analizado la **fatiga periférica o muscular** en relación a la carrera (Christina et al., 2001; Fischer, Storniolo y Peyre-Tartaruga, 2015;

Kellis y Liassou, 2009; Kellis et al., 2011), mediante dinamómetros isocinéticos y test de salto, sobre diferentes regiones como los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera (Kellis, Zafeiridis, y Amiridis, 2011; García-Gallart, 2018), así como dorsiflexores (Christina et al., 2001; Kellis y Liassou, 2009), inversores y/o (Christina et al., 2001) flexores plantares de tobillo (Kellis y Liassou, 2009).

Por otro lado, existen diferentes **sistemas para medir** y controlar el nivel de fatiga alcanzado por los corredores/as durante los diferentes protocolos experimentales. Se trata de herramientas relacionadas directamente con parámetros fisiológicos, como la frecuencia cardíaca, el consumo de oxígeno, el nivel de activación muscular, la fuerza isocinética, la concentración de lactato en sangre o la relación de intercambio respiratorio (Abt et al., 2011; García-Gallart, 2018; Wilmore y Costill, 2007), aunque también se utilizan frecuentemente otro tipo de herramientas como las psicofísicas, de percepción subjetiva, o escalas de percepción del esfuerzo (Rating of Perceived Exertion, RPE), como la escala de Borg (Borg, 1982). Esta herramienta está aceptada y validada para medir la percepción subjetiva de la fatiga durante el ejercicio, de manera rápida y eficaz (Borg, 1982; Winter et al., 2006). Se utiliza con la valoración individual y subjetiva de cada corredor/a en la escala de 6 a 20 puntos, donde los valores más bajos se asocian con un nivel de fatiga correspondiente a intensidades muy suaves, y los valores más altos con un nivel de fatiga correspondiente a intensidades muy duras. Además, esta escala, permite una asociación rápida y sencilla con los valores de la frecuencia cardíaca, de manera que 1 punto de esfuerzo percibido son aproximadamente 10 ppm (Borg, 1982; Scherr et al., 2013).

En definitiva, el estudio de la fatiga resulta indispensable en el análisis biomecánico de la carrera, teniendo en cuenta que induce múltiples cambios en las variables fisiológicas y biomecánicas. Por este motivo, en investigaciones donde se analiza el uso de soportes plantares, como en el presente estudio, se vuelve relevante el control de la fatiga, dado que podría evitar que los resultados quedaran enmascarados.

Puntos Clave 

- En la literatura consultada, para inducir la fatiga central y periférica se han utilizado comúnmente protocolos de carrera incrementales, continuos e interválicos.
 - En la mayoría de estudios, los protocolos se han llevado a cabo en cinta ergométrica, en pista o competición, o mediante dinamómetros y test de salto.
-
-

Una vez introducidos los aspectos principales relacionados con la carrera, concretamente con las variables biomecánicas, y las características principales de factores influyentes en la misma como los soportes plantares y la fatiga, se especifican en el siguiente apartado los objetivos e hipótesis propuestos en la presente investigación.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

Los **soportes plantares** son uno de los productos deportivos más populares entre los corredores/as por su asociación con numerosos beneficios, tanto a nivel de mejora del rendimiento deportivo, como en el contexto de la prevención de lesiones. Sin embargo, aunque sus efectos en los diferentes parámetros biomecánicos durante la carrera han sido ampliamente estudiados, existen evidencias poco claras y con resultados heterogéneos.

En este sentido, y como consecuencia del avance tecnológico en la industria del calzado y equipamiento deportivo, se generan nuevos tipos de soporte plantar, entre ellos, el soporte plantar prefabricado **termoconformable**, que permite al propio corredor/a adaptarlo a la ergonomía del pie tras calentarlo con un microondas convencional. El efecto de este tipo de dispositivos, podría suponer una ventaja respecto a los soportes prefabricados genéricos y los soportes plantares personalizados durante la carrera en los diferentes parámetros del análisis biomecánico, y por tanto en la prevención de lesiones y el rendimiento deportivo.

Por otro lado, la **fatiga** también puede inducir modificaciones en el patrón de carrera de los corredores/as, debiendo ser considerada en los estudios a la hora de evaluar el efecto de los soportes plantares durante la carrera.

De este modo, y tomando en consideración los apartados anteriores, se han planteado los siguientes objetivos e hipótesis en la presente tesis:

◇ **Objetivo general:**

Analizar y comparar el efecto en la respuesta biomecánica de un soporte plantar prefabricado termoconformable frente a un soporte control, así como la influencia de la fatiga inducida por la carrera prolongada.

◇ **Objetivos específicos e hipótesis:**

- 1) Analizar el efecto del tipo de soporte plantar, termoconformable vs control, en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca durante un test de carrera prolongada.
 - ▶ H₁: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca en comparación con el soporte control.
 - ▶ H₂: La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentarán con el transcurso de la carrera.

- 2) Estudiar el efecto del tipo de soporte plantar, termoconformable vs control, en los parámetros espacio-temporales, así como su evolución durante un test de carrera prologada.
 - ▶ H₃: El uso del soporte plantar termoconformable no influirá en los parámetros espacio-temporales.
 - ▶ H₄: La longitud de zancada y el tiempo de contacto aumentarán, y la frecuencia de zancada y el tiempo de vuelo disminuirán con el transcurso de la carrera, alterándose en menor medida con el uso del soporte termoconformable respecto al soporte control.

- 3) Evaluar el efecto del tipo de soporte plantar, termoconformable vs control, en los impactos de aceleración durante un test de carrera prologado.
 - ▶ H₅: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá los impactos de aceleración en comparación con el soporte control.
 - ▶ H₆: Los impactos de aceleración aumentarán en la prueba de carrera prologada, siendo menor el incremento con el uso del soporte plantar termoconformable en comparación con el soporte control.

- 4) Analizar el efecto del tipo de soporte plantar, termoconformable vs control, en la temperatura superficial plantar durante un test de carrera prologada.
 - ▶ H₇: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá la temperatura superficial plantar en comparación con el soporte control.

- ▶ H₈: La temperatura superficial plantar aumentará a causa de la carrera prolongada, pero en menor medida con el uso del soporte plantar termoconformable en comparación con el soporte control.
- 5) Analizar el efecto del tipo de soporte plantar, termoconformable vs control, en la presión plantar durante un test de carrera prologado.
- ▶ H₉: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá la presión plantar en comparación con el soporte control.
 - ▶ H₁₀: La presión plantar aumentará al final de la carrera, pero en menor medida con el uso del soporte plantar termoconformable.
- 6) Analizar el efecto del tipo de soporte plantar, termoconformable vs control, en la percepción del confort durante un test de carrera prologado.
- ▶ H₁₁: El uso del soporte plantar termoconformable será percibido como más cómodo que el soporte plantar original de la zapatilla del corredor/a (soporte control).

3. METODOLOGÍA

3. METODOLOGÍA

En el presente apartado, se define el diseño experimental llevado a cabo y con ello, las características de los participantes, las condiciones de soporte plantar y el protocolo seguido. Así como, la metodología utilizada en cada una de las áreas de estudio analizadas: la percepción del esfuerzo, los parámetros espacio-temporales, los impactos de aceleración, la temperatura superficial plantar, la presión plantar y la percepción del confort.

3.1. Diseño experimental

Con el fin de cumplir con los objetivos anteriormente mencionados, los participantes del estudio realizaron tres pruebas en tres días distintos: una prueba de campo, y las dos siguientes de laboratorio sobre una cinta ergométrica. En el laboratorio se registraron las variables de percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca, parámetros espacio-temporales, impactos de aceleración, temperatura superficial plantar, presión plantar y la percepción del confort en dos condiciones de soporte plantar distintas: a) Soporte Plantar Control, y b) Soporte Plantar Prefabricado Termoconformable. Además, se consideró durante toda la prueba, el estado de fatiga, entendiendo esta como el efecto de la evolución de la carrera a lo largo del tiempo sobre las variables analizadas. Así pues, el presente estudio puede definirse como una investigación experimental multifactorial intra-sujetos.

3.1.1. Participantes

Para la realización del presente estudio se contó con un total de 35 corredores, 21 hombres y 14 mujeres. Los participantes se inscribieron de forma voluntaria en un cuestionario online, previamente difundido entre diversos clubes de atletismo y triatlón de la ciudad de Valencia. Para la selección de dichos participantes, se tuvieron en cuenta los siguientes criterios de inclusión:

- ✓ Tener cumplidos 18 años.
- ✓ No haber sufrido lesiones graves en las extremidades inferiores en los últimos 6 meses, ni presentar molestias en el momento del estudio.
- ✓ No haber utilizado plantillas prescritas por un podólogo o especialista con anterioridad al estudio.

- ✓ Estar habituado a realizar un entrenamiento semanal con un volumen mínimo de 15/20 km.
- ✓ Correr una distancia de 10 km entre 40 y 60 minutos.

Todos los corredores fueron informados acerca del protocolo y el diseño experimental del estudio. Previo al inicio de la primera prueba, firmaron el consentimiento informado (ANEXO I), cumpliendo el presente estudio, con los procedimientos establecidos conforme a la Declaración de Helsinki y con la aprobación del Comité de Ética de la Universitat de València (nº de registro: H1511219468950)

Finalmente, 30 corredores (20 hombres y 10 mujeres), con las características que se muestran en la siguiente tabla, completaron el estudio.

Tabla 7

Características de los participantes del estudio

Parámetro	Media (DT)
Edad (años)	34,19 (10,01)
Masa corporal (kg)	68,85(10,14)
Altura (cm)	166,69 (31,92)
Entrenamiento (km/semana)	34,36(19,58)
vVAM (m/s)	3,31 (0,37)

Nota: velocidad en la prueba de Velocidad Aeróbica Máxima (vVAM)

3.1.2. Condiciones del estudio

Las pruebas llevadas a cabo en el laboratorio sobre la cinta ergométrica, se realizaron en dos condiciones diferentes. En una de las pruebas, los corredores utilizaron un Soporte Plantar Prefabricado Termoconformable (ST), y en la otra prueba, el soporte plantar propio de la zapatilla, o Soporte Plantar Control (SC) (Tabla 8).

El ST, tal y como se ha descrito anteriormente (*Ver apartado 1.3.2. Tipos y clasificación de soportes plantares*) es un soporte plantar prefabricado que se caracteriza por su adaptación al pie y a la zapatilla del corredor por termoconformación, es decir, el soporte plantar se calienta previamente empleando un microondas convencional, y permite una mejor adaptación a la morfología del pie. Para el correcto uso y adaptación de éstos soportes plantares, se han seguido las instrucciones del fabricante (ANEXO II). Todos los ST fueron adaptados a los corredores/as por la misma investigadora, en el

laboratorio de Biomecánica de la *Facultat de Ciències de l'Activitat i l'Esport (Universitat de València)*, sin revelar las características de dichos soportes a los participantes y utilizando siempre el mismo microondas (Kor-6105, Daewoo, Corea del Sur).

Además, todos los participantes utilizaron siempre los mismos calcetines para controlar su influencia en el efecto de las plantillas, y mismas zapatillas, tanto en las pruebas como en los entrenamientos de adaptación a las plantillas (*Ver siguiente apartado*).

Tabla 8

Soportes plantares utilizados en el estudio

Soporte Termoconformable (ST)	Soporte Control (SC)
<p>Biontech Superlight®</p> <p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Personalizable por termoconformación con adaptación total a la ergonomía del pie. - Compuesta por material base termoconformable con efecto memoria, superficie transpirable On Steam®, capa intermedia con resinas termoplásticas de poliéster y capa superior de espuma poliuretano con carbono. - Peso: 45 g aprox. Según talla. 	<p>Plantilla original de las zapatillas</p> <p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Reemplazables. - Constituidas por EVA (etilvinilacetato) de baja densidad y poliuretanos. - Forradas con material absorbente de sudor. - Peso: 35 aprox. Según talla. 

3.1.3. Protocolo

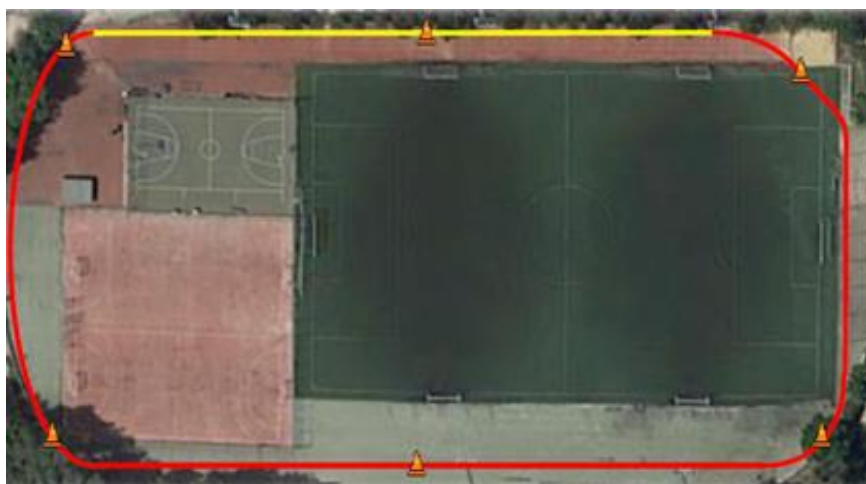
Al igual que en otros estudios (Gil-Calvo et al., 2015; Lucas-Cuevas et al., 2015), una semana antes del comienzo de las pruebas de laboratorio, los participantes realizaron un test de campo con el objetivo de determinar la velocidad aeróbica máxima de carrera de

cada participante, la cual fue utilizada posteriormente para estandarizar la velocidad de los test en laboratorio.

Este primer test tuvo lugar en las instalaciones exteriores del *Servei d'Esports* de la *Universitat de València*, del Campus de Blasco Ibáñez (Figura 27). Y consistió en cubrir la máxima distancia posible durante 5 minutos sobre un circuito de 400 m para determinar la Velocidad Aeróbica Máxima (VAM) (Berthon et al., 1997). Una vez conocida distancia cubierta en la prueba se determinó la VAM, para a partir de ella extraer los porcentajes de intensidad individualizados para cada participante en las dos siguientes pruebas.

Figura 27

Circuito exterior para la realización del test de campo

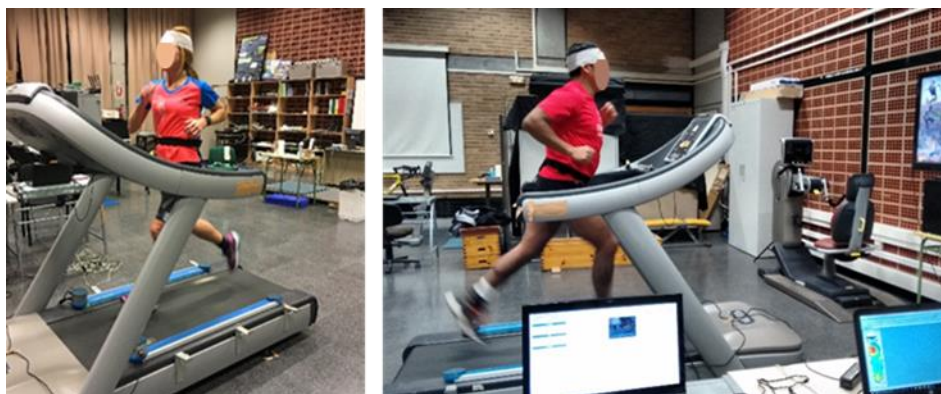


Tras la determinación de la VAM, cada corredor/a realizó las dos pruebas de carrera en el laboratorio en dos días distintos: a) con SC, y b) con ST. Antes de la prueba con el ST, los participantes entrenaron durante tres semanas con estos soportes, como periodo de adaptación (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Stackhouse et al., 2004). De esta forma se aseguró una adaptación al soporte plantar que evitara alteraciones en la respuesta biomecánica fruto de una mala familiarización con el soporte. El periodo de adaptación fue controlado mediante el seguimiento del mismo a través de una ficha de control que se facilitó a los participantes (Figura 28). Éstos debían ir completandola durante sus entrenamientos con el tiempo o el volumen de kilometraje de cada sesión, así como las observaciones pertinentes que quisieran hacer respecto a las sensaciones con dichos soportes.

Figura 28*Ficha control del periodo de adaptación***Ficha control uso plantillas**

Día	Fecha	km entrenamiento	Tiempo entrenamiento	Observaciones
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				

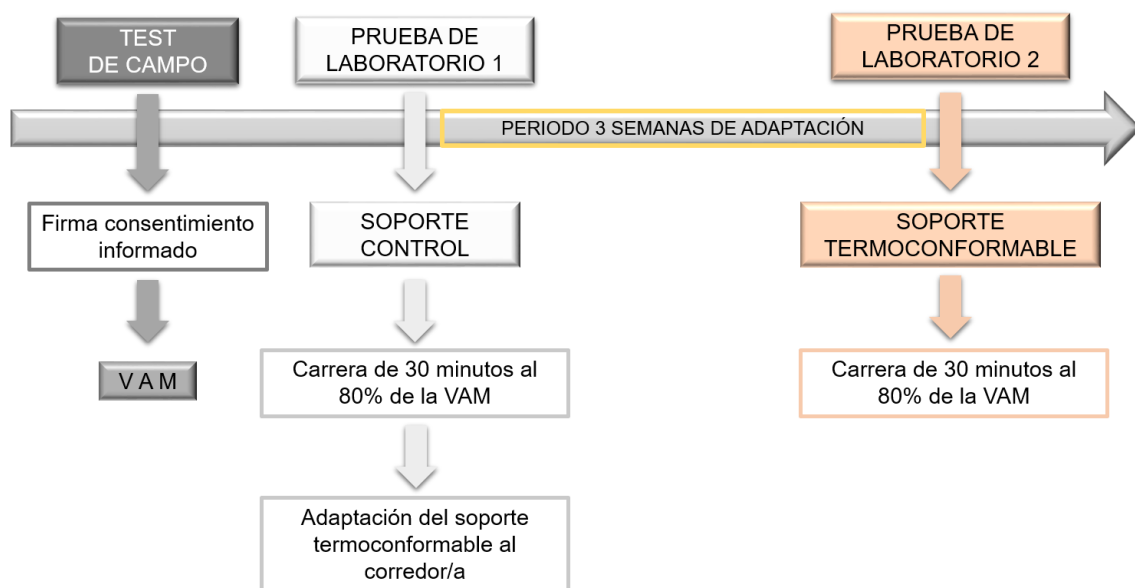
En cada una de las pruebas en el laboratorio se realizó una carrera continua en cinta ergométrica (Excite Run 700, TechnoGymSpA, Gambettola, Italia) (Figura 29), con una duración de 30 minutos, a una intensidad del 80% de la VAM y con una pendiente del 1% (Jones y Doust, 1996). Como calentamiento previo a las pruebas se realizaron 6 minutos de carrera continua en la cinta, también con 1% de pendiente, de forma progresiva hasta alcanzar la velocidad concreta establecida para los 30 minutos (Jimenez-Perez, 2019). Es decir, se partía de una velocidad al 60% de la VAM, pasados dos minutos se subía la velocidad al 70% y finalmente los dos últimos minutos del calentamiento se realizaban al 80% de la VAM.

Figura 29*Corredores realizando uno de las pruebas de laboratorio*

Teniendo en cuenta el tiempo de la aclimatación a la sala y la instrumentación de los corredores/as (*Ver siguiente apartado*), previo a la carrera en cinta, la duración total de cada prueba, fue aproximadamente de 60 minutos. Cabe resaltar que las pruebas se realizaron en condiciones ambientales similares, siendo la temperatura ambiente media de $21,4 \pm 2,0^{\circ}\text{C}$ y la humedad relativa de $40,6 \pm 10,1 \%$ (Digital thermo-hygrometer, TFA Dostmann, Wertheim-Reicholzheim, Alemania). Concretamente, la sesión del estudio se puede definir, tal y como se muestra en la Figura 30.

Figura 30.

Protocolo del estudio.



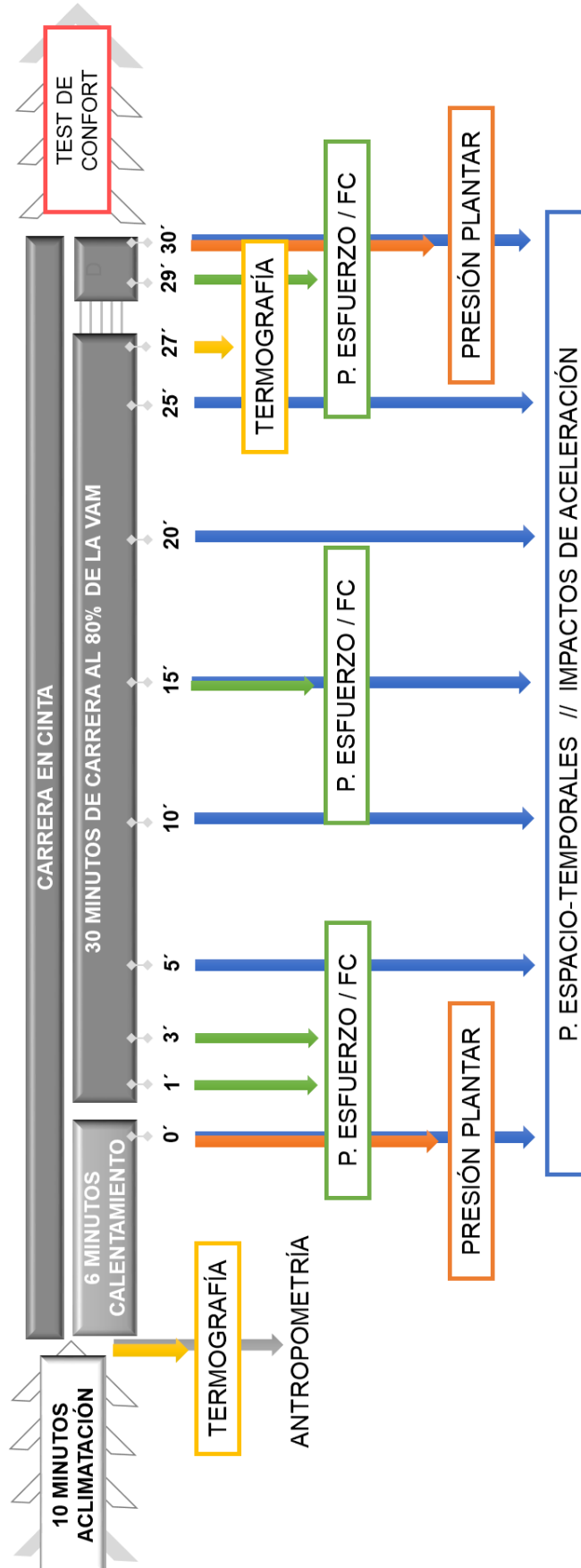
3.1.4. Protocolo específico de laboratorio

Tras la llegada de cada participante al laboratorio, se realizaron 10 minutos de aclimatación a la temperatura de la sala, mientras permanecían sentados en una camilla con las piernas extendidas y los pies desnudos (Gil-Calvo, 2018; Jimenez-Perez, 2019). Transcurrido el tiempo de aclimatación, se registraron las primeras imágenes termográficas de las plantas de los pies. A continuación, se les tomaron las medidas antropométricas (peso y altura), y se les instrumentó con el equipamiento de impactos de aceleración y presión plantar. Seguidamente comenzaron con el calentamiento de 6 minutos, según Hamill, Bates y Holt (1992) tiempo suficiente para la estabilización de la carrera en cinta. En el último minuto de calentamiento (minuto 0) se tomó un primer registro con el equipo de aceleración de impactos, presión plantar y parámetros espacio-

temporales. Al finalizar el calentamiento y previamente al comienzo de la carrera de 30 minutos, la prueba se detuvo brevemente (<30 segundos) para retirar el equipo de presión plantar. A continuación, se reanudó la prueba, iniciando así los 30 minutos de carrera, durante los cuales se registraron el resto de datos. Se les mostró, de manera que no comprometiera la carrera de los participantes, la escala subjetiva de percepción del esfuerzo de Borg 6-20 (RPE) (Borg, 1982) donde cada participante indicaba el valor percibido, en el minuto 1, 3, 15 y 29 (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas et al., 2015; Lucas-Cuevas, 2016). También se registró la frecuencia cardíaca en esos minutos. Los registros de los impactos de aceleración y parámetros espacio-temporales fueron realizados durante la carrera cada 5 minutos en 6 momentos, desde el minuto 5 hasta el minuto 30. En el minuto 27 se detuvo de nuevo la prueba para tomar las últimas imágenes termográficas de las plantas de los pies y volver a instrumentar rápidamente con el equipo de presión plantar al participante. Se tomó el último registro de presión plantar en el minuto 30 de la prueba. Una vez terminada la carrera, los participantes cumplieron el test de confort (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas, 2016; Priego-Quesada et al., 2017) (Figura 31).

Figura 31

Protocolo específico de una prueba de laboratorio



Para garantizar que el protocolo se cumpliera en cada uno de los corredores/as de la forma más similar posible, y, por tanto, controlar la influencia de variables extrañas, se tuvieron en cuenta las siguientes condiciones:

- Todos los participantes entrenaron durante 3 semanas con el ST como periodo de adaptación al mismo.
- Las tres pruebas se realizaron con el mismo calzado, ropa, y calcetines para evitar diferencias intra-sujetos por el uso de prendas diferentes en cada uno de los test.
- Se garantizó que los participantes no padecieran ningún dolor o molestia en el momento de la prueba.
- Para evitar alteraciones en el ciclo circadiano, cada participante realizó las pruebas en la misma franja horaria y el mismo día de la semana.
- Con el fin de evitar modificaciones en el patrón de carrera, el corredor no era consciente que estaba siendo grabado en los momentos de registrar los datos.
- Factores como la temperatura, humedad, ruido o iluminación de la sala se mantuvieron constantes en todas las pruebas.
- Los datos registrados, así como la instrumentación de cada participante se llevaron a cabo por la misma investigadora.
- Además, a los participantes se les facilitó las siguientes instrucciones a cumplir:
 - ◇ Evitar el consumo de alcohol, tabaco y sustancias estimulantes 12h previas a la realización de las pruebas.
 - ◇ No comer al menos 2h antes de realizar las pruebas.
 - ◇ Evitar realizar actividad física intensa las 24h antes de realizar las pruebas.
 - ◇ Acudir al laboratorio de forma tranquila y relajada (evitar actividad física entre moderada e intensa).
 - ◇ Prescindir el uso de productos cosméticos en las extremidades inferiores el día de la prueba.
 - ◇ Evitar la exposición a rayos UVA las 24 horas previas a la prueba.

3.1.5. Especificaciones del protocolo

Con la finalidad de reafirmar algunas de las decisiones llevadas a cabo en el protocolo del presente estudio, se muestran a continuación las distintas especificaciones:

- ◇ En cuanto a las **3 semanas del periodo de adaptación** al soporte termoconfortable, se consideraron suficientes para generar las adaptaciones pertinentes al ST (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Stackhouse et al., 2004).
- ◇ Las pruebas se llevaron a cabo en **cinta ergométrica** con el fin de controlar mejor la investigación. Aunque puedan existir pequeños cambios biomecánicos entre la carrera en cinta y al aire libre (Bowtell, Tan, y Wilson, 2009; García-Pérez et al., 2013; García-Pérez et al., 2014). La carrera en cinta es una buena opción para la investigación, siempre y cuando se tenga en cuenta que los resultados serán comparables, pero no equivalentes a la carrera al aire libre (Fellin, Manal, y Davis, 2010; Jones y Doust, 1996; Riley et al., 2008).
- ◇ Con el fin de reducir el error entre la carrera al aire libre y en cinta, se utilizó un **1% de pendiente** o inclinación en la cinta ergométrica para simular la carga fisiológica propia de una carrera al aire libre (Jones y Doust, 1996).
- ◇ El **test de campo** para determinar la Velocidad Aeróbica Máxima (VAM), fue utilizado, como una alternativa más económica y práctica a la prueba de esfuerzo de carácter máximo con análisis de gases respiratorios. Este test de campo ha sido utilizado en estudios y publicaciones anteriores (Berthon et al., 1997; Chamoux, A. et al., 1996; García-Pérez et al., 2013; Gil-Calvo et al., 2019; Lucas-Cuevas et al., 2017; Lucas-Cuevas et al., 2016; Priego Quesada et al., 2015).
- ◇ La **intensidad de la carrera** fue al 80% de la VAM, equivalente pero no superior al umbral anaeróbico o segundo umbral de lactato, (Pallarés y Morán-Navarro, 2012), para intentar reproducir el nivel de fatiga habitual en un entrenamiento de un corredor/a recreativo/a (Clansey et al., 2012).
- ◇ Los participantes corrieron **30 minutos** ya que, esta duración es la más representativa de lo que normalmente ocurre cuando se entrena (MacLean, Van Emmerik, y Hamill, 2010). Otros estudios han aplicado esta misma duración a intensidades similares en investigaciones anteriores (García-Pérez et al., 2013;

García-Pérez et al., 2014; Jimenez-Perez, I., 2019; Mizrahi et al., 2000, 1997; Verbitsky et al., 1998).

- ◇ Se utilizaron las **zapatillas propias** de cada participante en las tres pruebas, así como en el periodo de adaptación. Existen estudios que indican que la utilización de las propias zapatillas para la realización de las investigaciones puede reflejar con mayor precisión una situación real y natural, ya que la imposición de zapatillas que no son familiares puede alterar la biomecánica de la carrera de los participantes (Gerlach et al., 2005; Weist et al., 2004). Además, la introducción de un soporte plantar ya era una situación nueva para los participantes, e incluir un nuevo factor (zapatillas), podría dificultar la interpretación de los resultados. Por lo tanto, se aceptó cierta variabilidad entre zapatillas para garantizar mayor "naturalidad" en las pruebas.

3.2. Análisis de la percepción del esfuerzo

3.2.1. Equipamiento

Para el análisis de la percepción del esfuerzo, se utilizó la escala visual de 15 puntos (6-20 RPE Borg) (Borg, 1982) (Figura 32). Esta herramienta está aceptada y validada para medir la percepción subjetiva del esfuerzo durante el ejercicio, de manera rápida y eficaz (Borg, 1982; Winter et al., 2006). Además, también se utilizó un pulsómetro (Polar V800, Polar Electro, UK) para medir la frecuencia cardíaca (Figura 32).

Figura 32

Test de percepción del esfuerzo (6-20 RPE Borg) y pulsómetro.



Nota: Adaptado de “Psychophysical bases of perceived exertion” (p.379), por G.Borg, 1982, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5). y “Polar”, 2020 (www.polar.com).

3.2.2. Procedimiento

El cuerpo humano recupera los valores basales de parámetros fisiológicos, como la frecuencia cardíaca, en un tiempo relativamente corto, según el tipo de ejercicio que se lleve a cabo (Daanen et al., 2012). Por ello, es importante medir la percepción del esfuerzo antes de que el participante cese el ejercicio, es decir, durante el ejercicio ya que, el corredor no percibirá la intensidad de un ejercicio de la misma manera durante los primeros minutos, los últimos minutos, o un minuto después de haber parado. Así pues, se les mostró a los participantes el test de percepción del esfuerzo (RPE) en el minuto

1, 3, 15 y 29 de la carrera en cinta (30 minutos al 80% de su VAM). Se les pidió que indicaran el ítem correspondiente a la percepción del esfuerzo realizado en ese momento, desde el 6 (esfuerzo muy, muy ligero) hasta el 20 (esfuerzo máximo). También se anotaron los datos relativos a la frecuencia cardíaca en el minuto 1, 3, 15 y 29 de la carrera.

3.2.3. Análisis de datos

Los datos registrados, tanto de la escala de **percepción del esfuerzo (puntos)** como de la **frecuencia cardíaca (ppm)** en ambas condiciones de soporte plantar (ST y SC), en cada uno de los minutos anteriormente mencionados (1,3,15 y 29), se prepararon y organizaron en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su posterior análisis estadístico.

Tabla 9

Variables de percepción de esfuerzo y fatiga analizadas en el estudio

Variables	Descripción
Percepción del esfuerzo (puntos)	Cuantificación del esfuerzo percibido
Frecuencia cardíaca (ppm)	Número de pulsaciones por minuto

3.3. Análisis de los parámetros espacio-temporales

3.3.1. Equipamiento

Para el registro de datos de los parámetros espacio-temporales se utilizó el sistema de células fotoeléctricas de medición óptica Optogait® (Microgate®, Bolzano, Italia), con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, permitiendo tomar registros de 15 segundos. Este sistema está compuesto por dos barras ópticas de 96 LEDs de infrarrojos, una con función transmisora y la otra receptora, y una webcam (Figura 33).

Figura 33

Sistema de medición óptica Optogait®



Nota: Barras de medición (A), Webcam (B). Adaptado de “Optogait”, 2020 (www.optogait.com).

Las barras fueron situadas a ambos lados de la cinta ergométrica (García-Pinillos et al., 2018; Lee et al., 2014; Lienhard, Schneider, y Maffioletti, 2013; Lussiana et al., 2017). Y, la webcam, que proporcionaba la grabación de la carrera durante la toma de datos, de forma sincronizada, en uno de los laterales (Figura 34), todo ello, conectado a un ordenador portátil con el software proporcionado por OptoGait® (V.1.9.9.0).

Figura 34

Colocación sistema Optogait® en la cinta ergométrica.

**3.3.2. Procedimiento**

Los participantes debían situarse entre las dos barras del equipo, sobre la cinta ergométrica para realizar la carrera y, a su vez, los registros de los parámetros espacio-temporales. Antes de iniciar la carrera, y con el fin de ajustar y estabilizar dichos registros, el corredor/a debía permanecer estático en posición unipodal durante unos segundos para que el software Optogait® midiera, de forma automática, la longitud del pie. Una vez realizado este proceso de calibración, se tomaron un total de 7 registros, cada 5 minutos, desde el minuto 0 hasta el minuto 30 (*Ver sección 3.1.4. Protocolo específico de laboratorio*).

3.3.3. Análisis de datos

Los datos quedaban registrados en el software OptoGait®, donde se podía visualizar cada sesión registrada y, a partir del cual se exportaban, en un archivo “. mlx” las diferentes variables espacio-temporales a analizar (Tabla 10). Antes de la exportación de los datos a una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su posterior análisis estadístico, se identificaba con la ayuda de la grabación de la webcam el pie (izquierdo o derecho) con el que se realizó el primer contacto en cada registro (Figura 35).

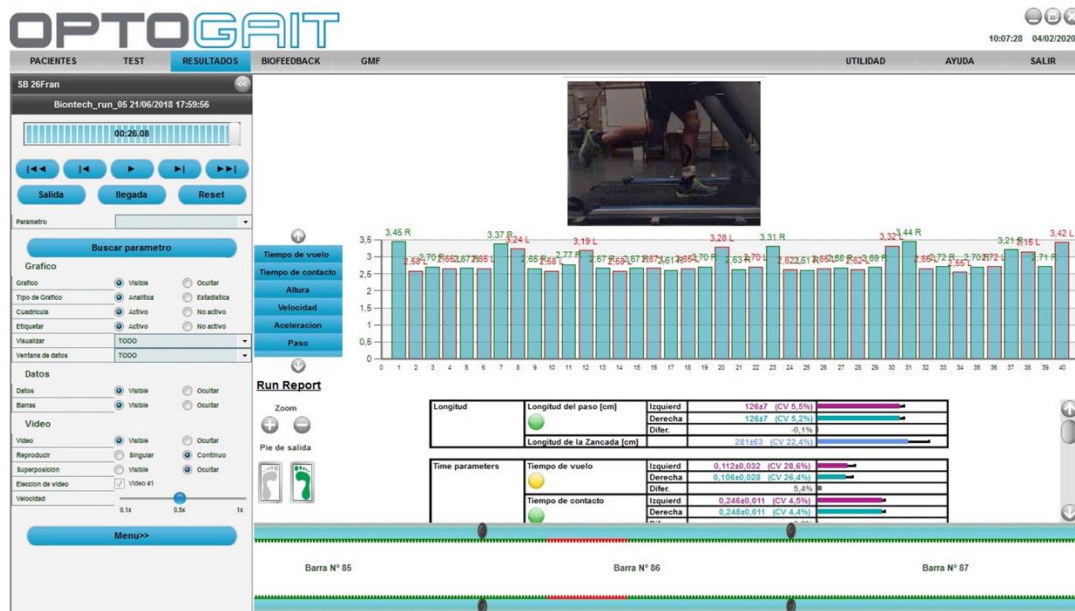
Tabla 10.

Variables espacio-temporales analizadas en el estudio

Variables	Descripción
Tiempo de contacto (s)	Tiempo desde que el pie entra en contacto con el suelo hasta que se produce el despegue.
Tiempo de vuelo (s)	Tiempo desde que el pie despegaba hasta que el otro pie contacta con el suelo.
Longitud de zancada (m)	Distancia recorrida con una zancada (contacto de un pie hasta el siguiente contacto con el mismo pie).
Frecuencia de zancada (Hz)	Numero de zancadas que se dan en un segundo.

Figura 35

Visualización software parámetros espacio-temporales



Nota: Adaptado de OptoGait® (Versión.1.9.9.0; Microgait®:2012).

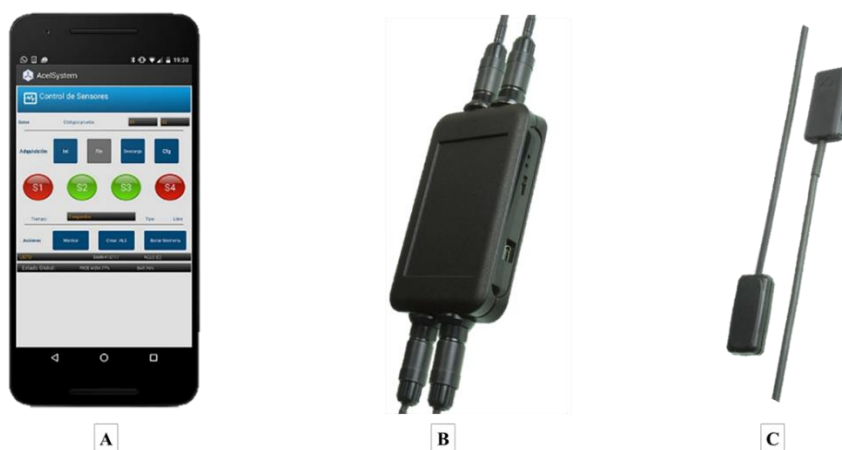
3.4. Análisis de los impactos de aceleración

3.4.1. Equipamiento

Para la medición de los impactos de aceleración se utilizó un equipo de acelerometría formado por dos acelerómetros triaxiales (MEMS in MPU-60X=, BlauTic[®], Valencia, España) con una frecuencia de muestreo de 415 Hz y una potencia de 500 μ A. Estos dispositivos tienen una masa total de 2,5 g y sus dimensiones son 40 mm x 22 mm x 12 mm, y se conectan mediante cable a un transmisor. La señal de las aceleraciones se transfieren desde el transmisor (UL 94 HB, BlauTic[®], Valencia, Spain) via Bluetooth 4.0 a una tableta con la aplicación AccelSys-tem[®] (BlauTic[®], Valencia, Spain) donde quedan registrados los datos (Figura 36).

Figura 36

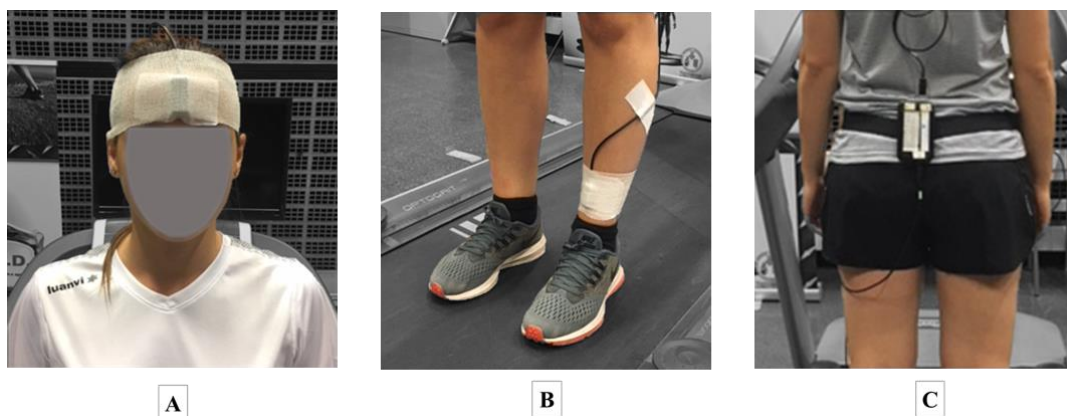
Equipo de acelerometría:



Nota: Tableta (A), transmisor de datos (B) y acelerómetros (C). Adaptado de “BlauTic”, 2020 (www.blautic.com).

3.4.2. Procedimiento

Para la realización adecuada del análisis de los impactos durante la carrera, los acelerómetros se fijaron mediante cintas elásticas adhesivas: uno en la frente (Figura 37A) y el otro en la tibia (rasurando el vello de la zona), en la parte anteromedial distal de la pierna no dominante (Figura 37B), así como en estudios anteriores (Clansey et al., 2012; Delgado et al., 2013; Gruber et al., 2014; TenBroek et al., 2014), ambos, con el eje vertical de los acelerómetros en paralelo al eje vertical de cada corredor (Lucas-Cuevas et al., 2017).

Figura 37*Instrumentación del equipo de acelerometría*

Nota: situación del acelerómetro en la cabeza (A); situación del acelerómetro en la tibia (B); situación del transmisor (C).

Una vez quedaban fijados los acelerómetros, se conectaban los cables al transmisor (Figura 37C), y finalmente, el transmisor se conectaba via Bluetooth a la tableta.

Cabe resaltar que el protocolo de instrumentación llevado a cabo cumplió con las recomendaciones de estudios anteriores para minimizar la señal de ruido y reducir el error (en comparación con un acelerómetro invasivo fijado al hueso) (Coventry et al., 2006; Gruber et al., 2014; Ziegert y Lewis, 1979):

- Situar el acelerómetro en una localización lo más cercana posible al hueso (cantidad mínima de tejido blando entre el hueso y el acelerómetro).
- Usar un acelerómetro de masa baja.
- Asegurar el acelerómetro con una cinta elástica apretada según el confort del participante.

3.4.3. Análisis de datos

Las señales quedaban almacenadas en el transmisor de datos, y posteriormente se exportaban al ordenador como un archivo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para ser tratados posteriormente con un programa hecho a medida con el software de programación Matlab[®] (versión 9.8, The Math Works Inc., Natick, MA, EE. UU.). En primer lugar, se pasaron los archivos de Excel a formato “. mat” para ser procesados por un software personalizado. Las señales fueron previamente filtradas empleando un filtro paso bajo Chebyshev tipo II (Parks y Burrus, 1987) de orden 8, con una frecuencia de

corte de 120Hz y un rizado de la banda atenuada de 40dB para eliminar el ruido de la señal.

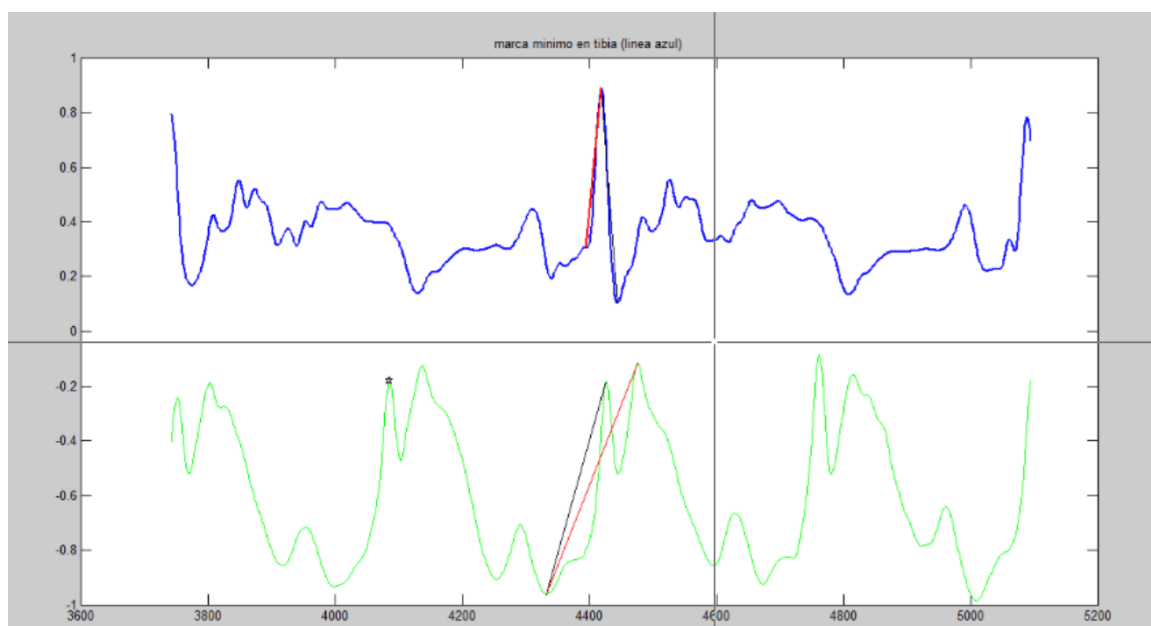
Una vez filtrada la señal, el software fue programado para realizar el siguiente análisis de las componentes verticales de aceleración:

- Se calculó el periodo de la señal (duración del paso), situando el instante temporal de máxima autocorrelación en la señal (Orfanidis, 1988).
- Se detectó el instante de máxima aceleración dentro del primer periodo de la señal, y se registró la posición (tiempo) y la aceleración de este punto.
- Se determinó el primer mínimo local de aceleración anterior al máximo, y se registró la posición (tiempo) y la aceleración del punto.
- Los procedimientos anteriores permitieron detectar los puntos de interés de un solo paso, por lo que se repitieron las veces necesarias hasta localizar los puntos de interés de los pasos siguientes. No obstante, habiéndose detectado un máximo, en los siguientes pasos se buscó únicamente el punto en una ventana temporal cuyo centro se encontrase retrasado un periodo del máximo anterior y cuyo ancho correspondiese a un 10% de este periodo.

Los datos obtenidos mediante este proceso se visualizaron gráficamente para corregir de forma manual aquellos registros erróneos en el patrón del impacto (Figura 38).

Figura 38

Correcciones de los datos en el software Matlab.



Nota: Adaptado de “Matlab[®]” (Versión 9.8; The Math Works Inc:2019)

Finalmente, se identificaron y exportaron automáticamente las variables para el análisis que se muestran en la Tabla 11:

Tabla 11

Variables analizadas en los impactos de aceleración

Variables	Descripción
Pico de aceleración tibial (g)	Amplitud máxima de la señal de aceleración registrada en tibia.
Pico de aceleración en cabeza (g)	Amplitud máxima de la señal de aceleración registrada en cabeza.
Magnitud tibial (g)	Diferencia entre el pico máximo y el pico mínimo de aceleración en la tibia.
Magnitud en cabeza (g)	Diferencia entre el pico máximo y el pico mínimo de aceleración en cabeza.
Ratio en tibia (g/s)	Magnitud de la variación de aceleración desde el momento el contacto del pie en el suelo hasta el máximo valor, registrado en la tibia. Calculada teniendo en cuenta la pendiente del 20% hasta el 80% del eje de amplitud de la señal original.
Ratio en cabeza(g/s)	Magnitud de la variación de aceleración desde el momento el contacto del pie en el suelo hasta el máximo valor, registrado en la cabeza. Calculada teniendo en cuenta la pendiente del 20% hasta el 80% del eje de amplitud de la señal original.
Atenuación del impacto (%)	Diferencia entre la aceleración máxima de la tibia y de la cabeza, expresándose como porcentaje de la aceleración de la tibia.

Por último, los datos se ordenaron en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su posterior análisis estadístico.

3.5. Análisis de la temperatura superficial plantar

3.5.1. Equipamiento

Para analizar la temperatura de la superficie de la piel se utilizó la cámara termográfica FLIR® E60bx (Flir Systems Inc., Wilsonville) con un rango de medición entre 20°C y 650°C, resolución infrarroja de 320x240 píxeles y sensibilidad térmica <0,05 °C (Figura 39).

Figura 39

Cámara termográfica utilizada en el estudio.



Nota: Adaptado de “FLIR®”, 2019 (www.flir.com).

3.5.2. Procedimiento

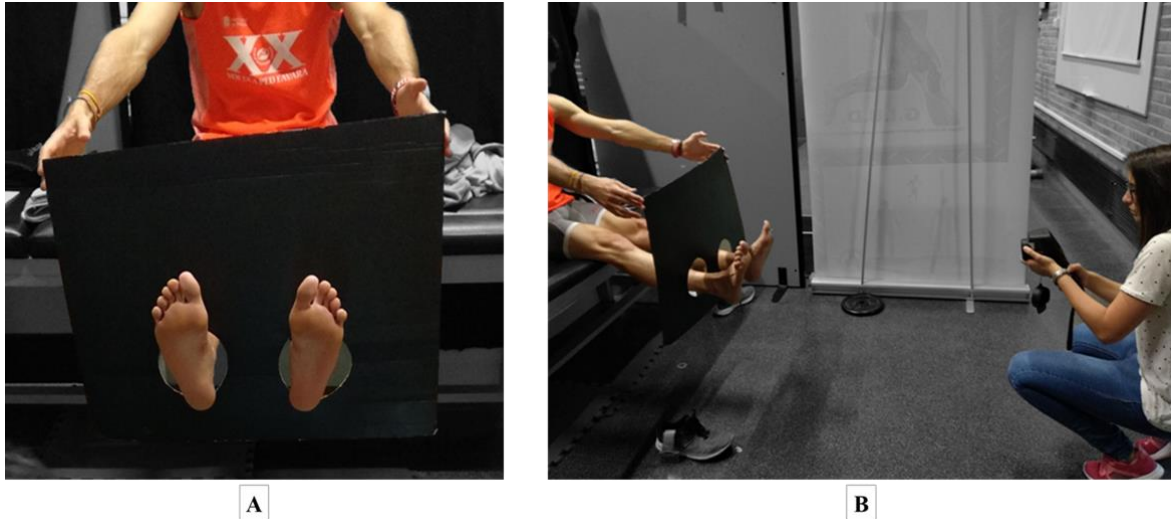
Se tomaron imágenes termográficas de ambas plantas de los pies, antes (PRE) y después (POST) de la carrera en la cinta ergométrica (ver sección 1.3.1. Protocolo específico de laboratorio). Antes de realizar la primera medición, el participante estuvo 10 minutos sentado con las piernas extendidas y los pies desnudos (Gil-Calvo et al., 2017, 2019) con el fin de aclimatarse a la temperatura de la sala (Gil-Calvo et al., 2019; Marins et al., 2014; Sillero-Quintana et al., 2015).

En ambos momentos, para la realización de las imágenes el corredor/a debía colocar los pies a través de los agujeros de un panel negro mate (Figura 40A), con el objetivo de evitar o minimizar los efectos de la temperatura reflejada del ambiente o la visualización de otras partes del cuerpo (Jimenez-Perez, 2019; Priego-Quesada et al., 2015). De esta manera, la cámara se colocó a un metro de distancia de las plantas de los pies del

participante, con el objetivo de la cámara perpendicular al suelo para tomar las imágenes (Gil-Calvo et al., 2019; Hildebrandt et al., 2010) (Figura 40B).

Figura 40

Toma de imágenes termográficas



Nota: Panel anti-reflectante (A) y colocación para la toma de imágenes termográficas (B).

Se tuvieron en cuenta factores extrínsecos del entorno que pudieran perturbar los datos registrados de la temperatura superficial de la piel durante la toma de las imágenes. Por ello, se controló la temperatura ambiente de la sala ($21,4 \pm 2,0$ °C) y la humedad relativa ($40,6 \pm 10,1$ %) con un higrómetro digital (Digital thermo-hygrometer, TFA Dostmann, Wertheim-Reicholzheim, Alemania). Tratando de replicar esta misma temperatura en las dos pruebas de laboratorio que realizaban los participantes. Además, se evitó que hubiera equipos electrónicos cerca, así como luz solar o eléctrica que pudieran afectar a las tomas de imágenes. También se tuvo en cuenta que, en la zona habilitada para la toma de las imágenes, únicamente permanecieran durante la misma la investigadora y el participante. De igual forma y considerando la normativa ISO 18434-1:2008, se registró (mediante el higrómetro digital) la temperatura reflejada de la sala para evitar los posibles errores.

3.5.3. Análisis de datos

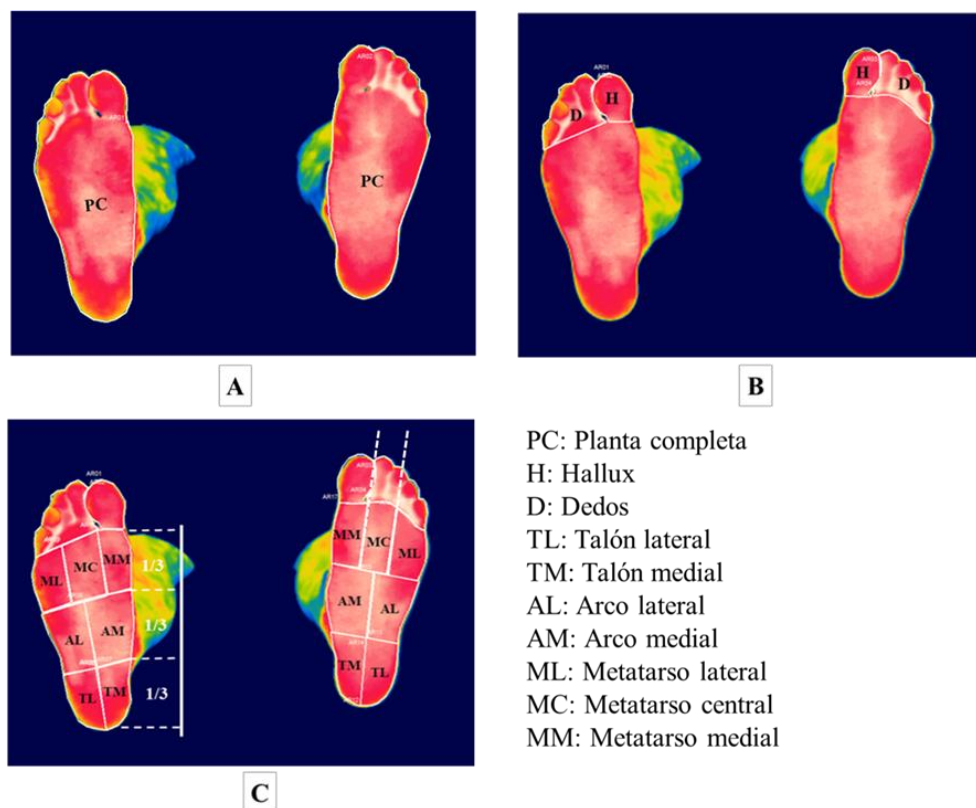
Las imágenes se almacenaban en la tarjeta de memoria extraíble que contiene la cámara, y posteriormente se exportaban al ordenador para ser tratadas con el software ThermaCam Researcher pro 2.10 (FLIR Systems AB, Suecia). El programa calculaba la temperatura media de cada una de las regiones de interés (ROIs) delimitadas por la misma

investigadora en cada participante. La emisividad de la piel se fijó en 0,98 (Steketee, 1973). Y finalmente los datos se ordenaron en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su posterior análisis estadístico.

En cuanto a las ROIs, al igual que en el análisis de la presión plantar, se consideraron: Planta completa, Hallux, Dedos, Talón Medial, Talón Lateral, Arco Medial, Arco Lateral, Metatarso Medial, Metatarso Central y Metatarso Lateral. En primer lugar, se delimitó la Planta completa (Figura 41A), a continuación, el Hallux y los Dedos (Figura 41B), para a partir de esta delimitación dividir el resto de la planta del pie en tres zonas equitativas, cada una de estas zonas albergó las dos regiones del talón, las dos regiones del arco y las tres regiones del metatarso. Por otro lado, para la división longitudinal entre las regiones de una misma zona, en el caso del talón y arco se dividió por la mitad, y en el caso de los metatarsos se tomó como referencia el ancho del Hallux para el Metatarso Medial, el segundo y tercer dedo para el Metatarso central y el cuarto y quinto dedo para el Metatarso lateral (Figura 41C).

Figura 41

Proceso de delimitación de las ROIs



Nota: Delimitación planta completa (A), delimitación Hallux y Dedos (B) y delimitación del resto de regiones (C).

Respecto a las variables analizadas (Tabla 12), además de la temperatura absoluta, también se analizaron las variaciones de temperatura (ΔT), con el fin de determinar el efecto de la carrera en ambos soportes plantares en cada una de las regiones analizadas. Estas variaciones se calcularon en la hoja de cálculo Excel mediante una operación matemática básica.

Tabla 12

Variables analizadas en el análisis de la temperatura superficial plantar.

Variables	Descripción
Temperatura absoluta (°C)	Temperatura media en cada región de interés.
Variación de temperatura (°C)	Incremento de la temperatura desde el momento Pre ejercicio hasta el momento Post ejercicio, a partir de la resta de la temperatura Post menos la temperatura Pre en cada región de interés.

3.6. Análisis de la presión plantar

3.6.1. Equipamiento

En el presente estudio, se utilizaron las plantillas instrumentadas F-Scan[®] (3000E Sport, Tekscan, Massachusetts, EEUU) para la medición de las presiones plantares (Figura 42). Este sistema cuenta con una frecuencia de muestreo de 200Hz, además se caracteriza por sus plantillas instrumentadas flexibles y recortables, pudiendo ajustar así la talla de cada participante. Cada una de estas plantillas instrumentadas cuenta con una resolución espacial de 3,9 sensores/cm² y un rango de presión de 75-125 PSI / 517-862 kPa. Cada plantilla original cuenta con 954 sensores de detección, los cuales se reducen al recortar y ajustar la plantilla a las diferentes tallas. Como se ha detallado anteriormente, se tomaron mediciones de una duración de 15 segundos.

Son diversos los estudios que han valorado con aceptable fiabilidad la utilización de este sistema de medición de presiones plantares (Luo et al., 1998; Okholm et al., 2017; Randolph et al., 2000; Salles y Gyi, 2013).

Además de las plantillas instrumentadas, este sistema de medición estaba compuesto por un módulo amplificador de la señal, un transmisor de telemetría y el software de análisis (Figura 42).

Figura 42

Sistema de plantillas instrumentadas F-Scan[®]



Nota: Plantillas instrumentadas (A), Módulo amplificador de señal (B) y Transmisor de telemetría (C). Adaptado de “Tekscan[®]”, 2019 (www.tekscan.com).

La plantilla instrumentada (Figura 42A) se conectaba al amplificador de la señal (Figura 42B), situado en la parte inferior de la pierna. A su vez, éste se conectaba al transmisor de telemetría (Figura 42C), colocado en la cintura del participante, desde donde mediante una señal wifi se transmitían los datos al ordenador continente del

software específico del equipo (F-Scan Research® V7.50, Tekscan, Massachusetts, EEUU).

3.6.2. Procedimiento

Previo a la instrumentación de los participantes con este sistema de medición, se les pidió la talla de zapatilla para recortar y preparar la plantilla instrumentada. Una vez adecuada la plantilla al participante, ésta se introdujo dentro de la zapatilla del pie dominante y se fijó (con cinta de doble cara, para evitar deslizamientos) sobre la propia plantilla de la zapatilla y sobre el soporte plantar termoconformable, dependiendo de la condición (figura 43A).

Se midió únicamente la presión plantar en uno de los pies, teniendo en cuenta que según algunos estudios previos no existen diferencias significativas entre ambos pies (Baur et al., 2007; Jimenez-Perez., 2019; Lucas-Cuevas., 2016; Weist et al., 2004) y, de modo que, no interfiriera con el equipo de transmisión de impactos instrumentados en el pie no dominante.

A continuación, el participante se calzaba la zapatilla, y se conectaba la plantilla instrumentada al amplificador de la señal, el cual permaneció a la altura del tobillo mediante una cincha con velcro (Figura 43B), de igual forma se conectó el amplificador al transmisor de telemetría, situado en la cintura del participante mediante un cinturón adaptado (Figura 43C).

Figura 43

Colocación del sistema de plantillas instrumentadas F-Scan®



Nota: Inserción de la plantilla en la zapatilla (A); Conexión de la plantilla instrumentada con el módulo amplificador de señal (B); conexión del amplificador con el transmisor de telemetría (C).

Una vez instrumentado el participante, se procedió a la calibración del sistema, de manera que, primero se introdujo el peso del corredor/a, y a continuación se les pidió que elevaran la pierna no dominante, manteniéndose en equilibrio sobre su pierna dominante y presionando la plantilla instrumentada durante 10 segundos, mientras el sistema realizaba la calibración y establecía esa presión como el valor cero.

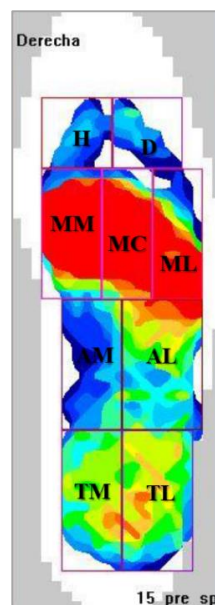
Una vez realizada la instrumentación y calibración, el participante comenzaba con la prueba descrita en los apartados anteriores.

3.6.3. Análisis de datos

Los datos se analizaron mediante el software del sistema de plantillas instrumentadas (F-Scan Research V7.50, Tekscan, Massachusetts, EEUU). En primer lugar, se obtuvo la media de todos los pasos de cada registro de 15 segundos, obviando el primero y el último, para garantizar la toma de pasos enteros. A continuación, se dividió la planta del pie, del mismo modo que en el análisis de la temperatura superficial plantar (*Ver apartado 3.5.3. Análisis de datos*), en 10 zonas: Planta Completa, Hallux, Dedos, Talón Lateral, Talón Medial, Arco Lateral, Arco Medial, Metatarso Lateral, Metatarso Central y Metatarso Medial. Esta división se realizó en el software de manera manual, insertando y ajustando cajas a cada talla de cada uno de los registros (Figura 44).

Figura 44

Zonas analizadas en la presión plantar con el software mediante cajas.



Nota: Adaptado de F-Scan Research (Versión 7.50; Tekscan)

En segundo lugar, se extrajo para cada una de las zonas divididas las variables que se muestran en la Tabla 13, excepto en las variables integral presión-tiempo y presión relativa que no se obtuvieron datos de la planta completa.

Tabla 13

Variables analizadas en la presión plantar.

Variables	Descripción
Media de presión máxima (kPa)	Promedio de todas las presiones máximas registradas en cada zona.
Integral presión-tiempo (kPa/s)	Presión que se está aplicado en una zona determinada durante la fase de apoyo (área bajo a curva de presión-tiempo).
Presión relativa (%)	Porcentaje que supone la media de presión máxima en una zona del pie en relación a la media de la suma de todas las zonas.

Finalmente, los datos se exportaron a una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su posterior análisis estadístico.

3.7. Análisis del confort

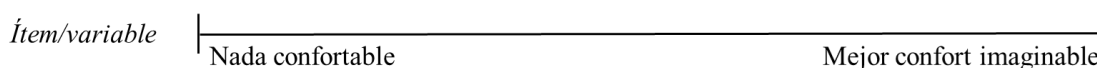
3.7.1. Equipamiento

Al igual que en otros estudios similares (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas et al., 2014; Mills et al., 2011; Mündermann et al., 2004; Mündermann et al., 2003; Salles y Gyi, 2013), para el análisis de la percepción del confort se utilizó una escala analógica visual (VAS) de 15 cm (ANEXO III). Estudios previos han utilizado esta escala subjetiva para la evaluación de la percepción del confort (Gil-Calvo, 2018; Jimenez-Perez, 2019; Mündermann et al., 2002).

En esta escala se contemplan un total de 12 ítems relacionados con el confort: Confort General, Amortiguación del talón, Amortiguación del antepié, Control medio-lateral, Altura del arco, Ajuste del talón, Anchura del talón, Anchura del antepié, Longitud de la zapatilla, Temperatura, Humedad y Dureza. Cada uno de estos ítems se valoró de izquierda a derecha desde “nada confortable” hasta “mejor confort imaginable” (Lucas-Cuevas, 2016) (Figura 45).

Figura 45

Escala visual analógica de 150mm



Nota: Adaptado de “Development of a reliable method to assess footwear comfort during running” (p.40), por A. Mündermann, B.M. Nigg, D.J. Stefanyshyn, y R.N. Humble, 2002, *Gait & Posture*, 16(1).

3.7.2. Procedimiento

Para una adecuada medición del confort, cada uno de los ítems fue explicado previamente a los corredores (Tabla 14) (Mündermann et al., 2002). Al finalizar ambas pruebas de laboratorio se les proporcionó a los participantes la escala de confort, y se les pidió que trazaran con un bolígrafo, una línea perpendicular a la línea horizontal de cada ítem, según el confort percibido.

Dado que la prueba con la condición de soporte plantar control se realizó primero, los participantes pudieron evaluar el confort del soporte termoconformable tomando como referencia el soporte plantar original de sus propias zapatillas. Para la valoración del

soporte plantar control se les proporcionó un bolígrafo de color rojo y para trazar el confort percibido con el soporte termoconformable otro de color azul, con la finalidad de una mejor distinción entre condiciones en su posterior análisis.

3.7.3 Análisis de datos

Para la obtención de los datos de confort, se midieron los trazos o líneas verticales, que los corredores realizaron para cada ítem o variable (Tabla 14), con una regla graduada longitudinal y se obtuvo la distancia, en centímetros, entre el extremo izquierdo (centímetro 0) y la marca realizada (línea vertical) (Mündermann et al., 2002). Estos datos se normalizaron en porcentaje para facilitar su interpretación. Finalmente, los datos se exportaron a una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Inc., USA) para su posterior análisis estadístico.

Tabla 14

Variables analizadas en la percepción del confort

Variables (%)	Descripción
Confort general	Impresión general de la plantilla.
Amortiguación Talón	Amortiguación de la plantilla en la zona trasera del pie.
Amortiguación Antepié	Amortiguación de la plantilla en la zona delantera del pie.
Control Medio-Lateral	Control de la posición del pie (pronación/supinación del mediopié) por parte de la plantilla.
Altura del Arco	Altura de la plantilla en la zona medial del arco.
Ajuste Talón	Ajuste de la plantilla en la zona trasera del pie.
Anchura Talón	Anchura de la plantilla en la zona trasera del pie
Anchura Antepié	Anchura de la plantilla en la zona delantera del pie.
Longitud	Longitud de la plantilla respecto a la zapatilla.
Temperatura	Temperatura de la planta del pie con la plantilla.
Humedad	Humedad de la planta del pie con la plantilla.
Dureza	Dureza de la plantilla.

3.8. Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos obtenidos en cada una de las variables del estudio se llevó a cabo con el software SPSS 20 (SPSS Inc., Chicago, IL). En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo de las características de los participantes del estudio: edad, masa corporal, altura, entrenamiento semanal y velocidad al 80% VAM, con la media y desviación estándar.

En segundo lugar, se comprobó la normalidad mediante la prueba estadística Shapiro-Wilks de todas las variables de cada una de las áreas de estudio: percepción de esfuerzo, parámetros espacio-temporales, impactos de aceleración, temperatura superficial plantar, presión plantar y percepción del confort. Todas las variables mostraron un valor de significación de $P > 0.05$, y, por tanto, dado que los datos tenían una distribución normal se realizaron las pruebas paramétricas. Además, se llevó a cabo un análisis exploratorio para detectar y eliminar los valores atípicos o *outliers* de los datos.

Para determinar el efecto de los soportes plantares y la fatiga, entendiendo ésta última como el efecto del paso del tiempo durante la carrera prolongada, en las diferentes variables de cada área de estudio, se realizó un análisis de la varianza de medidas repetidas (ANOVA MR) definiendo los factores intra-sujeto y niveles como se muestra en la Tabla 15.

Cabe destacar, que para los parámetros espacio-temporales, así como para las variables de la temperatura superficial plantar, también se llevaron a cabo pruebas T-Student para muestras relacionadas, con el fin de realizar las comparaciones por pares entre pie dominante y no dominante.

Con el fin de analizar la esfericidad, se realizó la prueba de Mauchly. Cuando se asumía la esfericidad, el ANOVA se llevaba a cabo mediante una aproximación univariada. Por otro lado, cuando no se asumía la esfericidad, se tomaba la aproximación más potente entre la aproximación multivariante y el ajuste de grados de libertad (Greenhouse-Geisser, Huynh-Feldt y Lower-bound). Se utilizó una corrección de Bonferroni (post hoc) para las comparaciones por pares, con un nivel de significación establecido en $\alpha = 0.05$.

Por último, se calculó también el tamaño del efecto de Cohen (ESd) únicamente para las diferencias significativas encontradas en las comparaciones por pares, teniendo en

cuenta la siguiente clasificación: Pequeño ($ESd=0,2-0,5$), moderado ($ESd= 0,5-0,8$) y grande ($ESd>0,8$) (Cohen, 1988).

Tabla 15

ANOVA de medidas repetidas: definición de los factores y niveles para cada variable dependiente de cada área de estudio

Área de estudio	Variables dependientes	Factores intra-sujeto	Niveles
Percepción del esfuerzo	Percepción del esfuerzo (puntos) Frecuencia cardíaca (ppm)	Condición de soporte plantar	1. SC 2. ST
		Momento	1. Minuto 1 2. Minuto 3 3. Minuto 15 4. Minuto 29
Parámetros espacio-temporales	Longitud de zancada (m) Frecuencia de zancada (Hz) Tiempo de contacto (s) Tiempo de vuelo (s)	Condición de soporte plantar	1. SC 2. ST
Impactos de aceleración	Pico de Aceleración Tibial (g) Pico de Aceleración en Cabeza (g) Magnitud Tibial (g) Magnitud en Cabeza (g) Ratio en Tibia (g/s) Ratio en Cabeza (g/s) Atenuación del Impacto (%)	Momento	1. Minuto 0 2. Minuto 5 3. Minuto 10 4. Minuto 15 5. Minuto 20 6. Minuto 25 7. Minuto 30
Temperatura superficial plantar	Temperatura absoluta (°C) Variación de temperatura (°C)	Condición de soporte plantar	1. SC 2. ST
Presión plantar	Media de presión máxima (kPa) Integral presión-tiempo (kPa/s) Presión relativa (%)	Momento	1. PRE 2. POST
Percepción del confort	Confort general (%) Amortiguación Talón (%) Amortiguación Antepié (%) Control Medio-Lateral (%) Altura del Arco (%) Ajuste Talón (%) Anchura Talón (%) Anchura Antepié (%) Longitud (%) Temperatura (%) Humedad (%) Dureza (%)	Condición de soporte plantar	1. SC 2. ST

Nota: Soporte control (SC): Soporte termoconformable (ST).

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

A continuación, se muestran los resultados obtenidos a partir del análisis de la percepción del esfuerzo, los parámetros espacio-temporales, los impactos de aceleración, la temperatura superficial plantar, la presión plantar y la percepción del confort, teniendo en cuenta las dos condiciones de soporte plantar utilizados en el presente estudio, así como el efecto de la carrera prolongada o fatiga.

4.1. Análisis de la percepción del esfuerzo

Efecto del soporte plantar

En la **percepción del esfuerzo** se observó un menor valor de esfuerzo con el uso del **ST** respecto al **SC** en el **minuto 1** ($P=0,03$) de la carrera, con un tamaño del efecto pequeño ($ESd=0,32$), tal y como se puede observar en Tabla 16. En el resto de minutos no se observaron diferencias significativas entre ambos soportes durante la carrera ($P>0,05$).

Tabla 16

Percepción del esfuerzo [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar

Variable/ Parámetro	Tiempo (min)	ST	SC	P valor (ESd)
		\bar{x} (DT)	\bar{x} (DT)	
Percepción del esfuerzo (puntos)	1	11,47 (1,76)c	12,03 (1,69)*c	0,03 (0,32)
	3	11,30 (1,44)c	11,60 (1,40)c	N.S.
	15	12,93 (1,91)b	13,40 (1,96)b	N.S.
	29	14,00 (2,24)a	14,37 (2,51)a	N.S.

Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). No significativa (N.S.). Diferencias significativas entre ambos soportes plantares ($*P< 0,05$). $a>b>c$ diferencia significativa entre minutos analizados de un mismo soporte plantar ($P< 0,001$). Tamaño del efecto (ESd).

Por otro lado, en la **frecuencia cardíaca**, no se observaron diferencias entre los soportes plantares, en ninguno de los minutos o momentos analizados ($P>0,05$) (Tabla 17).

Tabla 17

Frecuencia cardíaca [\bar{x} (DT)] en ambas condiciones de soporte plantar

Variable/ Parámetro	Tiempo (min)	ST	SC	P valor (ESd)
		\bar{x} (DT)	\bar{x} (DT)	
Frecuencia cardíaca (ppm)	1	157 (12,62)c	159 (14,02)c	N.S.
	3	159 (10,47)c	160 (12,23)c	
	15	167 (10,22)b	169 (12,39)b	
	29	172 (8,74)a	173 (11,32)a	

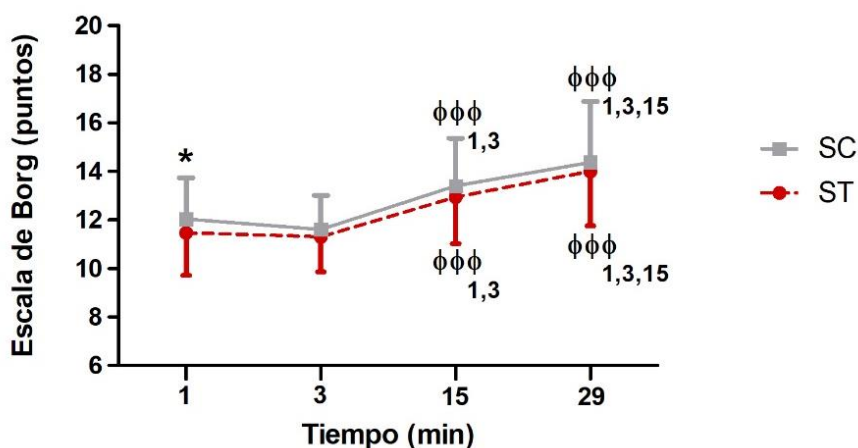
Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). No significativa (N.S.). a>b>c diferencia significativa entre minutos analizados de un mismo soporte plantar ($P < 0,001$).

Efecto de la fatiga

En cuanto al análisis de la fatiga y evolución de la carrera a lo largo del tiempo, se observó un aumento significativo ($P < 0,001$) y progresivo de la **percepción del esfuerzo** desde el minuto 3 hasta el minuto 29, con el uso del soporte termoconformable [13,5% o 2,7(0,8) puntos] y del soporte control [13,85% o 2,77(1,11) puntos] (Figura 46). Obteniendo en ambos soportes plantares, tamaños del efecto entre moderado y grande entre los minutos **1 y 15** [ST y SC: $ESd = 0,8$ y $ESd = 0,8$], **3 y 15** [ST y SC: $ESd = 0,8$ y $ESd = 0,7$], **1 y 29** [ST y SC: $ESd = 1,4$ y $ESd = 1,1$], **3 y 29** [ST y SC: $ESd = 1,4$ y $ESd = 1,1$]; y **15 y 29** [ST y SC: $ESd = 0,5$ y $ESd = 0,5$].

Figura 46

Percepción del esfuerzo [\bar{x} (DT)] en ambas condiciones de soporte plantar

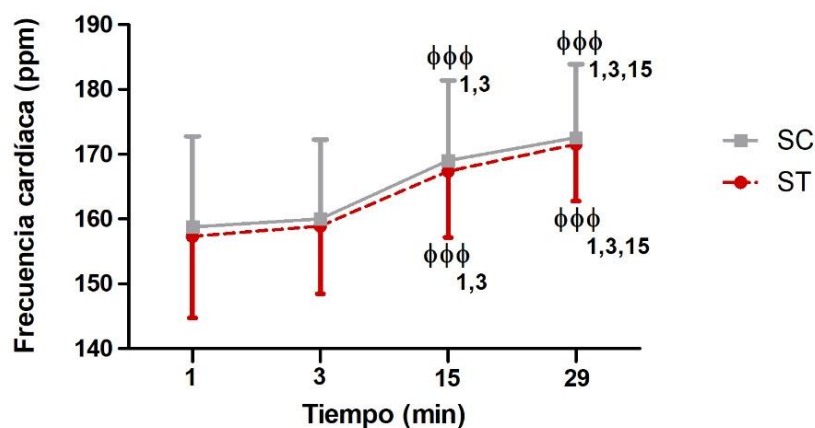


Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas entre los minutos señalados ($\phi\phi\phi P < 0,001$). Diferencias significativas entre soportes plantares ($*P < 0,05$).

En la **frecuencia cardíaca** también se observó un aumento progresivo, con el uso de ambos soportes plantares desde el minuto 1 hasta el minuto 29, siendo este aumento para el ST de 15 (3,88) ppm y para el SC de 14 (2,7) ppm. Además, también hubo diferencias significativas ($P < 0,001$), como se observa en la Figura 47 entre los **minutos 1 y 15** [ST y SC: $ESd = 0,9$ y $ESd = 0,8$], **3 y 15** [ST y SC: $ESd = 1,0$ y $ESd = 1,1$], **1 y 29** [ST y SC: $ESd = 1,3$ y $ESd = 1,1$], **3 y 29** [ST y SC: $ESd = 1,5$ y $ESd = 1,4$]; y **15 y 29** [ST y SC: $ESd = 0,6$ y $ESd = 0,5$], con un tamaño del efecto entre moderado y grande.

Figura 47

Frecuencia cardíaca [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas entre los minutos señalados ($\phi\phi\phi P < 0,001$).

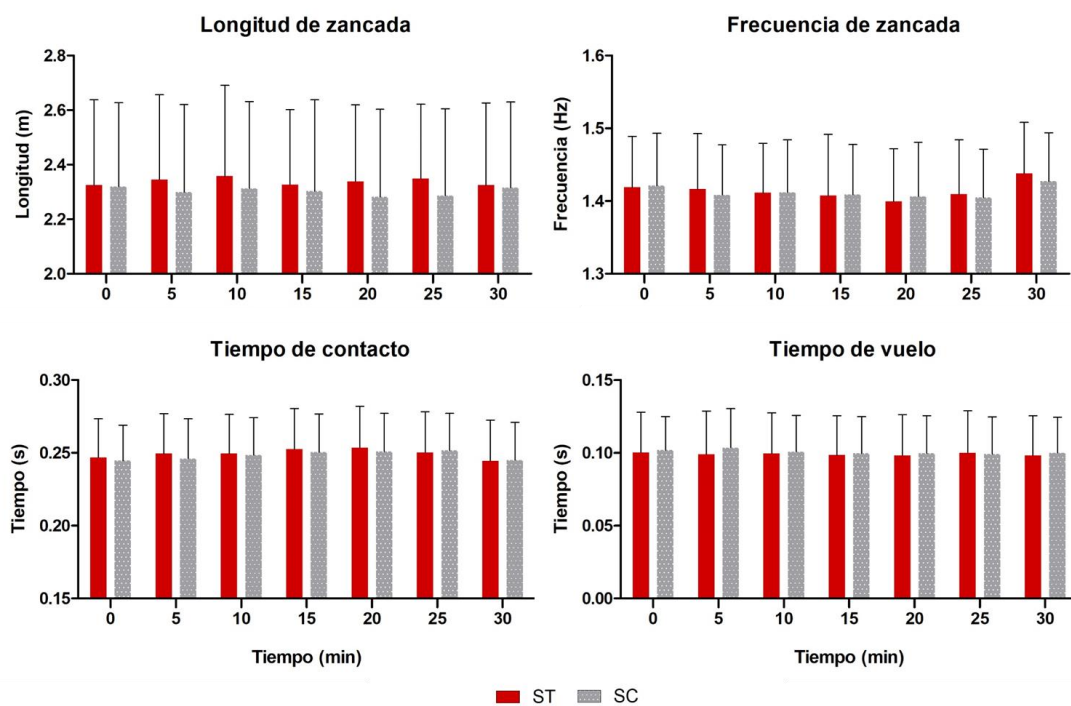
4.2. Análisis de los parámetros espacio-temporales

Efecto del soporte plantar

En el presente apartado se muestran los resultados obtenidos en referencia a los parámetros espacio-temporales en las dos condiciones de soporte plantar analizadas (Figura 48). Como se puede observar en la Tabla 18, no se obtuvieron diferencias significativas ($P>0,05$) en ninguna de las variables analizadas.

Figura 48

Efecto en los parámetros espacio-temporales [$\bar{X}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST).

Tabla 18

Efecto en los parámetros espacio-temporales [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar

Variable/ Parámetro	Tiempo (min)	ST	SC	P valor
		\bar{x} (DT)	\bar{x} (DT)	
Longitud de zancada (m)	0	2,33 (0,31)	2,32 (0,31)	N.S.
	5	2,35 (0,31)	2,30 (0,32)	
	10	2,36 (0,33)	2,31 (0,32)	
	15	2,33 (0,28)	2,30 (0,33)	
	20	2,34 (0,28)	2,28 (0,32)	
	25	2,35 (0,27)	2,29 (0,32)	
	30	2,33 (0,30)	2,31 (0,31)	
Frecuencia de zancada (Hz)	0	1,42 (0,07)	1,42 (0,07)	N.S.
	5	1,42 (0,08)	1,41 (0,07)	
	10	1,41 (0,07)	1,41 (0,07)	
	15	1,41 (0,08)	1,41 (0,07)	
	20	1,40 (0,07)	1,41 (0,07)	
	25	1,41 (0,07)	1,41 (0,07)	
	30	1,44 (0,07)	1,43 (0,07)	
Tiempo de contacto (s)	0	0,25 (0,03)	0,25 (0,02)	N.S.
	5	0,25 (0,03)	0,25 (0,03)	
	10	0,25 (0,03)	0,25 (0,03)	
	15	0,25 (0,03)	0,25 (0,03)	
	20	0,25 (0,03)	0,25 (0,03)	
	25	0,25 (0,03)	0,25 (0,03)	
	30	0,25 (0,03)	0,25 (0,03)	
Tiempo de vuelo (s)	0	0,10 (0,03)	0,10 (0,02)	N.S.
	5	0,10 (0,03)	0,10 (0,03)	
	10	0,10 (0,03)	0,10 (0,03)	
	15	0,10 (0,03)	0,10 (0,03)	
	20	0,10 (0,03)	0,10 (0,03)	
	25	0,10 (0,03)	0,10 (0,03)	
	30	0,10 (0,03)	0,10 (0,02)	

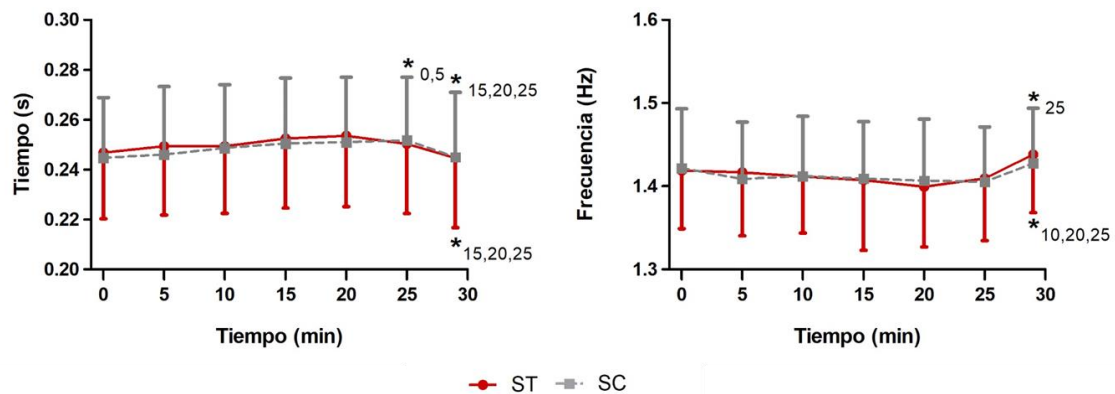
Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). No significativa (N.S.).

Efecto de la fatiga

Por otro lado, en relación al efecto que la evolución de la carrera a lo largo del tiempo, y el desarrollo de la fatiga ha tenido en los diferentes parámetros espacio-temporales estudiados, sí que se observaron diferencias significativas entre los momentos analizados, como se puede observar en la Figura 49.

Figura 49

Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas entre los minutos señalados (* $P < 0,05$).

Respecto al **tiempo de contacto**, teniendo en cuenta el uso del **ST**, se observaron disminuciones significativas en el último instante temporal respecto a los tres instantes que le preceden, teniendo estas diferencias un tamaño del efecto pequeño (Tabla 19). Por otro lado, con el uso del **SC** también se obtuvieron disminuciones significativas, entre el **minuto 30** respecto al **minuto 25**, entre el **minuto 30** respecto al **minuto 20**, entre el **minuto 30** respecto al **minuto 15**, y un aumento significativo del **minuto 25** respecto al **minuto 5**, y del **minuto 25** respecto al **minuto 0** (Tabla 19).

En cuanto a la **frecuencia de zancada**, con el uso del **ST** existen diferencias significativas entre la última medición y las dos anteriores, teniendo estas diferencias con un tamaño del efecto pequeño. Así pues, se observó un aumento significativo de la frecuencia de zancada del **minuto 30** respecto al **minuto 25**, del **minuto 30** respecto al **minuto 20** y del **minuto 30** respecto al **minuto 10**. Con el **SC**, únicamente se observó un aumento significativo del **minuto 30** respecto al **minuto 25** (Tabla 19).

Tabla 19

Efecto de la fatiga en los parámetros espacio-temporales [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar

Variable/ Parámetro	Condición	Tiempo (min)	Tiempo (min)	<i>P</i> valor (ES <i>d</i>)
Tiempo de contacto (s)	ST	30	25	0,025 (0,4)
		30	20	0,002 (0,5)
		30	15	0,001 (0,4)
	SC	30	25	0,001(0,3)
		30	20	0,030 (0,3)
		30	15	0,032 (0,3)
		25	5	0,030 (0,1)
		25	0	0,029 (0,2)
Frecuencia de zancada (Hz)	ST	30	25	0,018 (0,2)
		30	20	0,006 (0,3)
		30	10	0,045 (0,1)
	SC	30	25	0,036 (0,3)

Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas ($P < 0,05$). Tamaño del efecto (ES*d*).

4.3. Análisis de los impactos de aceleración

Efecto del soporte plantar

No se encontraron diferencias significativas entre el **SC** y el **ST** en ninguno de los parámetros analizados ($P>0,05$) (Tabla 20).

Tabla 20

Efecto en los impactos de aceleración [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar

Variable/ Parámetro	Tiempo (min)	ST	SC	P valor
		\bar{x} (DT)	\bar{x} (DT)	
Pico de aceleración tibial (g)	0	8,48 (3,15)	8,88 (3,11)	N.S.
	5	8,51 (3,07)	8,81 (2,98)	
	10	8,47 (2,89)	9,28 (3,05)	
	15	8,79 (2,99)	9,41 (3,06)	
	20	8,72 (3,18)	9,14 (3,05)	
	25	8,58 (2,99)	9,34 (3,09)	
	30	8,86 (3,31)	9,55 (3,21)	
Pico de aceleración en cabeza (g)	0	2,31 (0,41)	2,32 (0,33)	N.S.
	5	2,33 (0,39)	2,37 (0,37)	
	10	2,32 (0,40)	2,34 (0,35)	
	15	2,33 (0,44)	2,38 (0,30)	
	20	2,37 (0,47)	2,38 (0,31)	
	25	2,27 (0,41)	2,36 (0,33)	
	30	2,21 (0,37)	2,31 (0,34)	
Magnitud tibial (g)	0	8,75 (3,40)	9,03 (3,27)	N.S.
	5	8,85 (3,45)	9,02 (3,07)	
	10	8,77 (3,22)	9,48 (3,20)	
	15	9,13 (3,37)	9,71 (3,20)	
	20	8,96 (3,50)	9,50 (3,25)	
	25	8,81 (3,29)	9,64 (3,29)	
	30	9,29 (3,60)	9,86 (3,47)	
Magnitud en cabeza (g)	0	2,49 (0,51)	2,53 (0,42)	N.S.
	5	2,50 (0,49)	2,52 (0,42)	
	10	2,45 (0,48)	2,51 (0,42)	
	15	2,46 (0,52)	2,53 (0,38)	
	20	2,53 (0,54)	2,52 (0,39)	
	25	2,43 (0,51)	2,50 (0,39)	
	30	2,37 (0,46)	2,47 (0,42)	
Ratio en tibia (g/s)	0	579,26 (424,67)	577,80 (394,88)	N.S.
	5	593,22 (463,57)	561,95 (359,15)	
	10	542,35 (375,36)	592,36 (401,40)	
	15	568,26 (383,10)	605,40 (416,62)	
	20	587,51 (426,50)	561,86 (354,47)	
	25	548,36 (392,96)	596,40 (377,03)	
	30	607,10 (400,85)	618,81 (391,48)	

Variable/ Parámetro	Tiempo (min)	ST	SC	P valor
		\bar{x} (DT)	\bar{x} (DT)	
Ratio en cabeza (g/s)	0	68,30 (19,12)	66,56 (19,17)	N.S.
	5	69,24 (18,99)	69,99 (21,85)	
	10	68,11 (16,86)	68,49 (20,59)	
	15	68,99 (17,37)	69,07 (19,02)	
	20	70,58 (19,02)	72,06 (19,78)	
	25	67,67 (15,81)	70,91 (21,25)	
	30	67,39 (15,11)	69,83 (23,24)	
Atenuación del impacto (%)	0	70,20 (9,03)	70,75 (10,25)	N.S.
	5	70,02 (9,20)	70,69 (9,26)	
	10	70,26 (9,24)	72,21 (9,41)	
	15	71,26 (9,37)	71,89 (9,29)	
	20	70,04 (10,16)	71,30 (9,49)	
	25	70,99 (9,73)	72,18 (9,14)	
	30	72,23 (10,18)	73,43 (8,52)	

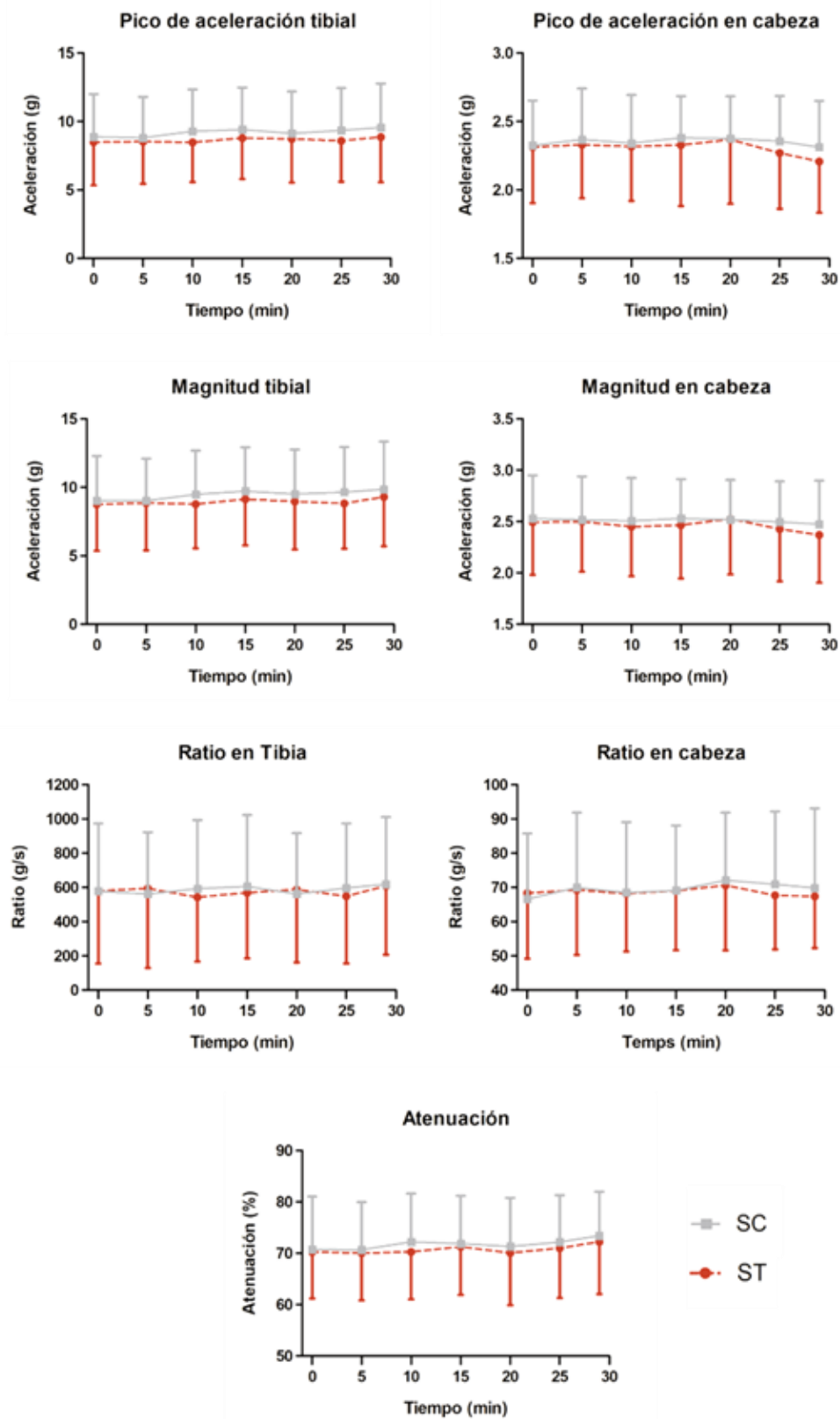
Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). No significativa (N.S.).

Efecto de la fatiga

Por otro lado, en relación al efecto que la evolución de la carrera a lo largo del tiempo, tampoco se observaron diferencias significativas entre los momentos analizados, como se puede observar en la Figura 50.

Figura 50

Efecto de la fatiga en los impactos de aceleración [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST).

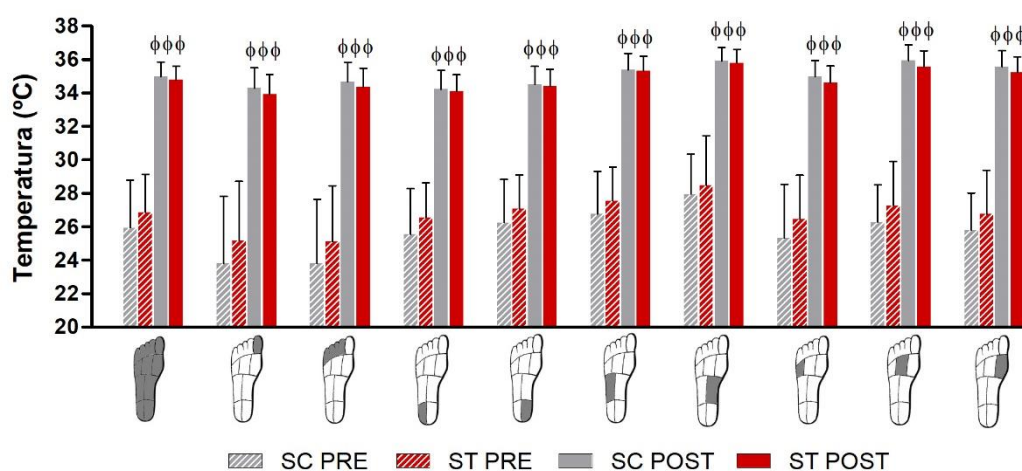
4.4. Análisis de la temperatura superficial plantar

Efecto de la fatiga

Para determinar el efecto de la evolución de la carrera a lo largo del tiempo, y el desarrollo de la fatiga en la temperatura superficial de las plantas de los pies, se analizó el comportamiento térmico mediante la **temperatura absoluta** de cada una de las ROIs, en el momento **POST** de la carrera respecto al momento **PRE**, en ambas condiciones de soporte plantar. Después de la carrera, con el uso del **SC** la temperatura se incrementó en 9,5 (0,27) °C y con el uso del **ST** el incremento fue de 8,08 (0,20) °C, dichos aumentos reflejaron grandes diferencias significativas ($P < 0,001$) en todas las ROIs analizadas, con un tamaño del efecto muy grande ($ESd > 1$) (Figura 51).

Figura 51

Temperaturas absolutas [$\bar{x}(DT)$] antes y después de la carrera en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control antes de la carrera (SC PRE), Soporte Termoconformable antes de la carrera (ST PRE), Soporte Control después de la carrera (SC POST), Soporte Termoconformable después de la carrera (ST POST). Diferencias significativas respecto al momento PRE en ambos soportes plantares en las regiones señaladas ($\phi\phi\phi P < 0,001$).

Efecto del soporte plantar

Comparando ambos soportes (SC y ST), la **temperatura absoluta** antes de la carrera (**PRE**), mostró diferencias significativas en la mayoría de las regiones analizadas entre el ST y el SC (Tabla 21).

Tabla 21

Temperaturas absolutas [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar en el momento PRE de carrera

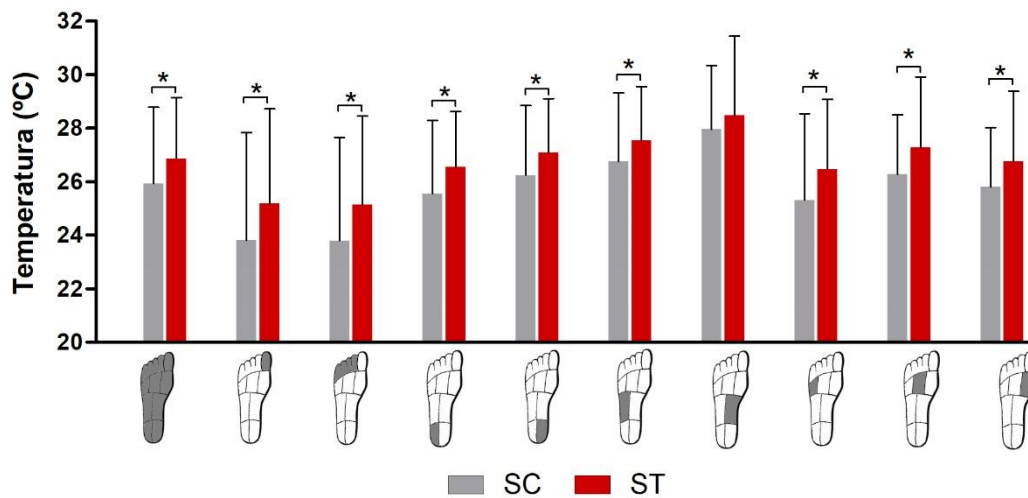
PRE (°C)			
CON/ ROI	ST \bar{x} (DT)	SC \bar{x} (DT)	P valor (ESd)
PC	26,86 (2,28)	25,94 (2,84)	0,014 (0,35)
H	25,18 (3,54)	23,81 (4,03)	0,004 (0,36)
D	25,13(3,32)	23,80(3,85)	0,004 (0,37)
TL	26,55 (2,08)	25,56 (2,72)	0,006 (0,41)
TM	27,09 (2,02)	26,25(2,59)	0,015 (0,36)
AL	27,54 (2,03)	26,76 (2,57)	0,031 (0,33)
AM	28,47 (2,98)	27,96(2,39)	0,133
ML	26,46 (2,63)	25,32 (3,22)	0,008 (0,38)
MC	27,28 (2,64)	26,28 (2,22)	0,018 (0,41)
MM	26,76 (2,63)	25,81 (2,22)	0,020 (0,39)

Nota: Planta Completa (PC), Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas ($P < 0,05$). Tamaño del efecto (ESd).

Como se puede apreciar también en la figura 52, se encontraron diferencias significativas ($P < 0,05$) entre los soportes plantares (SC vs ST) en todas las variables de temperatura analizadas, a excepción del **Arco Medial**, siendo siempre mayor el valor de temperatura en el ST. Cabe destacar que el tamaño del efecto de dichas diferencias es considerado pequeño.

Figura 52

Temperaturas absolutas [$\bar{X}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar en el momento *PRE* de carrera



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas (* $P < 0,05$).

Por otro lado, en cuanto a la **temperatura absoluta** analizada después de la carrera (**POST**), se encontraron diferencias significativas entre el SC y ST en la mitad de las regiones analizadas, tal y como se muestra en la Tabla 22 y en la Figura 53. Siendo significativamente más altas las temperaturas con el **SC** en las zonas del **Hallux**, los **Dedos** y los **Metatarsos (Lateral, Central y Medial)** pero con un tamaño del efecto pequeño.

Tabla 22

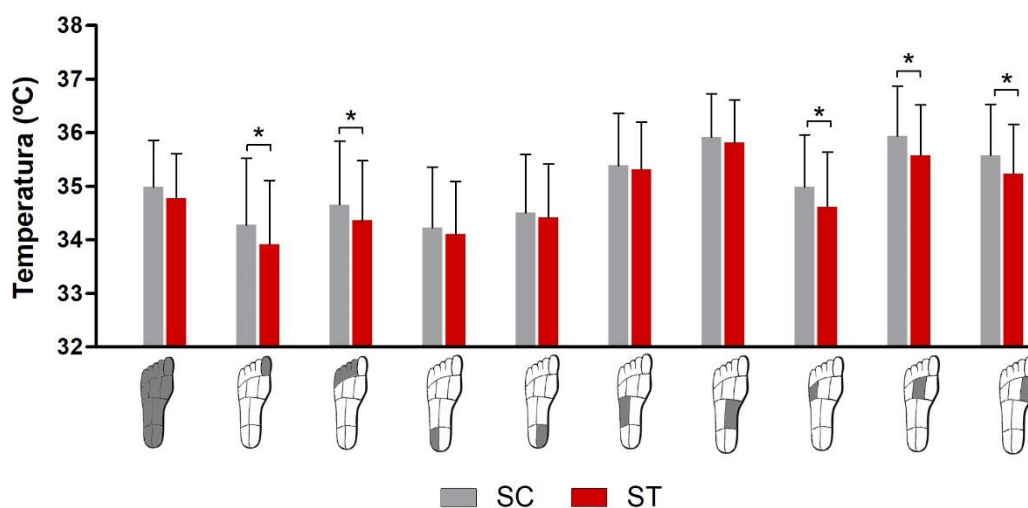
Temperaturas absolutas [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar en el momento POST de carrera

POST (°C)			
CON/ROI	ST \bar{x} (DT)	SC \bar{x} (DT)	P valor (ESd)
PC	34,78 (0,83)	34,99 (0,87)	N.S.
H	33,92 (1,19)	34,28 (1,24)	0,024 (0,29)
D	34,36 (1,12)	34,66 (1,18)	0,047 (0,26)
TL	34,10 (0,99)	34,23 (1,13)	N.S.
TM	34,41 (1,01)	34,51 (1,09)	N.S.
AL	35,32 (0,88)	35,39 (0,97)	N.S.
AM	35,81 (0,80)	35,92 (0,81)	N.S.
ML	34,61 (1,03)	34,99 (0,97)	0,025 (0,38)
MC	35,58 (0,94)	35,94 (0,93)	0,022 (0,38)
MM	35,23 (0,93)	35,58 (0,95)	0,013 (0,37)

Nota: Planta Completa (PC), Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas ($P < 0,05$). No significativa (N.S.). Tamaño del efecto (ESd).

Figura 53

Temperaturas absolutas [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar en el momento POST de carrera



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas (* $P < 0,05$).

En las **variaciones de temperatura (ΔT)**, se encontraron diferencias significativas entre el ST y SC en todas las regiones analizadas, excepto en la región del **Talón Medial** y el **Arco Medial** ($P > 0,05$), siendo mayores las variaciones de temperatura en el **SC**, tal y como se puede comprobar en la Tabla 23 y en la figura 54. El tamaño del efecto es considerado pequeño para todas las variables que mostraron diferencias significativas, excepto para la región de los **Metatarsos Laterales**, cuyo tamaño del efecto fue moderado (Tabla 23).

Tabla 23

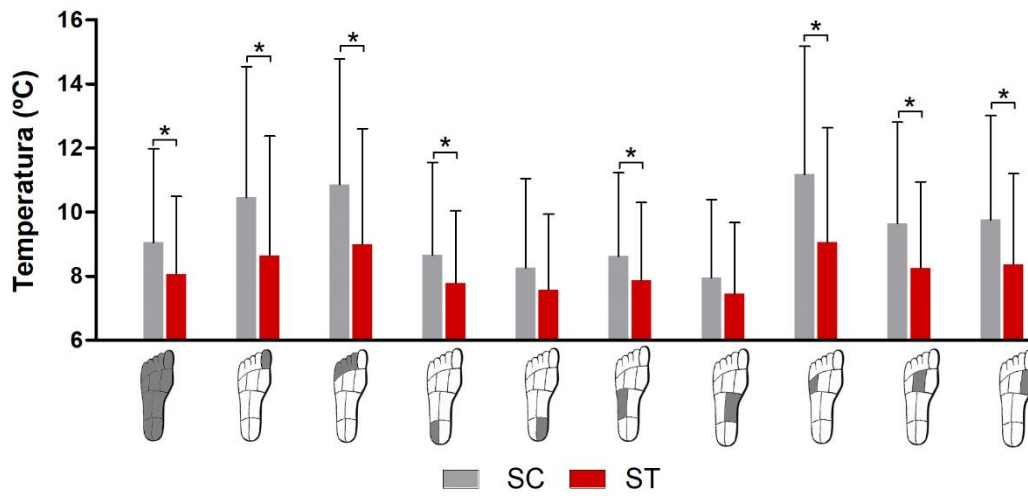
Variación de temperatura [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar

CON/ ROI	ΔT (°C)		P valor (ESd)
	ST \bar{x} (DT)	SC \bar{x} (DT)	
PC	8,06(2,42)	9,05 (2,92)	0,007 (0,37)
H	8,65(3,72)	10,46 (4,08)	0,001 (0,46)
D	8,99 (3,61)	10,86(3,92)	0,001 (0,49)
TL	7,79 (2,25)	8,66(2,89)	0,015 (0,33)
TM	7,57(2,36)	8,26 (2,79)	N.S.
AL	7,87 (2,42)	8,62 (2,61)	0,028(0,29)
AM	7,44 (2,23)	7,95(2,44)	N.S.
ML	9,05 (3,58)	11,18 (3,99)	0,001 (0,56)
MC	8,25 (2,69)	9,65 (3,15)	0,002 (0,47)
MM	8,37 (2,83)	9,76 (3,25)	0,002 (0,45)

Nota: Planta Completa (PC), Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas ($P < 0,05$). No significativa (N.S.). Tamaño del efecto (ESd).

Figura 54

Variación de temperatura [$\bar{X}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencias significativas (*P < 0,05).

4.5. Análisis de la presión plantar

Efecto del soporte plantar

En la **media de presión máxima**, como se muestra en la Tabla 24 y en la Figura 55, se mostraron diferencias significativamente mayores del **ST** respecto al **SC** en la zona del **Arco Medial** en el momento **PRE** y también en el momento **POST** ambos, con un tamaño del efecto grande ($ESd > 1$).

Tabla 24

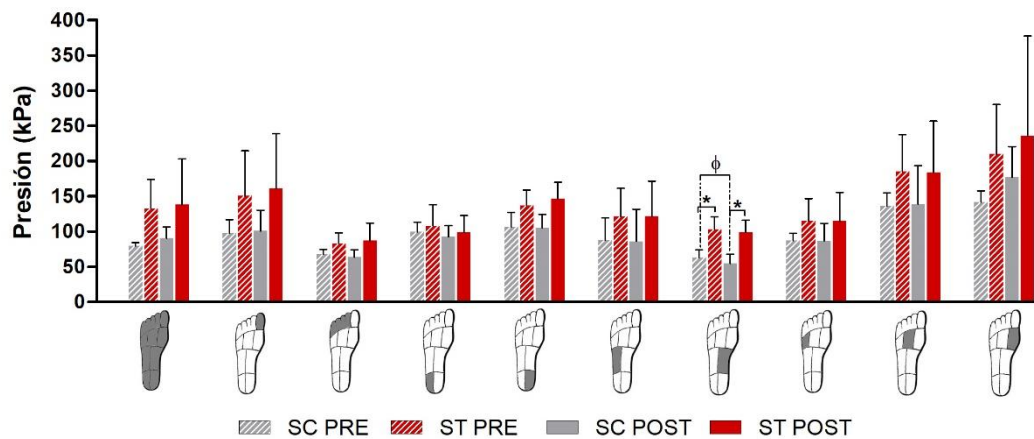
Media de presión máxima [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera

MOM CON / ROI	PRE			POST		
	SC \bar{x} (DT)	ST \bar{x} (DT)	<i>P</i> valor (<i>ESd</i>)	SC \bar{x} (DT)	ST \bar{x} (DT)	<i>P</i> valor (<i>ESd</i>)
PC	79,73 (4,99)	132,72 (41,01)	N.S.	90,38 (15,96)	138,38 (64,70)	N.S.
H	97,22 (19,71)	150,38 (64,23)	N.S.	100,89 (29,27)	160,93 (77,69)	N.S.
D	67,70 (6,95)	82,88 (15,21)	N.S.	63,90 (10,48)	86,95 (24,69)	N.S.
TL	99,56 (13,99)	107,87 (29,97)	N.S.	92,55 (15,66)	98,85 (24,11)	N.S.
TM	106,55 (20,49)	137,01 (21,55)	N.S.	105,05 (19,47)	146,49 (23,55)	N.S.
AL	87,70 (31,80)	120,97 (40,36)	N.S.	86,13 (45,19)	121,35 (50,11)	N.S.
AM	63,14 ^ϕ (10,72)	103,31 (17,72)	0,013 (>1)	54,78 ^ϕ (13,04)	98,64 (17,67)	0,022 (>1)
ML	87,35 (9,87)	114,56 (32,05)	N.S.	86,55 (24,98)	114,42 (40,98)	N.S.
MC	135,76 (19,17)	184,95 (52,19)	N.S.	138,77 (54,36)	183,92 (72,62)	N.S.
MM	141,73 (15,88)	209,57 (70,47)	N.S.	176,85 (43,62)	235,28 (142,11)	N.S.

Nota: Planta Completa (PC), Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencia significativa ($P < 0,05$). Diferencia significativa entre el momento PRE y POST ($^{\phi}P < 0,05$). No significativa (N.S.). Tamaño del efecto (*ESd*).

Figura 55

Media de presión máxima [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera



Nota: Soporte Control antes de la carrera (SC PRE), Soporte Termoconformable antes de la carrera (ST PRE) Soporte Control después de la carrera (SC POST), Soporte Termoconformable después de la carrera (ST POST). Diferencia significativa entre condiciones plantares ($*P < 0,05$). Diferencia significativa entre el momento PRE y POST ($^{\phi}P < 0,05$).

En cuanto a la **integral presión-tiempo**, tal y como se puede observar en la Tabla 25 y en la Figura 56, se obtuvieron diferencias significativas entre ambas condiciones en el momento **PRE**, en la zona del **Talón Medial** y **Arco Medial**, con un tamaño del efecto grande, y **Metatarso Medial** con un tamaño del efecto moderado. Por otro lado, en el momento **POST**, se observaron diferencias significativamente mayores del **ST** respecto al **SC** en la zona del **Talón Medial** y **Metatarso Central** con un tamaño del efecto grande y moderado respectivamente.

Tabla 25

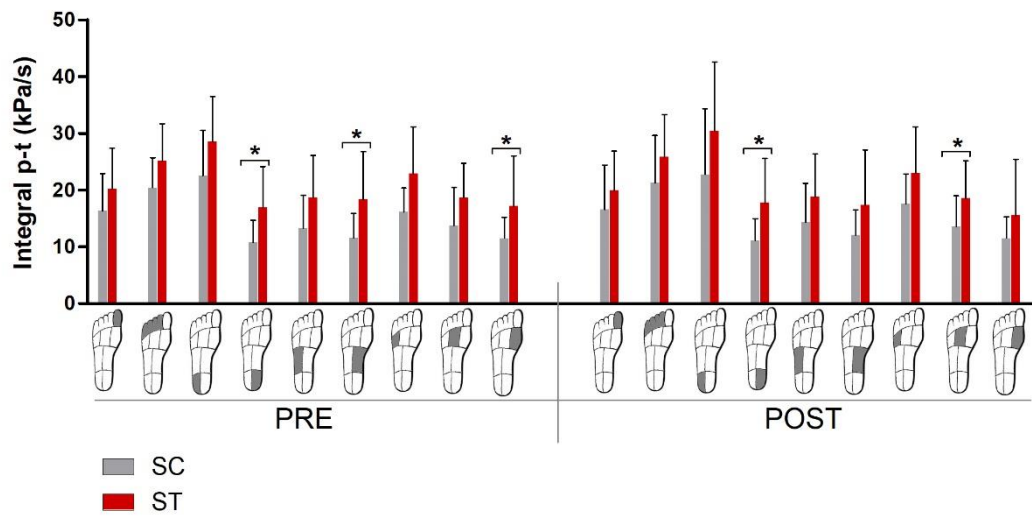
Integral presión-tiempo [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera

MOM CON / ROI	PRE			POST		
	SC \bar{x} (DT)	ST \bar{x} (DT)	<i>P</i> valor (ESd)	SC \bar{x} (DT)	ST \bar{x} (DT)	<i>P</i> valor (ESd)
H	16,36 (6,57)	20,25 (7,12)	N.S.	16,61 (7,77)	19,93 (6,91)	N.S.
D	20,42 (5,27)	25,12 (6,56)	N.S.	21,30 (8,30)	25,85 (7,48)	N.S.
TL	22,52 (8,00)	28,54 (7,93)	N.S.	22,76 (11,58)	30,49 (12,08)	N.S.
TM	10,75 (3,96)	16,96 (7,19)	0,043 (0,86)	11,14 (3,82)	17,76 (7,79)	0,042 (0,84)
AL	13,33 ^ϕ (5,72)	18,62 (7,51)	N.S.	14,37 ^ϕ (6,83)	18,78 (7,56)	N.S.
AM	11,56 (4,31)	18,38 (8,40)	0,043 (0,81)	12,07 (4,43)	17,34 (9,74)	N.S.
ML	16,15 (4,18)	22,92 (8,26)	N.S.	17,60 (5,23)	22,99 (8,18)	N.S.
MC	13,78 (6,70)	18,67 (6,05)	N.S.	13,60 (5,35)	18,55 (6,59)	0,046 (0,75)
MM	11,51 (3,72)	17,18 (8,80)	0,030 (0,64)	11,54 (3,75)	15,52 (9,90)	N.S.

Nota: Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencia significativa ($P < 0,05$). Diferencia significativa entre el momento PRE y POST ($^{\phi}P < 0,05$). No significativa (N.S.). Tamaño del efecto (ESd).

Figura 56

Integral presión-tiempo [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencia significativa ($P < 0,05$).

Respecto a la **presión relativa** tal y como se muestra en la Tabla 26, no se encontraron diferencias significativas entre ambas condiciones de soporte control, ni al inicio ni al final de la carrera de 30 minutos en ninguna de las zonas analizadas, excepto en la zona del **Talón Lateral** en el momento **PRE**, donde se halló mayor presión relativa del **SC** respecto al **ST**, con un tamaño del efecto grande.

Tabla 26

Presión relativa [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar antes y después de la carrera

MOM CON / ROI	PRE			POST		
	SC \bar{x} (DT)	ST \bar{x} (DT)	P valor (ESd)	SC \bar{x} (DT)	ST \bar{x} (DT)	P valor (ESd)
H	11,95 (2,35)	12,65 (2,46)	N.S.	12,40 (5,60)	13,64 (1,57)	N.S.
D	7,14 (1,46)	7,06 (1,66)	N.S.	8,09 (3,78)	7,20 (1,07)	
TL	11,00 (1,38)	8,82 (1,69)	0,027 (ESd>1)	9,15 (3,78)	8,36 (2,38)	
TM	12,09 (1,56)	11,22 (1,63)	N.S.	10,10 (3,85)	11,73 (2,90)	
AL	9,14 (1,68)	8,51 (1,37)	N.S.	7,85 (1,99)	8,76 (1,42)	
AM	7,25 (1,44)	12,22 (7,80)	N.S.	6,32 (3,22)	8,40 (1,93)	
ML	15,82 (2,14)	17,29 (2,68)	N.S.	25,27 (18,66)	18,95 (4,38)	
MC	14,99 (1,02)	13,29 (3,08)	N.S.	12,05 (3,37)	13,87 (2,61)	
MM	10,62 (2,36)	8,94 (2,67)	N.S.	8,78 (1,32)	9,10 (2,67)	

Nota: Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencia significativa ($P<0,05$). No significativa (N.S.). Tamaño del efecto (ESd).

Efecto de la fatiga

La **media de presión máxima** mostró diferencias significativas en la zona del **Arco Medial** [PRE vs POST: 63,14 (10,72) vs 54,78 (13,04); $P=0,043$; $ESd=0,70$] con un tamaño del efecto moderado. Con el ST, no se mostraron diferencias significativas del momento POST respecto al momento PRE (Figura 55 y Tabla 25).

Mientras, en la **integral presión-tiempo** tal y como se muestra en la Tabla 26, únicamente se mostró un aumento significativo con el SC en la zona del **Arco Lateral** [PRE vs POST: 13,33 (5,72) vs 14,37 (6,83); $P=0,038$; $ESd=0,17$] con un tamaño del

efecto pequeño. Con el ST no se encontraron diferencias significativas entre ambos momentos de medición.

En cuanto a la **presión relativa**, tal y como se puede observar en la Tabla 27, no hubo diferencias significativas entre ambos momentos en ninguna de las dos condiciones de soporte plantar.

Tabla 27

Presión relativa [$\bar{x}(DT)$] antes y después de la carrera en ambas condiciones de soporte plantar

CON MOM / ROI	SC			ST		
	PRE \bar{x} (DT)	POST \bar{x} (DT)	<i>P</i> valor	PRE \bar{x} (DT)	POST \bar{x} (DT)	<i>P</i> valor
H	11,95 (2,35)	12,40 (5,60)	N.S.	12,65 (2,46)	13,64 (1,57)	N.S.
D	7,14 (1,46)	8,09 (3,78)		7,06 (1,66)	7,20 (1,07)	
TL	11,00 (1,38)	9,15 (3,78)		8,82 (1,69)	8,36 (2,38)	
TM	12,09 (1,56)	10,10 (3,85)		11,22 (1,63)	11,73 (2,90)	
AL	9,14 (1,68)	7,85 (1,99)		8,51 (1,37)	8,76 (1,42)	
AM	7,25 (1,44)	6,32 (3,22)		12,22 (7,80)	8,40 (1,93)	
ML	15,82 (2,14)	25,27 (18,66)		17,29 (2,68)	18,95 (4,38)	
MC	14,99 (1,02)	12,05 (3,37)		13,29 (3,08)	13,87 (2,61)	
MM	10,62 (2,36)	8,78 (1,32)		8,94 (2,67)	9,10 (2,67)	

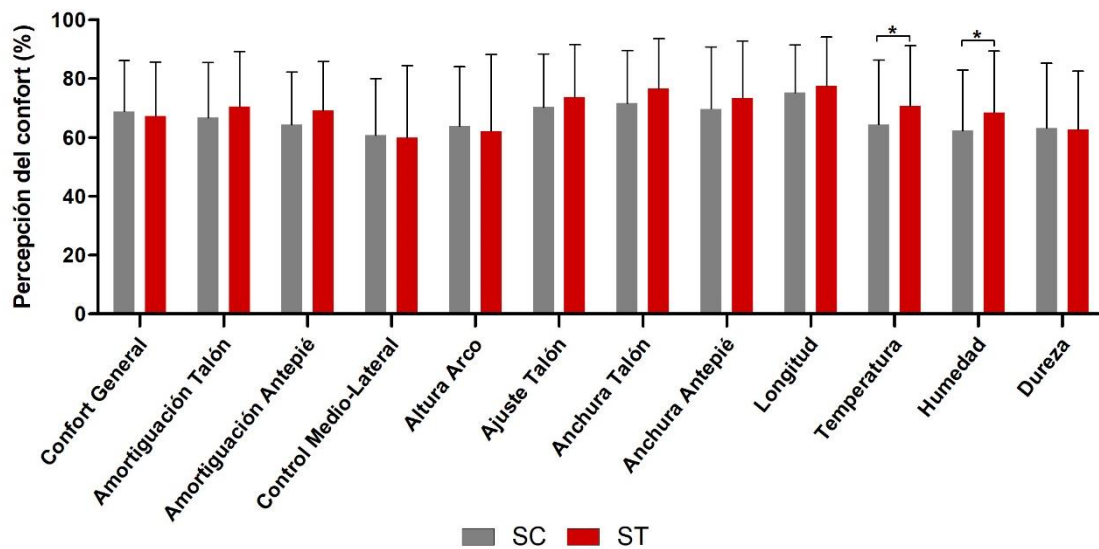
Nota: Hallux (H), Dedos (D), Talón Lateral (TL), Talón Medial (TM), Arco Lateral (AL), Arco Medial (AM), Metatarso Lateral (ML), Metatarso Central (MC), Metatarso Medial (MM). Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). No significativa (N.S.).

4.6. Análisis del confort

Los resultados obtenidos de la percepción del confort después de la carrera de 30 minutos, con el ST y SC en los 12 ítems analizados fueron valorados por encima del 60% (Figura 57).

Figura 57

Percepción de confort [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar



Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencia significativa (* $P < 0,05$).

Además, el **ST** se valoró significativamente con mayor percepción del confort respecto al **SC** en los ítems de **Temperatura** y **Humedad**, aunque con un tamaño del efecto pequeño (Tabla 29). En el resto de ítems no se mostraron diferencias significativas entre ambas condiciones de soporte plantar ($P > 0,05$).

Tabla 28*Percepción de confort [$\bar{x}(DT)$] en ambas condiciones de soporte plantar*

Condición / Parámetro	ST	SC	P valor (ESd)
	\bar{x} (DT)	\bar{x} (DT)	
Confort General (%)	67,18 (18,36)	68,82 (17,21)	N.S.
Amortiguación Talón (%)	70,42 (18,78)	66,73 (18,73)	N.S.
Amortiguación Antepié (%)	69,13 (16,55)	64,29 (17,89)	N.S.
Control Medio-Lateral (%)	60,00 (24,55)	60,76 (19,25)	N.S.
Altura Arco (%)	62,18 (26,00)	63,80 (20,18)	N.S.
Ajuste Talón (%)	73,67 (17,89)	70,27 (18,13)	N.S.
Anchura Talón (%)	76,64 (16,93)	71,62 (17,82)	N.S.
Anchura Antepié (%)	73,47 (19,27)	69,73 (20,98)	N.S.
Longitud (%)	77,51 (16,53)	75,22 (16,20)	N.S.
Temperatura (%)	70,64 (20,55)	64,40 (21,85)	0,019 (0,29)
Humedad (%)	68,51 (20,75)	62,29 (20,65)	0,015 (0,30)
Dureza (%)	62,67 (19,83)	63,24 (22,00)	N.S.

Nota: Soporte Control (SC), Soporte Termoconformable (ST). Diferencia significativa ($P < 0,05$).

No significativa (N.S.). Tamaño del efecto (ESd).

5. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

En este apartado se contrastarán los resultados obtenidos en la presente investigación junto con investigaciones previas. Para una mejor comprensión de los mismos se ha establecido el mismo orden que en los apartados anteriores, de acuerdo con el objetivo general de la tesis:

- Analizar y comparar el efecto en la respuesta biomecánica de un soporte plantar prefabricado termoconformable frente a un soporte control, así como la influencia de la fatiga inducida por la carrera prolongada.

En este sentido, se interpretará el efecto de la condición plantar (soporte plantar termoconformable y soporte plantar control) y el efecto de la carrera prolongada o fatiga en el análisis de la percepción del esfuerzo, parámetros espacio-temporales, impactos de aceleración, temperatura superficial plantar, presión plantar y la percepción del confort.

Finalmente, se concluirá con una discusión general de los resultados, y las limitaciones encontradas en el estudio.

5.1. Análisis de la percepción del esfuerzo

Efecto del soporte plantar

Durante la carrera se produce de manera progresiva la aparición de la fatiga, y afecta tanto a las características basales fisiológicas como a la biomecánica del movimiento (Brown, Zifchock, y Hillstrom, 2014; Paillard, 2012). La fatiga puede comprometer la eficiencia de los patrones de movimiento, alterando la cinética y la cinemática de la carrera, y, por tanto, afectar negativamente a la economía de carrera e incrementar el riesgo de lesión (Abt et al., 2011; Christina et al., 2001; Hreljac, 2004; Hunter y Smith, 2007). En este sentido resulta interesante analizar la carrera durante un tiempo prolongado con el ST, con el fin de determinar su comportamiento, y también su capacidad para minimizar o contrarrestar la aparición de los efectos de la fatiga. En el presente estudio, se utilizó la escala subjetiva de percepción del esfuerzo de Borg (6-20) y la frecuencia cardíaca para determinar la fatiga generada durante los 30 minutos de carrera con el ST respecto al SC.

En relación a la **percepción del esfuerzo**, únicamente se halló una diferencia significativa en el minuto 1 de carrera, donde el ST se percibió con 0,6 puntos menos respecto al SC, pero con un tamaño del efecto pequeño ($ESd=0,32$). Además, en el resto de minutos no se observó diferencia significativa alguna entre condiciones, de modo que tanto la percepción del esfuerzo como la **frecuencia cardíaca** fueron similares con el uso del ST y SC. Así pues, se podría argumentar que el uso del ST no ha generado ningún efecto en el nivel de percepción de la fatiga durante la carrera. De manera que, se rechaza la primera hipótesis planteada donde el uso del ST reduciría la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca (H_1). Estos estudios están en concordancia con otras investigaciones (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas, 2016), los cuales no encontraron relación entre la utilización de soportes plantares tanto prefabricados como personalizados con la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca. Tampoco el estudio llevado a cabo por Jimenez-Perez (2019), halló diferencias comparando un primer prototipo de ST con otro soporte prefabricado genérico. En esta línea, tampoco otros autores (Berg y Sady, 1985; Burkett et al 1985; Rubin et al., 2009) muestran efectos significativos de los soportes plantares en la economía de carrera.

Sin embargo, existen evidencias dispares en los resultados de otras investigaciones. Roy y Stefanyshyn (2006) sí encontraron mejoras en el consumo de oxígeno, y, por ende, en la economía de la carrera con el uso de soportes plantares. Así como Kelly et al. (2011)

también hallaron una reducción en la frecuencia cardíaca durante 1 hora de carrera en cinta con soportes prefabricados personalizables. Por otro lado, Elhadi et al. (2018) informó de mejoras significativas en la percepción del esfuerzo, el dolor y la fatiga, con soportes plantares de silicona con elevaciones en la zona del talón en una prueba de marcha en adultos mayores.

A priori, un mejor ajuste del pie empleando el ST, podría suponer un mayor confort, y por ende una influencia positiva en la economía de carrera. Además, la mayor rigidez proporcionada por este soporte frente a la condición control, también podría beneficiarla, ya que como demostraron Roy y Stefanyshyn (2006), una mayor rigidez del calzado produce un incremento en la rigidez de las piernas (“leg-stiffness”) generando una mejora de hasta un 1% en la economía de carrera. En contraposición, también se ha demostrado que el peso del calzado presenta cierta relación con el coste energético, observándose como cada 100g de peso añadido en cada pie, la economía de carrera se ve perjudicada en un 1% (Divert et al., 2008; Franz, Wierzbinski, y Kram, 2012; Frederick, 1984; Frederick, Howley, y Powers, 1986; Nigg, 2009; Squadroni y Gallozzi, 2009). En este sentido, a pesar de haber añadido el peso del ST, y con el mejor ajuste y rigidez del mismo, no se reflejó efecto alguno en la percepción del esfuerzo y la fatiga.

Se debe tener en cuenta que la economía de carrera no se analizó como tal en el presente estudio, y los parámetros de percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca podrían no ser equivalentes. Por ello, es necesaria la cautela a la hora relacionar el efecto del ST con la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca, ya que, tal y como afirman Lucas-Cuevas (2016) y Jimenez-Perez (2019) no existe una evidencia clara que pueda explicar cómo el uso de los soportes plantares puede modificar estos parámetros.

Efecto de la fatiga

En gran parte de los estudios relacionados con la fatiga y la carrera (*ver apartado 1.3. La fatiga: relevancia en la carrera*) se muestra como la fatiga modifica diversos parámetros relacionados con la biomecánica de la carrera, pudiendo repercutir tanto en el riesgo de lesiones como el rendimiento deportivo (Abt et al., 2011; Hreljac, 2004; Mizrahi y Daily, 2012). Sin embargo, gran parte de la literatura revisada muestra estudios que han analizado el efecto de diferentes tipos de soporte plantar en “*trials*” de carrera, sin inducir fatiga al participante (Almonroeder et al., 2015; Butler, Davis, Laughton, y Hughes, 2003; Dixon, 2007; House, Waterworth, Allsopp, y Dixon, 2002; Nigg et al., 2003; Salles y

Gyi, 2013). En este sentido, resulta de gran interés considerar protocolos de carrera donde pueda aparecer la fatiga, ya que, es el estado habitual en el que los corredores/as entrenan, y tiene una mayor transferencia a una situación real.

El protocolo de carrera estipulado para la presente investigación puede ser representativo del estado de fatiga típico en un entrenamiento habitual de los participantes, dado que la mayoría de los corredores/as de larga distancia recreativos entrenan en cargas de trabajo continuas por debajo del umbral anaeróbico (Clansey et al., 2012). Además, se ha demostrado que, en actividades prolongadas y cíclicas como la carrera, entre 20 y 35 minutos a una intensidad media y cercana al umbral anaeróbico (65-80% de la $VO_{2máx}$) inducen en buena medida la fatiga periférica (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, y Davis, 2004; Škof y Strojnik, 2006). Aunque algunos autores (Billat y Koralsztein, 1996; Billat et al., 1995; Blondel et al., 2001; Ramsbotto, et al., 1992) consideran que el tiempo hasta la aparición de la fatiga a un determinado porcentaje de la VAM, es variable para cada corredor/a.

En este aspecto, los valores de la **percepción del esfuerzo** y la **frecuencia cardíaca** se vieron incrementados desde el minuto 3 y 1, respectivamente, hasta el minuto 29 con significativas diferencias ($P < 0,001$) entre los diferentes minutos. En este caso, se acepta la segunda hipótesis planteada en la que los valores de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentarían con el transcurso de la carrera (H_2). La percepción del esfuerzo mostró en el minuto 3 un valor medio de 11,5 (1,4) puntos o “ligero” y en el minuto 29 el valor medio fue de 14,2 (2,4) o “duro” (Borg, 1982). En cuanto a la frecuencia cardíaca los valores medios al principio y al final de la prueba fueron de 158 (13) ppm y 173 (10) ppm, respectivamente.

Según estos resultados y teniendo en cuenta que un esfuerzo percibido entre 13 y 15 puntos en la escala de Borg, o un porcentaje entre el 85-90% de la frecuencia cardíaca máxima (para esta muestra: 158-167 ppm), se relaciona con una intensidad cercana al umbral anaeróbico (o segundo umbral de lactato), correspondiendo a una intensidad entre moderada y vigorosa, donde se considera que se alcanza la fatiga periférica (ACSM, 2013; Koblbauer et al., 2014; Parfitt, Evans, y Eston, 2012; Scherr et al., 2013). Por lo tanto, los valores obtenidos en el presente estudio reflejan una intensidad de carrera intensa, aunque todavía aeróbica (Scherr et al., 2013). Sin embargo, Brown et al. (2014) y Hafer et al. (2017) afirman que para garantizar que los corredores/as alcancen el nivel de fatiga, éstos deben manifestar un esfuerzo percibido de 17 (es decir, “muy duro”). En

consecuencia, es posible que el protocolo de carrera utilizado no haya sido lo suficientemente intenso como para crear fatiga periférica, aunque se hayan producido incrementos significativos, tanto en los valores de la percepción del esfuerzo como en la frecuencia cardíaca desde el inicio hasta el final de la prueba de carrera.

Puntos Clave 

- El soporte plantar termoconformable no influyó ni de forma positiva, ni de forma negativa en la percepción del esfuerzo ni en la frecuencia cardíaca.
 - La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca se incrementaron por igual con el transcurso de la carrera, tal y como se esperaba en ambas condiciones de soporte.
 - Probablemente un protocolo de carrera más intenso, hubiera provocado una mayor fatiga central.
-
-

5.2. Análisis de los parámetros espacio-temporales

Efecto del soporte plantar

Algunos autores han sugerido que los corredores combinan de manera instintiva y natural los diferentes parámetros espacio-temporales con el fin de minimizar el gasto metabólico (Cavanagh y Williams, 1982; Hamill et al., 1995; Hunter y Smith, 2007; Vernillo et al., 2015). Aunque, factores como la velocidad, patrón de pisada, nivel de experiencia, fatiga, pendiente, tipo de superficie, calzado e incluso los soportes plantares pueden modificar estos parámetros y, por tanto, influir en la economía de carrera (García-Pérez et al., 2013; Gil-Calvo et al., 2020; Gómez-Molina et al., 2017; Ogueta-Alday et al., 2014; Vernillo et al., 2015).

De entre los escasos los estudios que han analizado el efecto de los soportes plantares en los diferentes parámetros espacio-temporales, cabe resaltar cuatro (Gil-Calvo et al., 2020; Jimenez-Perez, 2019; Lucas-Cuevas et al, 2014a; Lucas-Cuevas et al., 2017), donde a pesar de haber utilizado metodologías distintas (plantillas instrumentadas, acelerómetros y sistema de medición óptica), no se hallaron diferencias entre los soportes plantares individuales y los soportes plantares prefabricados frente la condición control (sin soporte). Tampoco Jimenez-Perez (2019), encontró modificaciones con respecto a un soporte prefabricado con características similares a los soportes originales de las zapatillas de los corredores/as. Por tanto, en el presente estudio se hipotetizó que el uso del ST no modificaría los parámetros espacio-temporales (H_3), y los resultados no han mostrado diferencias significativas entre el ST y el SC, concretamente en la longitud y frecuencia de zancada, así como tampoco en el tiempo de vuelo y contacto.

Otros estudios relacionados con los soportes plantares están en concordancia, en este caso relacionados con la marcha, (Chen, Lou, Huang, y Su, 2010; Creaby et al., 2011; Haight, Esposito, y Wilken, 2015; Kalron, Pasitselsky, Greenberg-Abrahami, y Achiron, 2015). Esto sugiere una misma línea en los resultados en cuanto al efecto en los parámetros espacio-temporales de los soportes plantares, a pesar de tratarse de diferentes tipos de ejercicio. Aunque estudios como el llevado a cabo por Wilkinson et al. (2018), sí produjo reducciones en la longitud de zancada, el tiempo de vuelo y de contacto, y aumentos en la frecuencia de zancada. Sin embargo, en dicho estudio se utilizaron zapatillas de lona con suela muy fina y sin amortiguación en un protocolo de carrera

mediante “*trials*”, y centrándose en la propiocepción a nivel plantar, siendo así muy difícil comparar estos resultados con los obtenidos en el presente estudio.

Considerando que los corredores realizan una combinación óptima de la frecuencia y la longitud de zancada con el objetivo de minimizar el gasto metabólico (Cavanagh y Williams, 1982; Hamill et al., 1995; Hunter y Smith, 2007; Vernillo et al., 2015), es probable, y de acuerdo con los estudios previamente mencionados (Gil-Calvo et al., 2020; Jimenez-Perez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Lucas-Cuevas et al., 2017), que los corredores/as de esta investigación hayan podido mantener su patrón de carrera natural con la utilización del soporte plantar termoconformable. Es decir, a pesar de haber introducido un nuevo soporte plantar en el interior de las zapatillas de los corredores/as, éstos no han variado su técnica de carrera para realizar adaptaciones al ST. Lo cual, resulta beneficioso ya que la utilización de dicho soporte plantar puede favorecer otros aspectos biomecánicos, sin comprometer los parámetros espacio-temporales.

Efecto de la fatiga

La fatiga producida por la carrera prolongada también es uno de los factores que puede modificar los parámetros espacio-temporales (Chan-Roper et al., 2012; Hunter y Smith, 2007; Vernillo et al., 2015). En el presente estudio se encontraron diferencias significativas entre diferentes minutos analizados durante la carrera en ambas condiciones. Sin embargo, la hipótesis inicial planteada es aceptada parcialmente, donde el efecto de la evolución de carrera aumentaría la longitud de zancada y el tiempo de contacto, y disminuiría la frecuencia de zancada y el tiempo de vuelo, pero con menor medida con el uso el ST (H_4).

Los resultados mostraron diferencias en la **frecuencia de zancada** y el **tiempo de vuelo**, tanto con el ST como con el SC. Por un lado, se observaron diferencias significativas en el minuto 30, respecto a los minutos precederos. En el caso de la frecuencia de zancada, a pesar de ir disminuyendo progresivamente a lo largo de la carrera se observó un aumento significativo en el último minuto, con el uso del ST ($P=0,018$) y también del SC ($P=0,036$). Y, el mismo comportamiento, aunque con sentido inverso en el **tiempo de contacto**, el cual fue aumentando de manera progresiva hasta llegar al último minuto, donde se advirtieron disminuciones significativas con ST ($P=0,025$) y SC ($P=0,001$), mostrando todas las diferencias observadas un tamaño del efecto pequeño ($ESd \leq 0,5$). Estos resultados sugieren que las diferencias obtenidas no fueron provocadas

por el efecto de la evolución de la carrera, si no, más bien por el protocolo de estudio llevado a cabo, como consecuencia de la pequeña pausa realizada en el minuto 27 para implementar al corredor/a con la plantilla instrumentada. Como consecuencia de esta limitación del estudio, las diferencias significativas obtenidas en el minuto 30, no pueden tomarse como datos consistentes ni representativos en cuanto a la interpretación de la relación de la carrera prolongada con los parámetros espacio-temporales.

Sin embargo, antes de realizar la pausa del minuto 27 del protocolo establecido en el presente estudio, se mostraron dos aumentos significativos en el **tiempo de contacto**, del minuto 0 ($P=0,029$) y minuto 5 ($P=0,030$) al minuto 25, únicamente con SC. Son abundantes los estudios que observan incrementos en el tiempo de contacto debido a la aparición de la fatiga (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dutto y Smith, 2002; Elliott y Roberts, 1980; Fourchet et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2020; Hasegawa et al., 2007; Karagounis et al., 2009; Kellis y Liassou, 2009; Nagel et al., 2008; Nummela et al., 2008; Vernillo et al., 2015; Willems et al., 2012), su explicación se basa en que, como consecuencia de la aparición de la fatiga, los corredores/as no completan el ciclo de estiramiento-acortamiento (Derrick et al., 2002), y además, la aparición de la fatiga repercute en una mayor rigidez en los músculos con el objetivo de atenuar en mayor medida las fuerzas de reacción del suelo, provocando así un aumento en el tiempo de contacto (Hanon, Thépaut-Mathieu, y Vandewalle, 2005; Mercer et al., 2002). En este sentido, se han asociado elevados valores en el tiempo de contacto con reducciones de la economía de carrera (Dutto y Smith, 2002; Elliott y Roberts, 1980; Hasegawa, Yamauchi, y Kraemer, 2007; Nummela et al., 2008; Santos-Concejero et al., 2014). Dado que, con el ST no se observaron diferencias significativas entre ningún minuto analizado en el tiempo de contacto, se puede aceptar parte de la hipótesis (H_4) en la que se esperaba un aumento en el tiempo de contacto con la evolución de la carrera, pero en menor medida con el ST. Este resultado, sugiere que la utilización del ST ha contrarrestado el efecto de la fatiga en el tiempo de contacto, pudiendo así minimizar los efectos de la fatiga en la reducción de la economía de carrera.

No obstante, y en concordancia con otros estudios que no encontraron diferencias en la longitud y frecuencia de zancada debido al efecto de la fatiga (Camacho-García, et al., 2017; Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015; Gil-Calvo et al. 2020; Hanley y Mohan, 2014; Lucas-Cuevas; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mann et al., 2015), el resto de parámetros espacio-temporales no mostraron diferencias entre los diferentes minutos

analizados, ni en ninguna de las condiciones de soporte plantar. Aunque, existe gran variabilidad en la literatura, algunos estudios obtuvieron aumentos en la longitud de zancada y reducciones en la frecuencia de zancada (Candau et al., 1998; Chan-Roper et al., 2012; Dutto y Smith, 2002; García-Pérez et al., 2013; Gerlach et al., 2005; Mizrahi et al., 2000; Nummela et al., 2008; Saunders et al., 2004; Siler y Martin, 1991; Verbitsky et al., 1998), por el contrario otras investigaciones, encontraron disminuciones en la longitud y aumentos en la frecuencia de zancada (Elliott y Roberts, 1980; Kyröläinen et al., 2000; Place, Lepers, Deley, y Millet, 2004; Vernillo et al., 2015). Parece ser que la variabilidad en los resultados puede estar influenciada por las diferencias intersujetos, y mientras algunos corredores/as son capaces de mantener constantes estos parámetros espacio-temporales, otros son más sensibles a la fatiga.

En cuanto al **tiempo de vuelo**, también existe variabilidad en los resultados encontrados que permiten explicar las diferencias entre los resultados obtenidos en el presente estudio. Gil-Calvo et al. (2020), no mostró modificaciones, en cambio otros estudios observaron reducciones del tiempo de vuelo (debido al aumento del tiempo de contacto) (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015; Millet et al., 2009; Morin et al., 2011), mientras Degache et al. (2013) advirtieron aumentos en éste parámetro. En este sentido, la heterogeneidad de resultados puede ser motivada por: diferentes tipos de protocolos de fatiga llevados a cabo, nivel de fatiga alcanzado por cada corredor/a y su respuesta individual a la misma, velocidad e incluso de los diferentes métodos para registrar los datos (Chan-Roper et al., 2012; Dutto y Smith, 2002; Hunter y Smith, 2007; Kim et al., 2018; Mann et al., 2015; Siler y Martin, 1991; Vernillo et al., 2015). Probablemente la utilización de una velocidad constante en el protocolo de este estudio, exigió que los corredores/as mantuvieran un mismo patrón de movimiento o técnica de carrera, lo que podría explicar la falta de modificaciones en la mayoría de minutos y parámetros analizados.

Por tanto, resulta beneficioso para los corredores/as que el uso del ST no modifique los parámetros a pesar de la fatiga, dado que modificaciones en la longitud y frecuencia de zancada consideradas como óptimas, pueden llevar a una reducción de la economía de carrera (Dutto y Smith, 2002; Hunter y Smith, 2007; Saunders et al., 2004). Además, la falta de modificaciones con el ST respecto el aumento significativo con el SC en el tiempo de contacto, también puede beneficiar a los usuarios/as del soporte termoconformable, ya que, se ha especulado que un incremento en el tiempo de contacto puede aumentar el

riesgo de ciertas lesiones, como torceduras de tobillo o fracturas por estrés (Willems et al., 2012).

Puntos Clave 

- El uso del soporte plantar termoconformable no ha influido en los parámetros espacio-temporales analizados, permitiendo mantener parámetros de interés en la técnica de carrera óptima de cada corredor/a.
 - El efecto de la fatiga se ha visto contrarrestado por el uso del soporte termoconformable en el tiempo de contacto, pudiendo ser beneficioso para la prevención del riesgo de lesión.
 - El resto de parámetros espacio-temporales no se vieron afectados por el efecto de la fatiga en ninguna de las condiciones de soporte plantar, probablemente como consecuencia de la velocidad constante de la carrera.
-
-

5.3. Análisis de los impactos de aceleración

Efecto del soporte plantar

El análisis de impactos en la carrera ha generado especial interés entre los entrenadores, corredores e investigadores debido a su posible influencia en el rendimiento y el riesgo de lesiones (Clinghan et al., 2008; Davis et al., 2004; Derrick, 2004; Milner et al., 2006; Pérez-Soriano et al. 2018; Verbitsky et al., 1998). En este contexto, los soportes plantares se encuentran dentro de las estrategias más utilizadas para tratar de reducir los impactos de aceleración durante la carrera (Ferber, 2007; O'Leary et al., 2008). Aunque algunos estudios ya han analizado el efecto de distintos tipos de soporte plantar en los impactos de aceleración (Butler et al., 2003; Dixon, 2007; Laughton et al., 2003; O'Leary et al., 2008), únicamente el estudio llevado a cabo por Jimenez-Perez (2019) analizó el comportamiento de un soporte termoconformable en los impactos de aceleración. En la presente investigación se ha analizado el efecto de un ST (de segunda generación), planteándose como hipótesis que el ST reduciría los impactos de aceleración (H_5), sin embargo, dado que los resultados obtenidos no muestran diferencias significativas entre el ST y SC, ésta fue rechazada.

En cuanto al **pico de aceleración tibial**, se trata de una variable que proporciona información sobre la magnitud real o el estrés que la onda de choque provoca en el organismo (Laughton et al., 2003; O'Leary et al., 2008; Sheerin et al., 2019). Algunos estudios han asociado valores elevados de aceleración máxima con un mayor riesgo de lesión (Hreljac, 2004; Milner et al., 2006). En el presente estudio, el uso del ST no disminuyó el pico de aceleración tibial, en concordancia con otros estudios (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Lucas-Cuevas et al., 2017; MacLean et al., 2006). En este sentido, el soporte plantar termoconformable puede no proporcionar más protección, frente a lesiones asociadas con aceleraciones elevadas como las fracturas por estrés. Por otro lado, la **magnitud tibial**, que aporta una medida cuantitativa de la cantidad absoluta de aceleración que experimenta la tibia en cada apoyo (Lucas-Cuevas et al., 2015), tampoco obtuvo modificación alguna por el uso del ST. Si bien, algunos estudios sí que encontraron dichas reducciones (Dixon, 2007; O'Leary et al., 2008), el motivo puede ser debido a que los soportes empleados eran todos prefabricados. Sin embargo, en los estudios donde no se observaron modificaciones ni en el pico de aceleración ni en la magnitud tibial (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Lucas-Cuevas et al., 2017; MacLean et al., 2006), se utilizaron soportes personalizados o individualizados. Parece

ser que los diferentes tipos de soporte plantar, así como los materiales con los que se fabrican pueden influir de forma distinta en los impactos de aceleración (Lucas-Cuevas et al., 2017; O'Leary et al., 2008). En este sentido, es probable que el soporte termoconformable, debido a su adaptación al pie del corredor/a tenga un comportamiento más similar a los soportes personalizados, a pesar de ser un soporte plantar prefabricado. Sin embargo, Jimenez-Perez (2019) reporta en el ST de primera generación, aumentos significativos en los primeros minutos de la carrera en éstos parámetros respecto un soporte plantar prefabricado. Debido probablemente al mayor peso del ST (70g aprox.) respecto al soporte control (40g aprox.). Siendo el peso un factor que puede influir en la economía de carrera (Crabtree et al., 2009; Divert et al., 2008; Franz et al., 2012; Frederick, 1984), en dicho estudio se especuló que posiblemente los corredores/as, debido a las diferencias en el peso, necesitaron unos instantes iniciales de adaptación al soporte más pesado para adecuarse y ajustar la mecánica de carrera al comportamiento habitual. En este sentido, se evidencia una mejora del ST de segunda generación empleado en el presente estudio, debido probablemente a la diferencia en el peso entre los mismos (70g vs 45g), siendo el soporte plantar del presente estudio más ligero (35%).

Por otro lado, en cuanto a la **ratio de aceleración tibial** se trata de un parámetro que relaciona la aceleración máxima y el tiempo hasta alcanzar este máximo (Milner et al., 2006). En este sentido, las cargas repetitivas y de aplicación rápida pueden resultar más perjudiciales que las que se aplican lentamente, produciendo así posibles lesiones de degeneración articular (Radin, Yang, Riegger, Kish, y O'Connor, 1991). Una ratio de aceleración mayor puede relacionarse con un mayor riesgo de lesión, ya que podría producir una vía más rígida a lo largo de la cual se desplaza la aceleración del impacto por el cuerpo (Davis et al., 2004; Hansen, Zioupos, Simpson, Currey, y Hynd, 2008). Por otro lado, una ratio de aceleración menor, prestaría mayor tiempo al sistema músculo-esquelético para atenuar y lidiar con la carga, resultando más beneficioso (Lucas-Cuevas, 2016; Pérez-Soriano et al., 2018). En la presente investigación la ratio de aceleración no mostró diferencias significativas en el ST respecto a la condición control, de acuerdo con un estudio previo (Lucas-Cuevas et al., 2017) donde no se hallaron diferencias entre los soportes prefabricados y personalizados respecto a la condición control (sin soporte), aunque los prefabricados sí que mostraron una ratio más elevada respecto a los personalizados. Otros estudios (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; O'Leary et al., 2008), encontraron reducciones con el uso de soportes plantares, aunque, mediante la

utilización de plataformas de fuerzas y analizando la ratio de carga de la fuerza de reacción del suelo vertical, la cual no es exactamente comparable con la ratio de aceleración tibial. El estudio previo, realizado con ST (Jimenez-Perez, 2019) reporta aumentos en la ratio tibial respecto al soporte plantar prefabricado. A pesar de la similitud entre el soporte plantar utilizado en el estudio anterior y el soporte utilizado en el presente estudio, los resultados muestran, de nuevo, un comportamiento del ST del presente estudio más similar a los soportes personalizados (Lucas-Cuevas et al., 2017). Aunque el papel de los soportes plantares como estrategia de absorción de impactos durante la carrera sigue sin estar claro (Lucas-Cuevas et al., 2017), el uso de los ST del presente estudio podría ser beneficioso en otros parámetros biomecánicos (presión plantar, temperatura superficial o confort) sin comprometer las cargas de impactos de aceleración.

En cuanto a los **parámetros de aceleración de la cabeza**, cuando aumentan los valores en los parámetros de la tibia, también la atenuación de impactos del cuerpo aumentará de manera simultánea para mantener en la cabeza un valor de aceleración constante y dentro de un rango fisiológico saludable (Derrick et al., 1998; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer, Vance, Hreljac, y Hamill, 2002). En este contexto, Pérez-Soriano et al. (2018) tras realizar un programa de entrenamiento para mejorar la técnica de carrera de los participantes, mostraron reducciones en las aceleraciones a nivel tibial, que reflejaron a su vez, menores valores de aceleración en la cabeza. Por esta razón, parece lógico que no se hayan encontrado modificaciones en los parámetros de aceleración de la cabeza, dado que en los parámetros de aceleración de la tibia tampoco las hubieron. En este sentido, resulta de especial relevancia el análisis de la **atenuación del impacto** durante la carrera (Delgado et al., 2013; Mercer et al., 2002; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitski, y Isakov, 1997), ya que muestra la capacidad del sistema músculo-esquelético para reducir la magnitud del impacto de la tibia a la cabeza (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Laughton et al., 2003). Estudios previos han demostrado que los aumentos de las aceleraciones tibiales se ven acompañadas por aumentos en la atenuación del impacto, para proteger la cabeza (Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, y Isakov, 1998).

Además, la reducción de la atenuación del impacto como consecuencia de una lesión, la superficie de carrera o la fatiga puede resultar en un aumento del riesgo de lesión (Mizrahi, Verbitsky, Isakov, y Daily, 2000). En el presente estudio, y en consonancia con Lucas-Cuevas et al. (2017), tampoco se encontraron modificaciones en la atenuación del

impacto con el uso del ST, siendo éste un resultado esperado, ya que ni las aceleraciones tibiales ni las aceleraciones en la cabeza fueron influenciadas por el ST, el sistema músculo-esquelético de los corredores/as no necesitó modificar la atenuación. Además de los estudios mencionados, son pocos los estudios que han analizado este parámetro en la intervención de distintos soportes plantares (Dixon, Waterworth, Smith, y House, 2003; Jimenez-Perez, 2019; Windle et al., 1999). En el estudio de Dixon et al., (2003) se observaron disminuciones en la atenuación del impacto en diferentes tipos de soporte plantar, aunque se llevó a cabo mediante una metodología distinta, consistente en una prueba mecánica de laboratorio usando un dispositivo de caída para analizar la absorción de impactos. En el estudio de Windle et al (1999), se mostró una mayor atenuación del impacto con diferentes tipos de soporte respecto a una condición control (sin soporte) durante la carrera, aunque el concepto de atenuación lo relacionaron con una reducción de la presión plantar. En consecuencia, los resultados obtenidos en ambos estudios serían difícilmente comparables con los de la presente investigación. Por otro lado, Jimenez-Perez (2019), con similar metodología a la empleada en el presente estudio, observó un aumento de la atenuación del impacto con el uso del ST de primera generación, debido a los aumentos producidos en las aceleraciones tibiales.

Es importante tener en cuenta que la atenuación del impacto es una variable que resume lo que está sucediendo en la transmisión del impacto a través del cuerpo (desde el contacto del pie hasta su transmisión a la cabeza), por lo que tiene en cuenta las estrategias intrínsecas del cuerpo humano. Sin embargo, en el presente estudio la atenuación del impacto no sufrió modificaciones en ninguna de las condiciones de soporte plantar analizadas, por tanto, se podría suponer que el sistema músculo-esquelético intervino de igual forma con el uso del ST y durante la carrera habitual (SC). En definitiva, el ST parece no reducir, pero tampoco aumentar, los impactos de aceleración y la atenuación del impacto durante la carrera.

Efecto de la fatiga

En el presente estudio no se encontraron diferencias significativas entre ambas condiciones en ninguno de los minutos analizados, en ninguno de los parámetros de impactos de aceleración influenciados por la carrera prolongada. Por lo que la hipótesis inicial planteada, en la que los impactos de aceleración aumentarían tras el transcurso de la carrera, pero en menor medida con el uso del ST (H_6), fue rechazada. Estos resultados concuerdan con estudios anteriores (Abt et al., 2011; Butler, Hamill y Davis, 2007;

Coventry et al., 2006; Lucas-Cuevas et al. 2017; Mercer et al., 2003), en los que se especuló que la falta de modificaciones podría deberse a que el sistema músculo-esquelético de los participantes hizo frente de manera efectiva a las cargas continuas en los impactos de aceleración durante el protocolo de carrera llevado a cabo. Si bien, dado que en la presente investigación tampoco ha habido diferencias entre los soportes analizados, resulta difícil relacionar el comportamiento de los impactos de aceleración durante la carrera con un efecto hipotético directo del uso del ST.

La pérdida de capacidad de atenuación de los músculos producida por la fatiga podría compensarse con modificaciones en el patrón de movimiento para contrarrestar el cambio en dicha capacidad muscular (Abt et al., 2011; Derrick et al., 2002; Nordin y Frankel, 1989; Reenalda et al., 2019). Se ha observado que las reducciones en la frecuencia de zancada (o aumentos en la longitud de zancada) han llevado a aumentos en los impactos de aceleración, alterando así la atenuación del impacto (Mercer et al., 2002; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998). Sin embargo, los corredores/as del presente estudio no modificaron la frecuencia y longitud de zancada, lo cual podría explicar por qué los impactos de aceleración y la atenuación del impacto no se han modificado durante la carrera en ninguna de las condiciones analizadas.

Son numerosos los estudios que han observado aumentos en los impactos de aceleración por el efecto de la fatiga (Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mizrahi, Verbitsky, Isakov y Daily, 2000; Mizrahi et al., 1997; Mizrahi et al., 2001; Reenalda et al., 2019; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998). Y también, existen investigaciones que hallaron reducciones en los impactos de aceleración como resultado del estado de fatiga (Flynn et al., 2004; García-Pérez et al., 2014; Holmes y Andrews, 2006; Mercer et al., 2003). Esta heterogeneidad en los estudios podría explicarse según la mayoría de autores, por la variabilidad en los protocolos empleados (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer et al., 2003; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998).

La fatiga es un fenómeno tan complejo y multifactorial que hace que sea extremadamente difícil para los investigadores recrear situaciones que provoquen niveles similares de fatiga, especialmente cuando las condiciones ambientales (cinta de correr, superficie, diseño experimental) y las características de los participantes (nivel de entrenamiento, muestra sana/lesionada, género, edad, etc.) cambian de un estudio a otro. (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al.,

2017; Mercer et al., 2003; Mizrahi et al., 2000, 1997; Verbitsky et al., 1998). Es muy probable que todas estas diferencias den como resultado un nivel diferente de fatiga de los participantes, y, por ende, la aparente contradicción de resultados existente.

Con el protocolo de carrera llevado a cabo en el presente estudio, los corredores/as consiguieron mantener los parámetros cinemáticos de una forma constante, de manera que no se produjeron alteraciones en dichos parámetros. Tampoco, Jimenez-Perez (2019) obtuvo diferencias entre ninguno de los minutos analizados, aunque sí que obtuvo diferencias con el soporte control, concluyendo así, que el ST tuvo una mayor estabilidad a lo largo de la carrera, y la fatiga no afectó durante el desarrollo de la prueba. Aunque, cabe resaltar que el soporte control que se utilizó en este estudio fue un soporte prefabricado genérico, lo que pudo provocar dichas modificaciones.

Puntos Clave

- El uso del soporte termoconformable no ha influido, ni positivamente ni negativamente, en ninguno de los parámetros de impactos de aceleración analizados, pudiendo ser beneficioso en otros parámetros biomecánicos sin comprometer los impactos de aceleración.
 - Durante el tiempo fijado para la carrera, no se han producido modificaciones en los impactos de aceleración, en ninguna de las condiciones de soporte plantar.
-
-

5.4. Análisis de la temperatura superficial plantar

Efecto del soporte plantar

La temperatura superficial de diferentes regiones de las plantas de los pies durante la carrera puede verse afectada por la distribución de las cargas, la fricción y el microclima que se genera dentro de las zapatillas (Shimazaki y Murata, 2015; Wang, Song, Fekete, y Gu, 2018; West et al., 2019; Willems et al., 2012; Yavuz et al., 2014). En este sentido, analizar la temperatura superficial de la planta de los pies podría ayudar a comprender los efectos que tienen los soportes plantares tanto en determinados riesgos de lesión, así como en el rendimiento deportivo (Gil-Calvo et al., 2017; Jimenez-Perez et al., 2019).

En el presente estudio, después de la carrera de 30 minutos (Post), se hallaron menores incrementos de temperatura (entre 0,30 y 0,38 °C) con el ST respecto al SC en las zonas del hallux ($P=0,024$), dedos ($P=0,047$) y las tres zonas del metatarso: lateral ($P=0,025$), central ($P=0,022$) y medial ($P=0,013$). Sin embargo, antes de comenzar la carrera (Pre), se mostraron también diferencias significativas ($P<0,05$) entre ambas condiciones de soporte plantar en todas las regiones de interés (ROIs), excepto el arco medial. Esto podría sugerir que los corredores/as, a pesar de que se controló la influencia de posibles factores externos (*Ver apartado 3.5. Análisis de la temperatura superficial plantar - Procedimiento*), no comenzaron las dos pruebas de laboratorio en las mismas condiciones, y, por lo tanto, los resultados obtenidos en la temperatura absoluta en el momento Post pueden no ser lo suficientemente robustos y consistentes para su interpretación. En este sentido, las variaciones de temperatura permiten eliminar el efecto de la temperatura ambiente (Vargas et al., 2009), y normalizar los datos de temperaturas absolutas en el caso de que cada participante haya comenzado el estudio con una temperatura diferente, para así, poder interpretar de manera más fiable los resultados obtenidos (Gil-Calvo et al., 2015; Priego-Quesada et al., 2017; Zaproudina et al., 2008).

En este sentido, las **variaciones de temperatura** mostraron menores incrementos ($P<0,05$) en todas las ROIs analizadas (entre 0,51 y 2,13 °C) en el ST respecto al SC, aunque sin diferencias significativas en el talón ($P=0,05$) y arco medial ($P=0,16$). Por tanto, la hipótesis inicial planteada en la que el uso del ST reduciría la temperatura superficial plantar (H_7), fue aceptada. Los resultados obtenidos, difieren de los hallados en estudios previos que han analizado el efecto de los soportes plantares en la temperatura superficial de las plantas de los pies durante la carrera (Gil-Calvo et al., 2015,2019;

Jimenez-Perez, 2019), donde el soporte plantar no produjo alteración alguna. Estos autores atribuyeron la falta de modificaciones al hecho de que la temperatura superficial depende de muchos factores (Priego-Quesada et al., 2017), y las características de los soportes plantares utilizados en los respectivos estudios, podrían no haber sido determinantes como para provocar modificaciones, o que dichas modificaciones se hubieran podido neutralizar por factores como los mecanismos de disipación del calor, el incremento del flujo sanguíneo o el efecto mecánico de la carrera (Gil-Calvo et al., 2015,2019).

Sin embargo, en la presente investigación el uso del ST permitió un menor aumento de la temperatura superficial plantar, lo cual podría explicarse, por un lado, por la composición de los materiales de dicho soporte (Gil-Calvo et al., 2019; Jimenez-Perez et al., 2019) (Tabla 8). Y, por otro lado, se ha especulado que un mejor ajuste del soporte plantar puede reducir la fricción del pie con el soporte durante la carrera, generando así, menores incrementos de temperatura como consecuencia del rozamiento (Gil-Calvo et al.,2019; Jimenez-Perez et al., 2019), basándose en el principio de conservación de energía, donde la energía mecánica producida por las cargas repetidas en la interacción del pie con el suelo durante la carrera, se transforma en energía térmica (Shimazaki y Murata, 2015). En este sentido el mayor ajuste que proporciona el ST podría explicar los menores incrementos de temperatura respecto a la condición control del presente estudio.

En este contexto, también el grosor del soporte podría afectar al rozamiento del pie dentro de la zapatilla, siendo los soportes más finos y que menos espacio ocupan dentro de la zapatilla, los que mayor libertad de desplazamiento y deslizamiento ofrecen al pie, incrementando así la fricción y el rozamiento (Au y Goonetilleke, 2007). Aunque también, por el contrario, la introducción de un soporte más voluminoso puede suponer una mayor compresión del pie dentro de la zapatilla, provocando una menor vascularización, menor circulación de sangre y, por ende, una temperatura más baja (Au y Goonetilleke, 2007; Jimenez-Perez et al., 2019; Yavuz et al., 2014, 2013). Aunque en la presente investigación ambos soportes presentaban grosores similares, el mejor ajuste proporcionado por el ST (dada su adaptación al pie por termoconformación) puede haber proporcionado los menores incrementos (12%) hallados en la variación de temperatura con dicho soporte.

Además, en el estudio llevado a cabo por Jimenez-Perez (2019), se estudió la capacidad de la transferencia de calor en el ST de primera generación y un soporte prefabricado genérico, en la que una mayor transferencia del calor podría favorecer la transpirabilidad. Mostrando una mejor transpirabilidad del ST respecto al soporte prefabricado genérico en las zonas del retropié, mediopié y antepié. En este sentido, en el presente estudio se podría especular que el ST mejoró y aumentó la transpirabilidad respecto a la condición control, favoreciendo así una mayor activación de los mecanismos de disipación y liberando de mejor manera el calor, por ejemplo, mediante el sudor (Gil-Calvo et al., 2015,2019).

Efecto de la fatiga

La realización de ejercicio físico, en este caso, de la carrera produce un incremento de la temperatura interna, proporcional a la intensidad del ejercicio llevado a cabo, producido por el aumento de la tasa metabólica y del trabajo mecánico (González-Alonso et al., 1999; Maughan, 2012; Merla, Mattei, Di Donato, y Romani, 2010). Si bien, el cuerpo dispone de mecanismos de disipación del calor para liberar el exceso de calor y evitar complicaciones en la salud o el rendimiento del corredor/a (Priego-Quesada, 2017; Shephard, 2007; Tucker et al., 2004; Wilmore y Costill, 2007). Por ello, sería interesante conocer el comportamiento de la temperatura en las plantas de los pies durante la carrera, con el fin de ayudar a entender el efecto que pueda tener un determinado calzado o, en este caso, el soporte plantar.

En el momento post de la carrera se observó un significativo aumento de la temperatura absoluta en todas las zonas analizadas respecto al momento pre de la carrera (Figura 54). Tanto con el uso del ST como con la condición control, con grandes tamaños del efecto (Tabla 24). En este sentido, la hipótesis inicial planteada en la que la temperatura superficial plantar aumentaría a causa de la carrera, pero en menor medida con el uso del soporte plantar termoconformable (H₈), fue aceptada, ya que, además, tal y como se ha comentado anteriormente, los ST mostraron menores incrementos de temperatura respecto a la condición control.

La realización de actividad física aeróbica produce la vasodilatación periférica de las zonas más activas del cuerpo, con el fin de disipar la temperatura central excesiva, lo que conduce a un aumento del flujo sanguíneo, y, por ende, al incremento de la temperatura superficial (Charkoudian, 2010; Irzmańska, Dutkiewicz, y Irzmański, 2013; Kenney y

Johnson, 1992; Merla et al., 2010). Además, también el efecto mecánico de la carrera en las plantas de los pies, y el microclima generado dentro del calzado (por falta de intercambio calorífico con el medio eterno), aumentan la temperatura en los pies (Shimazaki y Murata, 2015; West et al., 2019).

Los resultados obtenidos coinciden con estudios previos (Gil-Calvo et al., 2019; Jimenez-Perez, 2019), los cuales también mostraron significativos incrementos de temperatura ($\sim 10^{\circ}\text{C}$) tras la realización de un protocolo de carrera en cinta. En el presente estudio el incremento de temperatura fue de aproximadamente 9°C con el SC control, y de 8°C con el ST. Además, otras investigaciones tanto de marcha como de carrera también han mostrado incrementos en la temperatura superficial de los pies (Taiar, Rebay, Vannozzi, Sanna, y Cappozzo, 2008; Wang et al., 2018; Yavuz et al., 2014, 2013).

Puntos Clave

- El uso del soporte termoconformable implica un menor incremento de temperatura superficial plantar, debido probablemente al mejor ajuste y mayor transpirabilidad respecto al soporte control.
- La temperatura superficial plantar se incrementó significativamente tras la carrera como consecuencia de la vasodilatación periférica, el efecto mecánico de la carrera y el microclima generado dentro de la zapatilla.
- El soporte plantar termoconformable aporta un mejor comportamiento térmico respecto al soporte original de las zapatillas de los corredores/as.

5.5. Análisis de la presión plantar

Se ha demostrado que el uso de soportes plantares puede distribuir positivamente la carga plantar durante la carrera, minimizando así el riesgo de lesiones en zonas expuestas a elevadas presiones (Hähni et al., 2016; Kirby, 2017; Lucas-Cuevas et al., 2014a). La sobrecarga en zonas del antepié, así como en zonas del retropié, se han asociado con diferentes lesiones como pueden ser las fracturas por estrés en los metatarsianos, metatarsalgias o fasciopatias plantares (Nagel et al., 2008; Sobhani et al., 2013; Willems et al., 2012), o también, el espolón calcáneo, dolor del talón plantar y fascitis plantar, siendo éstas, lesiones más comunes entre los corredores/as (Ribeiro et al., 2011).

Según algunos autores, la utilización de soportes plantares puede contribuir a la disminución de este tipo de lesiones durante la carrera, sobre todo en carreras de larga distancia, ya que una ligera reducción de la carga plantar en cada contacto del pie puede suponer una disminución significativa de la carga general que experimenta el pie (Gerych et al., 2013; Lucas-Cuevas et al., 2014a). Sin embargo, existe gran variabilidad de resultados, ya que, cada soporte plantar puede provocar un efecto distinto, en función de las características de su diseño, la metodología empleada, o las diferencias interindividuales (Gerych et al., 2013; Gijón-Noguerón et al., 2014; Lee et al., 2012; McMillan y Payne, 2008). En este sentido, en la presente investigación se analizó el efecto del ST al inicio y al final de 30 minutos de carrera.

Estudios previos en los que se utilizaron soportes plantares prefabricados con amortiguación en botas de militares, mostraron reducciones (14-18%) de la presión plantar en toda la región plantar del pie (Lullini et al., 2020), así como reducciones en las presiones máximas en las zonas del antepié y talón (Gerych et al., 2013; House et al., 2002; Windle et al., 1999). También, otros estudios hallaron reducciones en la zona del talón durante la carrera con la utilización de soportes personalizados en comparación con prefabricados (Lucas-Cuevas et al., 2014a; Salles y Gyi, 2013).

En el presente estudio, y siguiendo la hipótesis planteada en investigaciones anteriores (Jimenez-Perez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014a) se especuló, que el uso del ST reduciría las presiones plantares (H_9), sin embargo, esta hipótesis fue, en gran parte rechazada. Los resultados mostraron en la **media de presión máxima**, un aumento del ST respecto al control, en el arco medial del 39% al inicio de la carrera (Pre) y del 44% al final de la misma (Post) (Figura 58). Los incrementos en la zona del arco medial,

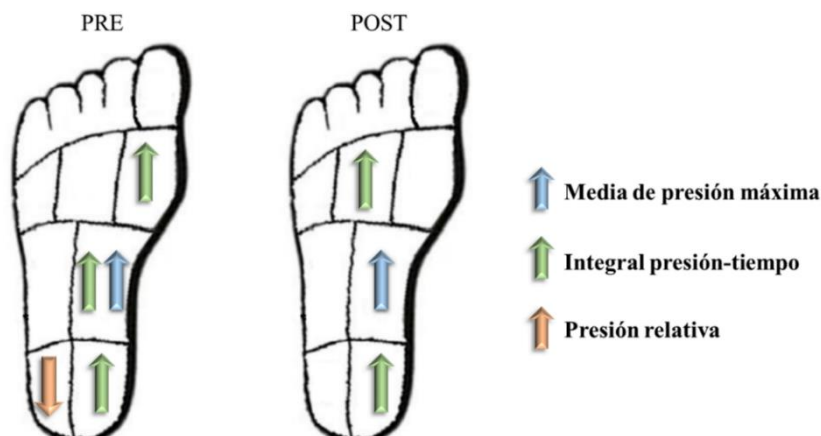
podrían explicarse por la mayor elevación y rigidez de esta zona en el ST en comparación con el SC. En concordancia con otros estudios en los que se mostraron mayores valores en esta zona del pie (Gerych et al., 2013; Pallari, Dalgarno, y Woodburn, 2010), con el uso de soportes personalizados, cuya estructura presentaba elevaciones en la zona del arco. Además, en la **integral presión-tiempo**, fue secundado este resultado dada la estrecha relación entre ambos parámetros (Melai et al., 2011), ya que, también se observaron aumentos (37%) en la zona del arco medial, aunque únicamente en el momento Pre (Figura 58). Algunas investigaciones concluyen que el aumento en la zona del arco medial es resultado de la transferencia desde las regiones del talón y el antepié hacia el mediopié, consiguiendo así, una redistribución más uniforme de las presiones (Chen, Ju, y Tang, 2003; Chiu y Wang, 2007; Gerych et al., 2013; Salles y Gyi, 2013; Yung-Hui y Wei-Hsien, 2005).

Sin embargo, en el presente estudio también se han hallado incrementos en la integral-presión-tiempo del 37% en la zona del talón medial al inicio y al final de la carrera, y en la zona del metatarso medial (33%) y metatarso central (27%) en el momento pre y post, respectivamente. Considerando que la exposición acumulativa a elevadas cargas podría desencadenar ciertas lesiones (Derrick, 2004; Ho et al., 2010; Lieberman et al., 2010; Melai et al., 2011; Weist et al., 2004), un incremento en dicho parámetro se puede asociar con un mayor riesgo de lesión por sobreuso (Melai et al., 2011; Mickle et al., 2011). Sobre todo, en la zona del talón medial, ya que es la primera área que contacta con el suelo, en aquellos corredores/as con un patrón de carrera de retropié (siendo éste el más común entre corredores recreativos) (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Lieberman et al., 2010; Lucas-Cuevas et al., 2014a).

Contrariamente a los resultados mostrados, en el estudio llevado a cabo por Dixon y McNally (2008), se observó un incremento de la presión en la zona lateral del pie con un soporte con refuerzo medial. No obstante, Nigg et al. (2003) mostraron desviaciones del centro de presión laterales con la inserción de refuerzos en ese mismo lado, aunque con refuerzos mediales obtuvieron resultados diversos. De este modo, se puede evidenciar que existe gran variedad de resultados, debido a las extensas posibilidades que pueden ofrecer los soportes plantares y que sus efectos no siempre son los esperados (Nigg et al., 2003).

Figura 58

Efectos significativos ($P < 0,05$) del ST respecto SC en los parámetros analizados



Por otro lado, en cuanto a la **presión relativa**, únicamente se encontró una reducción del 20%, con el uso del ST, en la zona del talón lateral al principio de la carrera, y con un tamaño del efecto grande ($ESd > 1$) (Figura 58), esto podría explicarse por la mejor adaptación del ST al talón del corredor/a, ya que, tanto los soportes personalizados como el ST, cuentan con una copa del talón con un diseño más ergonómico respecto al SC, con mayor concavidad y profundidad para aportar mejor sensación de ajuste y estabilidad, lo cual se ha sugerido que podría reducir la presión del área del talón (Goske et al., 2006; Salles y Gyi, 2013).

En definitiva, el efecto del ST en la carrera ha generado incrementos en la parte medial de la planta del pie, probablemente atribuibles a la mayor elevación y rigidez del ST en la zona del arco medial, junto con la tendencia normal del pie a adaptarse al suelo por pronación (Behling et al., 2020; Goto et al., 2009; Morley et al., 2010).

Efecto de la fatiga

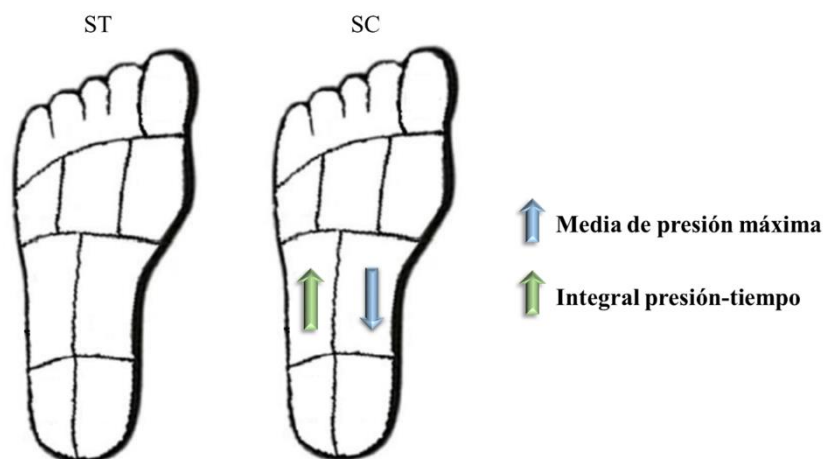
Se ha demostrado que la carrera prolongada puede modificar la distribución de la presión plantar como consecuencia de la fatiga, provocada por la acción muscular repetitiva (Escamilla-Martínez et al., 2013; Nagel et al., 2008; Rosenbaum et al., 2016; Willson y Kernozek, 1999). Según el estudio llevado a cabo por García-Pérez et al. (2013), la aparición de la fatiga durante la carrera provocó un incremento en la presión relativa en la zona del arco medial, y una disminución del pico de presión máxima en el hallux y el talón. También, Weist et al. (2004) mostraron aumentos en la zona del mediopié, metatarsos medial y lateral, dedos y hallux durante la carrera. Así como,

Willson y Kernozek (1999) quienes determinaron aumentos en el metatarso medial y disminuciones en la zona del talón. Es decir, la tendencia general encontrada del efecto de la fatiga en el patrón de distribución plantar ha sido el incremento de la carga en la zona de los metatarsos, y la reducción en los dedos y el talón (Bisiaux y Moretto, 2008; García-Pérez et al., 2013; Karagounis et al., 2009; Kim, Mirjalili, y Fernandez, 2018; Lussiana, Hébert-Losier, Millet, y Mourot, 2016; Nagel et al., 2008; Rosenbaum et al., 2016; Weist et al., 2004; Willson y Kernozek, 1999).

En la presente investigación, con el uso del ST, aunque se mostraron valores generales más elevados al inicio y al final de la prueba respecto al SC, no se observó ninguna modificación significativa debido al efecto de la carrera prolongada. Sin embargo, sin la utilización del ST, es decir durante la carrera en la condición control, se observó una reducción del 15% en la **media de presión máxima** en la zona del arco medial, con un tamaño del efecto moderado, y un aumento del 7% en la **integral presión-tiempo** en la zona del arco lateral, con un tamaño del efecto pequeño (Figura 59). En este sentido, la hipótesis inicial planteada en la que la presión plantar aumentaría al final de la carrera, pero en menor medida con el uso del ST (H_{10}), fue parcialmente aceptada.

Figura 59

Efectos significativos ($P < 0,05$) de la carrera prolongada en los parámetros de presión plantar.



Según la literatura, la mayoría de las investigaciones encontraron incrementos en la zona del arco medial (Fourchet et al., 2012; García-Pérez et al., 2013; Weist et al., 2004; Willems et al., 2012), que atribuyeron a una mayor pronación del pie como resultado de la fatiga muscular local, especialmente del tibial posterior (Behling et al., 2020; García-Pérez et al., 2013; Goto et al., 2009; Morley et al., 2010; Novacheck, 1998; Willems et

al., 2012). No obstante, en el presente estudio el efecto de la carrera prolongada provocó el efecto contrario, mediante una reducción de la presión en la zona del arco medial, de acuerdo con otros estudios (Jimenez-Perez, 2019; Rosenbaum et al., 2016), que argumentaron que este resultado podría sugerir una especie de mecanismo involuntario de refuerzo del arco, o un efecto de rigidez del arco longitudinal para contribuir a la descarga de esta región, transfiriendo la carga al antepié. O, como al parecer ha sucedido en el presente estudio, a la zona lateral del arco. Por otro lado, y aunque la mayoría de los estudios lo contradicen, el estudio llevado a cabo por Bravo-Aguilar et al. (2016), observó que después de 45 minutos de carrera, un pie en pronación tiende a cambiar a una posición más neutral, lo que podría explicar la disminución en la parte medial del arco y el consecuente incremento en la parte lateral de la misma zona en el presente estudio.

Por otro lado, la falta de modificaciones con el uso del ST, coincide con otros estudios que no encontraron efecto alguno de la fatiga en la distribución de la presión plantar (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Hohmann et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Schlee, Milani y Hein, 2006). Algunos de estos estudios han determinado que la falta de modificaciones en la presión plantar se debe a diferentes estrategias que toman los corredores/as durante la carrera, como cambiar la velocidad y por tanto la longitud de zancada (Clarke et al., 1985), correr con una cadencia más rápida (Willson et al., 1999) o aumentar la flexión de la rodilla durante el contacto con el suelo (Derrick, 2004) produciendo así una disminución en las fuerzas de impacto (Bus, 2004). Sin embargo, en el presente estudio se utilizó una velocidad individualizada y constante para cada corredor/a, y los parámetros espacio-temporales y los impactos de aceleración no se vieron afectados por la fatiga con la utilización del ST. Otros autores (Ferris et al., 1999) ofrecieron un posible razonamiento a la falta de diferencias, debido al rápido ajuste que realizan los corredores/as en su rigidez de las piernas (“leg stiffness”) ante cambios en la superficie de apoyo, como puede ser, en este caso, al ST.

Parece que el ST ofrece un mejor comportamiento en las presiones plantares frente al efecto de la fatiga respecto al SC, por lo que se podría aceptar la segunda parte de la hipótesis (H_{10}) en la que la presión plantar aumentaría al final de la carrera en menor medida con el ST, teniendo en cuenta que no se encontraron diferencias con el ST, frente al aumento en el arco lateral en la integral presión-tiempo observado con el SC. Sin embargo, se debe considerar la existente disparidad de resultados. Principalmente debido a los diferentes protocolos de fatiga empleados: algunos estudios midieron antes y

después de una maratón (Hohmann et al., 2016; Nagel et al., 2008) otros en carreras de 10, 12 o 25 km (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Murray et al., 2019; Rosenbaum et al., 2016), y otros utilizaron protocolos específicos; (Anbarian y Esmaeili, 2016; Weist et al., 2004; Willson y Kernozek, 1999) e incluso se han utilizado metodologías de medición diferentes: plataformas de presión vs plantillas instrumentadas; diferentes tipos de superficies: cinta vs suelo (García-Pérez et al., 2013); diferentes tipos de pie (Anbarian y Esmaeili, 2016; Chuckpaiwong et al., 2008); distintos patrones de apoyo (Becker, Howey, Osternig, James, y Chou, 2012; Sun et al., 2018); o diferentes zapatillas (Queen, Abbey, Wiegerinck, Yoder, y Nunley, 2010).

En definitiva, en relación a los resultados obtenidos en este estudio, aunque los valores tanto al inicio como al final de la carrera han sido más elevados con la utilización del ST, y en ambas condiciones ha habido incrementos y disminuciones al final de la carrera respecto al principio. Únicamente se han encontrado modificaciones por el efecto de la fatiga en la condición control. Por lo que se podría decir que el uso del ST aporta menor sensibilidad al efecto de la fatiga, pudiendo beneficiar la economía de la carrera y el rendimiento deportivo de los corredores/as.

Puntos Clave

- El uso del soporte termoconformable ha incrementado la presión plantar en la zona medial del pie, posiblemente debido a la elevación del arco y al material más rígido del soporte termoconformable vs del soporte control.
- El efecto de la fatiga no ha provocado cambios en la presión plantar con el uso del soporte termoconformable, lo cual no afecta o perjudica al rendimiento de los corredores/as.

5.6. Análisis de la percepción del confort

Efecto del soporte plantar

La percepción del confort, pese a ser un parámetro difícil de definir y de cuantificar, puede ser determinante en el rendimiento deportivo y la prevención de lesiones. Por un lado, se ha evidenciado que un calzado cómodo (o un soporte plantar) posibilita el mantenimiento del patrón de movimiento preferido del corredor/a, reduciendo así la actividad muscular, permitiendo la realización de un trabajo aeróbico durante más tiempo y por tanto mejorando la economía de carrera (Luo et al., 2009; Mills et al., 2012; Nigg, 2001; Nigg et al., 1999; Nigg et al., 2017; Salles y Gyi, 2013). Y, por otro lado, también se ha demostrado que puede ser utilizado como una herramienta de protección, debido a la asociación con una menor frecuencia de lesiones en la carrera (Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 2015).

Algunos autores han indicado que el ajuste regula la comodidad de un calzado o un soporte plantar (Au y Goonetilleke, 2007; Mills et al., 2011; Mündermann et al., 2003b; Salles y Gyi, 2013). En el estudio llevado a cabo por Salles y Gyi (2013), se mostró una mejor valoración del confort con unos soportes plantares personalizados con ajuste al pie, frente a unos soportes personalizados sin dicho ajuste. Dado que, el ST utilizado en el presente estudio se caracteriza por su individualización y ajuste a la ergonomía del pie de cada corredor/a, se planteó la inicial hipótesis de que el ST se percibiría como más cómodo en comparación con la condición control (H_{11}). Si bien, fue aceptada parcialmente, ya que de los 12 ítems analizados únicamente en los ítems de humedad y temperatura el ST fue percibido significativamente más cómodo que el SC. En el resto de ítems no se mostraron diferencias entre ambas condiciones de soporte plantar.

La falta de modificaciones coincide con varios estudios recientes (Gil-Calvo, 2018; Jimenez-Perez, 2019), en los que no se hallaron diferencias entre los diferentes tipos de soporte plantar analizados. En la investigación llevada a cabo por Gil-Calvo (2018), se comparó la percepción del confort con el uso de soportes personalizados, soportes prefabricados y la condición control (sin soporte). Y en cuanto al estudio de Jimenez-Perez (2019), la comparación fue entre un ST de primera generación y un soporte prefabricado genérico. El ST utilizado en el presente estudio, presenta gran similitud con los soportes plantares personalizados, debido a la estructura rígida y dura, para proporcionar un mejor ajuste y control del pie. Sin embargo, el soporte plantar original

de las zapatillas de los corredores suele ser más blando y, debido a la ausencia de ajuste, ofrecen menos control de movimiento (Lucas-Cuevas et al., 2014b). La diferencia más pronunciada entre ambos tipos de soporte plantar se evidencia, por un lado, en la zona del talón, ya que el ST presenta mayor concavidad y profundidad, lo que genera una mejor sensación de ajuste y estabilidad del tobillo, mientras que el SC presenta una superficie plana que permite que los tejidos blandos del talón se expandan por los laterales provocando así, incomodidad (Salles y Gyi, 2013). En este sentido, los participantes del estudio percibieron ligeramente (4-5%) más confortable el ST respecto al SC en los ítems de ajuste y anchura del talón, aunque sin diferencias significativas. Por otro lado, la zona del arco suele presentar mayor incomodidad con soportes personalizados por la mayor elevación y rigidez en esta parte del dispositivo (Pallari et al., 2010; Salles y Gyi, 2013). Además, se ha demostrado que la región del arco medial tiene un umbral de presión más bajo que el resto de regiones plantares, como consecuencia del menor contacto que suele tener con el suelo (Xiong, Goonetilleke, y Jiang, 2011), por lo que un contacto inusual en esta zona, puede provocar incomodidad. Sin embargo, en este estudio, los valores presentados en las dos condiciones de soporte plantar fueron muy similares, no hallándose diferencias entre ambas.

Aunque existen evidencias de un mejor confort con el uso de soportes personalizados, debido al mejor ajuste (Au y Goonetilleke, 2007; Mills et al., 2011; Mündermann et al., 2003a; Salles y Gyi, 2013), otros autores han encontrado mejores valoraciones del confort de la condición control (sin soporte) o de soportes prefabricados frente a los personalizados (Che et al., 1994; Finestone et al., 2004; Hähni, Hirschmüller, y Baur, 2016; Mills et al., 2011, 2012; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2002). Concretamente, Mündermann et al. (2002) obtuvieron valores más altos de confort con la condición control (soporte prefabricado), concluyendo que los materiales de la condición control eran más similares a los soportes originales de las zapatillas, lo que condujo a argumentar que los participantes percibieron los nuevos soportes como elementos perturbadores de la percepción natural de confort. Además, en algunos de estos estudios se sugirió que las diferencias observadas en el confort podían explicarse por las propiedades de los materiales utilizados en la fabricación de los soportes, y que los participantes prefirieron los soportes blandos, frente a los duros. En este sentido, el ST no se percibió como más confortable que la condición control (sin soporte) en la mayoría de los ítems en el presente estudio. Sin embargo, tampoco fue percibido como un elemento

perturbador, a pesar de ser comparado con el soporte original de las zapatillas de los participantes con el cual estaban más familiarizados. Tampoco la mayor rigidez y dureza del ST respecto al SC ha resultado negativo en la percepción del confort de los corredores/as, sin embargo, aportan un mejor ajuste y control sin perturbar el confort general de los mismos.

La percepción del confort puede ofrecer resultados muy heterogéneos, probablemente como consecuencia de la influencia de los diversos factores en los materiales utilizados, como la forma, el diseño, el ajuste e incluso el color y la moda (Au y Goonetilleke, 2007). Además, las características específicas de los participantes, como puede ser la altura del arco, la alineación del pie y la pierna, o la sensibilidad del pie, también pueden influir en la percepción del confort de un soporte plantar (Mündermann et al., 2001). En este sentido, la percepción del confort es diferente para cada persona, y las preferencias respecto al material y la forma del soporte plantar pueden variar según el corredor/a (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2002, 2003a). En definitiva, es probable que la naturaleza subjetiva de la percepción del confort explique la variabilidad de resultados existentes (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 1999).

Por otro lado, con el uso del ST se observaron mayores valores de confort respecto al SC, en los ítems de **temperatura** y **humedad** (Tabla 28 y Figura 57). Durante la carrera se produce un aumento de la temperatura de hasta 10°C (Gil-Calvo et al., 2019). Con la finalidad de disipar el calor causado por los aumentos de temperatura, el cuerpo humano recurre a la sudoración, y los pies, son regiones que albergan gran número de glándulas sudoríparas (Golden et al., 2013). En este sentido, el incremento de la temperatura y la sudoración, puede afectar a la percepción de confort tanto en la humedad como en la temperatura, ya que este incremento resulta incómodo para los corredores (Gil-Calvo, 2018). En el estudio llevado a cabo por Gil-Calvo, (2018), no se encontraron diferencias en los ítems de temperatura y humedad en ninguno de los soportes analizados, concluyendo que estos tipos de soporte no comportaban ningún beneficio ni tampoco inconveniente durante la carrera, desde el punto de vista térmico. Sin embargo, el ST utilizado en el presente estudio ha resultado ser beneficioso para los corredores/as, dado el mejor comportamiento que ha mostrado en los ítems de temperatura y humedad, debido probablemente a la mejor adaptación del mismo al pie del corredor/a proporcionando así, una menor fricción y por tanto un menor incremento de la temperatura respecto al SC

(Hoffman, 2016; Lo, Yick, Ng, y Yip, 2014). Sin embargo, en el estudio desarrollado por Jimenez-Perez (2019), donde también se analizaron los ítems de temperatura y humedad en la percepción del confort en un ST de primera generación, no se hallaron diferencias respecto a un soporte prefabricado genérico. Por lo que, además del mejor ajuste al pie, también las modificaciones en el diseño y material utilizado en este nuevo ST respecto al anterior han podido influir en la percepción del confort es estos ítems. Si bien, este nuevo soporte, además de ser más ligero y fino, cuenta con una nueva superficie de microfibra transpirable (OnSteam[®], Grupo Morón, La Rioja, España), que puede haber proporcionado mejor disipación del calor, y por tanto mejores valores en el confort de la humedad y temperatura respecto al SC.

Puntos Clave

- El soporte termoconformable se percibió igual de cómodo que el SC en la mayoría de los ítems, pese a ser un elemento nuevo dentro de la zapatilla de los corredores/as.
- El soporte termoconformable ofrece mejor confort en la temperatura y humedad, debido probablemente al mejor ajuste y materiales que lo caracterizan.

5.7. Discusión general

En este apartado se presenta una interpretación global de los principales hallazgos obtenidos por el efecto de la utilización del ST, con la finalidad de facilitar la comprensión del comportamiento de dicho soporte.

En primer lugar, en la Tabla 29, se resumen los principales resultados encontrados en cada uno de los análisis realizados.

Tabla 29

Resumen de los resultados obtenidos en el estudio

Análisis	Efecto del soporte termoconformable
Percepción del esfuerzo y fatiga	Sin modificaciones
Parámetros espacio-temporales	Sin modificaciones
Impactos de aceleración	Sin modificaciones
Temperatura superficial plantar	Menor incremento de temperatura
Presión plantar	Aumentos en la zona medial
Percepción del confort	Mayor confort en los ítems de temperatura y humedad

La fatiga, como se ha visto anteriormente, es un factor que puede repercutir en los diferentes parámetros biomecánicos de la carrera (Brown et al., 2014; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dierks et al., 2010). En este sentido, la falta de modificaciones del ST en los parámetros del análisis de la fatiga estudiados (percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca) podrían explicar la ausencia del efecto en los parámetros espacio-temporales y los impactos de aceleración.

Por un lado, la longitud y frecuencia de zancada, así como el tiempo de contacto y vuelo están estrechamente relacionados con la técnica de carrera y afectan directamente a la economía de carrera (Hunter y Smith, 2007; Vernillo et al., 2015). Por lo tanto, se puede deducir que, la ausencia de modificaciones en los parámetros espacio-temporales, y, por ende, en la técnica de carrera son consecuencia de la falta de alteraciones en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca.

Por otro lado, se ha demostrado que los aumentos en la longitud de zancada (o reducciones en la frecuencia de zancada) conducen a mayores valores en los impactos de aceleración, acompañados de incrementos en la atenuación del impacto, como factor natural protector de la cabeza (Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002; Mizrahi et al.,

2000). La explicación de dicha afirmación reside en que al correr con zancadas más largas (aumento de la longitud de zancada) se aumenta la flexión de la rodilla en el momento del contacto inicial del pie, y, se ha evidenciado que un incremento en el grado de flexión de la rodilla en dicho instante reduce la masa efectiva, y las fuerzas de reacción del suelo, pero, aumenta los impactos de aceleración en la tibia, y a su vez la atenuación del impacto (Derrick, 2004; Derrick et al., 2002; Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002). Si bien, dado que en dichos parámetros no se observaron alteraciones, parece lógico que en los impactos de aceleración tampoco se hayan encontrado modificaciones.

En esta línea, es probable que la falta de modificaciones en la percepción del esfuerzo y la fatiga, así como en los parámetros espacio-temporales e impactos de aceleración, haya desencadenado en la ausencia de diferencias en la mayoría de los ítems de confort analizados. Ya que, según estudios anteriores (Che et al., 1994; Mills et al., 2012; Nigg et al., 1999), la percepción del confort puede verse afectada por el estado de fatiga, y por tanto cabe esperar que el confort percibido de un soporte varíe durante una actividad física prolongada, por el paso del tiempo o por la aparición de la fatiga, como consecuencia de alteraciones biomecánicas (Hintzy et al., 2015; Mills et al., 2012). En este sentido, según Mündermann et al (2003), los cambios en la percepción del confort entre diferentes soportes plantares pueden explicarse por los cambios en variables cinemáticas, cinéticas y en la actividad muscular. Y, dado que en el presente estudio ninguno de estos parámetros experimentó modificaciones con el uso del ST, la percepción del confort en la mayoría de los ítems también permaneció inalterada.

Por otro lado, los cambios en el microclima del calzado (temperatura y humedad) pueden causar sensación de malestar e incomodidad (West et al., 2019). Sin embargo, en el presente estudio se observaron mayores valores de la percepción del confort en los ítems de temperatura y humedad con el uso del soporte analizado. En este sentido, el efecto del ST en la percepción positiva de confort en estos ítems, puede estar fuertemente relacionado con los menores incrementos hallados en la temperatura superficial plantar con el uso de dicho soporte, debido probablemente, al mejor ajuste y mayor transpirabilidad respecto al SC.

También se ha especulado que el aumento de las presiones plantares y la fricción en diferentes regiones del pie puede producir incrementos de temperatura (Brand, 2003; Shimazaki y Murata, 2015; Yavuz et al., 2014). Sin embargo, y en consonancia con la investigación previa de Jimenez-Perez (2019), no se ha observado relación alguna, del

comportamiento del ST, entre las presiones plantares y la temperatura superficial plantar. Ya que, el aumento de presiones en la parte medial de la planta del pie, no concuerda con el menor incremento de temperatura en todas las regiones analizadas con el uso del ST. Por lo tanto, se podría decir que los aumentos de presiones hallados en el presente estudio no repercuten en la temperatura superficial plantar.

Por otra parte, las presiones plantares podrían tener cierta relación con los parámetros espacio-temporales (Allet et al., 2011; Willson y Kernozek, 1999). En el estudio llevado a cabo por Allet et al. (2011), se observó un desplazamiento de la carga de la parte posterior a la parte anterior del pie cuando la longitud de zancada aumentó. Y, Willson y Kernozek (1999) mostraron una reducción en la presión del talón al disminuir la longitud de paso. Sin embargo, en el presente trabajo, y de acuerdo con estudios previos (Jimenez-Perez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014a), los parámetros espacio-temporales no fueron los responsables de la redistribución de las presiones plantares, ya que éstos no mostraron modificaciones con el uso del ST.

Y al parecer, tampoco los resultados obtenidos en la percepción del confort pueden respaldar los aumentos hallados en la presión plantar en las regiones mediales del pie, aunque existen evidencias que relacionan ambos parámetros (Che, Nigg, y de Koning, 1994; Dinato et al., 2015; Lee et al., 2012; Mei, Gu, Sun, y Fernandez, 2018; Qichang Mei, Gu, Zheng, Yang, y Fernandez, 2017; Salles y Gyi, 2013). Por ejemplo, Lee et al. (2012) mostraron una reducción de la carga plantar en la región del talón por el uso de soporte plantares, que supuso una calificación más baja en las molestias de esta zona. Sin embargo, en el presente estudio no se mostraron diferencias en los ítems de confort relacionados con las zonas afectadas por los incrementos de la presión plantar. Debido a la falta de relación entre los resultados obtenidos en la presión plantar y el resto de áreas, se puede especular que el uso ST es capaz de modificar la distribución de las cargas plantares sin perturbar o alterar negativamente el resto de parámetros biomecánicos analizados en el presente estudio.

Si bien, en otras áreas de estudio, como la cinemática angular, es probable que se hubieran hallado relaciones, ya que se ha asociado el desplazamiento de la carga plantar de la parte lateral a la parte medial del pie, al cambio de posición del pie hacia la pronación (Dierks et al., 2010; Escamilla-Martínez et al., 2013; Fourchet et al., 2015; García-Pérez et al., 2013), lo cual, coincide con los resultados observados en el presente estudio. No obstante, se trata de suposiciones y por tanto se precisa más investigación en esta línea,

ya que los aumentos de las cargas plantares hallados en la parte medial del pie están relacionados con la incidencia de lesiones típicas del corredor/as (Willems et al., 2006, 2007).

5.8. Limitaciones del estudio

Entre las posibles limitaciones durante el desarrollo del presente estudio que deben mencionarse y tenerse en cuenta al interpretar los resultados, destacan:

- ◊ El uso de una cinta ergométrica como condición de medición y la no realización de la carrera en un entorno más ecológico. Existen evidencias que indican que las diferencias entre la carrera en cinta y suelo son comparables, pero no equivalentes (Fellin et al., 2010; García et al., 2013; Jones y Doust, 1996; Meyer et al., 2003; Riley et al., 2008), no obstante, es importante tener en cuenta que en este estudio la cinta se empleó con el fin de controlar mejor el protocolo: velocidad de carrera, pendiente, rigidez de la superficie, etc.
- ◊ Los resultados únicamente son extrapolables a corredores/as recreativos, ya que deportistas de mayor nivel podrían tener diferentes adaptaciones a la fatiga, y a los diferentes parámetros biomecánicos analizados con la incorporación de un nuevo soporte plantar (Reenalda et al., 2019).
- ◊ Por motivos de logística y diseño de los soportes plantares termoconformables, las condiciones del estudio (ST y SC) no fueron aleatorizadas. No obstante, existen evidencias previas donde tampoco se fijó este criterio (Dixon y McNally, 2008; MacLean, McClay y Hamill, 2006). Considerando, además, que los corredores no estaban habituados a correr en cinta, se estipuló la realización del primer test de laboratorio sin soporte plantar (SC), evitando así, dos condicionantes externos nuevos (cinta y soporte plantar).
- ◊ Los participantes emplearon sus propias zapatillas para correr. Aunque algunas de las características inherentes de las zapatillas, como la rigidez y el grosor de la entresuela, podrían influir en el patrón de carrera (Gerlach et al., 2005; Weist et al., 2004), los impactos de aceleración y la distribución de la presión plantar durante la carrera (De Wit et al., 1995; Hardin, Van den Bogert, y Hamill, 2004; Kersting y Bruggermann, 2006; Ly, Alaoui, Erlicher, y Bali, 2010; Ogon et al., 2001; Qassem, 2003). Como resultado, en este estudio, los participantes emplearon sus propias zapatillas para recrear una situación más real, pero es importante reconocer que pueden existir modificaciones en algunos parámetros biomecánicos como consecuencia de los diferentes tipos de zapatillas utilizados.

- ◇ La presión plantar se midió solo en el pie derecho, mientras que los impactos de aceleración se midieron únicamente en la pierna izquierda. En el presente trabajo, se asumieron características de carga similares entre las piernas derecha e izquierda como se indicó anteriormente en otros estudios (Liu et al., 2011; Redmond et al., 2000). Sin embargo, las diferencias anatómicas entre las extremidades inferiores, como el tipo de pie, también pueden influir en estos parámetros y también deben tenerse en cuenta como una limitación (Chuckpaiwong et al., 2008; Queen et al., 2009; Razeghi y Batt, 2000).
- ◇ No se controló el patrón de apoyo (antepié, mediopié o retropié), ni el tipo de pisada (pronada, supinada o neutra) o tipo de pie (plano, normal o cavo), y sin embargo podría tratarse de factores distintivos en la distribución de la presión plantar, los impactos de aceleración y los parámetros espacio-temporales (Hasegawa et al., 2007; Lieberman et al., 2010; Sun et al., 2018; Whittle y Chattanooga, 1996), acrecentados con la intervención de un soporte plantar.
- ◇ La intensidad de la carrera fue individualizada según la VAM de cada corredor/a con el fin de intentar que todos los participantes alcanzaran el mismo nivel de fatiga. No obstante, debido a las diferencias individuales de cada uno/a es probable que no todos los corredores/as alcanzaran el mismo nivel de fatiga (Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998).

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

6.1. Conclusiones del estudio

A continuación, a la luz de los resultados obtenidos, se aceptan/rechazan las hipótesis planteadas y se formulan las principales conclusiones que se derivan de la presente investigación:

Se rechaza la H1: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca en comparación con el soporte control, y la H2: La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentarán con el transcurso de la carrera.

Conclusión 1: El uso del soporte termoconformable no influye en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca durante el tiempo de carrera empleado.

Se acepta la H3: El uso del soporte plantar termoconformable no influirá en los parámetros espacio-temporales.

Conclusión 2: El uso del soporte termoconformable no altera los parámetros de interés en la carrera, como son la longitud y la frecuencia de zancada, así como tampoco el tiempo de vuelo y de contacto, permitiendo mantener una técnica de carrera óptima en los corredores/as.

Se acepta parcialmente la H4: La longitud de zancada y el tiempo de contacto aumentarán, y la frecuencia de zancada y el tiempo de vuelo disminuirán con el transcurso de la carrera, alterándose en menor medida con el uso del soporte termoconformable respecto al soporte control.

Conclusión 3: La utilización del soporte termoconformable contrarresta el efecto de la fatiga en el tiempo de contacto, pudiendo así minimizar los efectos de la fatiga en la reducción de la economía de carrera.

Se rechaza la H5: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá los impactos de aceleración en comparación con el soporte control, y la H6: Los impactos de aceleración aumentarán en la prueba de carrera prologada, siendo menor el incremento con el uso del soporte plantar termoconformable en comparación con el soporte control.

Conclusión 4: El uso del soporte termoconformable no afecta ni modifica los impactos de aceleración durante la carrera.

Se acepta la H7: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá la temperatura superficial plantar en comparación con el soporte control.

Conclusión 5: El uso del soporte termoconformable ofrece mejor comportamiento desde el punto de vista térmico que el soporte original de las zapatillas, incrementando menos la temperatura superficial del pie tras el periodo de carrera prologado debido posiblemente al mejor ajuste y mayor transpirabilidad.

Se acepta la H8: La temperatura superficial plantar aumentará a causa de la carrera prolongada, pero en menor medida con el uso del soporte plantar termoconformable en comparación con el soporte control.

Conclusión 6: La carrera aumenta notablemente la temperatura superficial plantar, pero en menor medida con el uso del soporte termoconformable.

Se rechaza la H9: El uso del soporte plantar termoconformable reducirá la presión plantar en comparación con el soporte control.

Conclusión 7: El uso del soporte termoconformable incrementa la presión plantar en la zona medial del pie.

Se acepta la H10: La presión plantar aumentará al final de la carrera, pero en menor medida con el uso del soporte plantar termoconformable.

Conclusión 8: La realización de 30 minutos de carrera no influye en el uso del soporte termoconformable, pudiendo beneficiar el rendimiento deportivo de los corredores/as.

Se acepta parcialmente la H11: El uso del soporte plantar termoconformable será percibido como más cómodo que el soporte plantar original de la zapatilla del corredor/a (soporte control).

Conclusión 9: El soporte termoconformable se percibe igual de cómodo que el soporte plantar original de las zapatillas en la mayoría de los ítems analizados, permitiendo ofrecer mejor ajuste y control del movimiento.

Conclusión 10: El soporte termoconformable es más confortable en los ítems de temperatura y humedad, debido a su diseño y a los materiales que lo componen.

6.2. Conflicto de intereses

La autora de la presente tesis doctoral declara que no existen conflictos de interés de acuerdo con el contenido de esta investigación.

7. FUTURAS LINEAS DE INVESTIGACIÓN

7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

A lo largo del desarrollo del presente trabajo, han surgido algunas preguntas e hipótesis a considerar en futuras líneas de investigación. En base a los resultados obtenidos, sería de gran interés:

- ◇ Analizar el efecto del soporte termoconformable en corredores/as de élite o profesionales con protocolos o pruebas de carrera con niveles de fatiga superiores, incluso llegando a la extenuación, dónde se obtienen modificaciones del patrón biomecánico de carrera.
- ◇ Evaluar el efecto del soporte termoconformable en función del patrón de apoyo (antepié, mediopié y retropié), tipo de pie (cavo, plano y normal) y tipo de pisada (pronada, supinada y neutra).
- ◇ Estudiar el efecto del soporte termoconformable en otros parámetros biomecánicos, como la actividad neuromuscular, la cinemática angular o la rigidez de las extremidades inferiores.
- ◇ Investigar la influencia del soporte termoconformable, según la edad o el género de los corredores/as, en los diferentes parámetros biomecánicos.

8. APLICACIONES PRÁCTICAS

8. APLICACIONES PRÁCTICAS

El notable índice de lesiones en la carrera junto con el elevado interés por la mejora del rendimiento de la misma, ha desencadenado en un creciente empeño de la industria por proporcionar material y equipamiento deportivo que pueda satisfacer y mejorar las demandas de los corredores/as. Es importante para la industria que los productos que ofrecen puedan ser adquiridos por el mayor número de personas, y por lo tanto deben ser productos accesibles económicamente y que posean una evidencia científica contrastada sobre su utilidad y los beneficios asociados a su utilización.

Cabe destacar que la validación de un producto se realiza frecuentemente mediante test mecánicos sin plantearse la repercusión real que puede tener sobre el usuario, por ello es importante la implicación de la biomecánica deportiva, en el proceso de validación de productos relacionados con la práctica deportiva, de modo que pueda analizar, evaluar y proporcionar la información necesaria al mundo empresarial deportivo para mejorar dicho producto.

En este sentido, en la presente tesis se ha valorado la utilización del Soporte Plantar Termoconformable, en un contexto deportivo y a nivel de usuario, y contemplándose los efectos de la carrera prolongada, similares a los que se pueden observar durante los entrenamientos o competiciones de los corredores/as. La principal característica, y a la vez ventaja, de este producto radica en su posibilidad de adaptación por el propio usuario, a un precio accesible.

Este soporte, es el resultado de una segunda versión termoconformable realizada a partir de las aportaciones sugeridas en una primera validación, en la que, tras reducir grosor y peso, así como la modificación de materiales que la componen, se han mostrado resultados ventajosos en comparación a la primera versión.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9. REREFENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abadia, S., Medina, F. X., Sánchez, R., Bantulà, J., Fornons, D., Bastida, N., Augé, A., Corderas, F., Vega, V., 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), 105–124.
- 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. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(6), 1479-1485. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddfcf8>
- 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.
- Allen, D. G., Lamb, G. D., y Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287-332. doi: 10.1152/physrev.00015.2007
- Allet, L., IJzerman, H., Meijer, K., Willems, P., y Savelberg, H. (2011). The influence of stride-length on plantar foot-pressures and joint moments. *Gait & Posture*, 34(3), 300–306.
- 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>.
- 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.
- Anderson, B. C., Stefanyshyn, D. J., y Nigg, B. M. (2005). The effect of moulded footbeds on comfort and injury rate in military combat boots. *7th Symposium on Footwear Biomechanics*, Cleveland, Ohio.
- Asmussen, M.J., Kaltenbach, C., Hashlamoun, K., Shen, H., Federico, S., Nigg B.M. (2019) Force measurements during running on different instrumented treadmills. *Journal of Biomechanics*, 84:263-8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.025>.
- 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.

- Auger, P., Marquis, G., Joly, J., y Attye, A. (2009). Epidemiology of tinea pedis in marathon runners: prevalence of occult athlete's foot. *Mycoses*, 36(1-2), 35–41.
- Barbany, J. R. (2006). Fatiga física, ayudas ergogénicas y dopaje. En *Fisiología del ejercicio físico y del entrenamiento* (pp. 169-186). Badalona: Paidotribo.
- Baur, H., Divert, C., Hirschmuller, A., Muller, S., Belli, A., y Mayer, F. (2004). Analysis of gait differences in healthy runners and runners with chronic achilles tendon complaints. *Isokinetics and Exercise Science*, 12(2), 111-116.
- Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., Gollhofer, A., y Mayer, F. (2007). Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinetics & Exercise Science*, 15(3), 165-171.
- Becker, J., Howey, R. J., Osternig, L., James, S., y Chou, L.-S. (2012). Plantar pressure differences between rearfoot and midfoot striking runners during shod running. *The 2012 ASB Annual Meeting, Gainesville, FL (poster presentation)*.
- Behling, A.V., Manz, S., von Tscharnner, V., y Nigg, B.M. (2020). Pronation or foot movement -What is important. *J. Journal of Science and Medicine in Sport*, 24, 366–371.
- Berg, K., y Sady, S. (1985). Oxygen cost of running at submaximal speeds while wearing shoe inserts. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56(1), 86–89.
- Bertram, J. E., Prebeau-Menezes, L., y Szarko, M. J. (2013). Gait characteristics over the course of a race in recreational marathon competitors. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(1), 6-15. doi: 10.1080/02701367.2013.762259
- Billat, L. V., y Koralsztein, J. P. (1996). Significance of the velocity at VO₂max and time to exhaustion at this velocity. *Sports Medicine*, 22(2), 90-108.
- Billat, V., Renoux, J. C., Pinoteau, J., Petit, B., y Koralsztein, J. P. (1995). Times to exhaustion at 90, 100 and 105% of velocity at VO₂ max (maximal aerobic speed) and critical speed in elite long-distance runners. *Archives of Physiology y Biochemistry*, 103(2), 129-135.
- Bisiaux, M., y Moretto, P. (2008). The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait & Posture*, 28(4), 693–698.
- Blackmore, T., Ball, N., y Scurr, J. (2011). The effect of socks on vertical and anteroposterior ground reaction forces in walking and running. *Foot*, 21(1), 1-5.
- Blanchard, K. y Cheska, A. (1986). *Antropología del deporte*. Barcelona: Bellaterra.
- Blondel, N., Berthoin, S., Billat, V., y Linsel, G. (2001). Relationship between run times to exhaustion at 90, 100, 120, and 140 % of vVO₂max and velocity expressed relatively to critical velocity and maximal velocity. *International Journal of Sports Medicine*, 22(1), 27-33.
- Boccia, G., Dardanillo, D., Zoppirolli, C., Bortolan, L., Cescon, C., Schneebeli, A., Vernillo, G., Schena, F., Rainoldi, A., y Pellegrini, B. (2016). Central and peripheral fatigue in

- knee and elbow extensor muscles after a long-distance cross-country ski race. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. doi: 10.1111/sms.12718
- 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. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5), 377–381.
- Bowtell, M. V., Tan, H., y Wilson, A. M. (2009). The consistency of maximum running speed measurements in humans using a feedback-controlled treadmill, and a comparison with maximum attainable speed during overground locomotion. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2569-2574. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.024>
- Brand, P. W. (2003). Tenderizing the Foot. *Foot & Ankle International*, 24(6), 457-461. <https://doi.org/10.1177/107110070302400602>
- Braun, B., y Baritz, M. (2017). Correlative analysis of shoe insoles acting in moist and cold/warm environment. *MATEC Web of Conferences*, 94, 01001. EDP Sciences.
- Bravo, J., Pascua, M., Gil, F., y Ballesteros, J.M. (1994). *Atletismo I. Carreras* (2ªed.). España: Real Federación Española de Atletismo.
- Bravo-Aguilar, M., Gijón-Noguerón, G., Luque-Suarez, L., y Abian-Vicen., L. (2016). The Influence of Running on Foot Posture and In-Shoe Plantar Pressures. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 106(2),109-115, <https://doi.org/10.7547/14-056>
- 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>
- Buldt, A.K., Forghany, S., Landorf, K.B., Levinger, P., Murley, G.S., y Menz, H.B. (2018). Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*, 62, 235-240.
- Burke, J. R., y Papuga, M. O. (2012). Effects of foot orthotics on running economy: methodological considerations. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 35(4), 327–336.
- Burkett, L. N., Kohrt, W. M., y Buchbinder, R. (1985). Effects of shoes and foot orthotics on VO₂ and selected frontal plane knee kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(1), 158-163.
- Burnfield, J. M., Jorde, A. G., Augustin, T. R., Augustin, T. A., y Bashford, G. R. (2007). Variations in plantar pressure variables across five cardiovascular exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(11), 2012-2020.

- 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>
- Bus, S. A., Ulbrecht, J. S., y Cavanagh, P. R. (2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 629–638.
- 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.
- Calzada, A. (1999). *Iniciación al atletismo*. Madrid: Gymnos.
- Cámara, J., y Llana, S. (2015). Los saltos y las recepciones. En Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, (425-450). Badalona: Paidotribo.
- Candau, R., Belli, A., Millet, G. Y., Georges, D., Barbier, B., y Rouillon, J. D. (1998). Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 77(6), 479–485.
- Carroll, T. J., Taylor, J. L., y Gandevia, S. C. (2017). Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. *Journal of Applied Physiology*, 122(5), 1068-1076. doi: 10.1152/jappphysiol.00775.2016
- Caselli, M.A. (2004). Orthoses, materials, and foot function. *Podiatry Management*, 23 (7), 131-138.
- Cavanagh, P. R. (1980). *The running shoe book*. Anderson World Mountain View, CA.
- Cavanagh, P. R. (1987). The Biomechanics of Lower Extremity Action in Distance Running. *Foot & Ankle International*, 7(4), 197-217. <https://doi.org/10.1177/107110078700700402>
- Cavanagh, P. R., y Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(1), 30–35.
- Chakraborty, P. P., Ray, S., Biswas, D., Baidya, A., Bhattacharjee, R., Mukhopadhyay, P., Ghosh, S., Mukhopadhyay, S., y Chowdhury, S. (2014). A Comparative Study Between Total Contact Cast and Pressure-Relieving Ankle Foot Orthosis in Diabetic Neuropathic Foot Ulcers. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 9(2), 302-308. <https://doi.org/10.1177/1932296814560788>
- Chambon, N., Delattre, N., Guéguen, N., Berton, E., y Rao, G. (2014a). Is midsole thickness a key parameter for the running pattern? *Gait & Posture*, 40(1), 58-63.
- Chambon, N., Sevrez, V., Ly, Q. H., Guéguen, N., Berton, E., y Rao, G. (2014b). Aging of running shoes and its effect on mechanical and biomechanical variables: implications for runners. *Journal of Sports Sciences*, 32(11), 1013-1022.

- Chamoux, A., Berthon, P., y Laubignat, J. F. (1996). Determination of maximum aerobic velocity by a five minute test with reference to running world records. A theoretical approach. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 104(2), 207-211
- Chang, W.-L., Shih, Y.-F., y Chen, W.-Y. (2012). Running injuries and associated factors in participants of ING Taipei Marathon. *Physical Therapy in Sport*, 13(3), 170-174. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.08.001>
- 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 and Medicine*, 11(1), 77-82.
- 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 and 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 and Science in Sports & Exercise*, 44(5), 917-925. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182400520>
- Charkoudian, N. (2010). Mechanisms and modifiers of reflex induced cutaneous vasodilation and vasoconstriction in humans. *Journal of Applied Physiology*, 109(4), 1221–1228.
- Che, H., Nigg, B. M., y de Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 335-341.
- Chen, W.-P., Ju, C.-W., y Tang, F.-T. (2003). Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 18(6), S17-S24. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00080-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00080-9)
- Chen, Y.-C., Lou, S.-Z., Huang, C.-Y., y Su, F.-C. (2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical Biomechanics*, 25(3), 265–270.
- 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, T. L., y Chockalingam, N. (2011). Foot Orthoses a Review Focusing on Kinematics. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(4), 341-348.
- Chiu, M.-C., y Wang, M.-J. J. (2007). Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Applied Ergonomics*, 38(2), 133-141. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.03.012>
- Choi, J.-K., Cha, E.-J., Kim, K.-A., Won, Y., y Kim, J.-J. (2015). Effects of custom-made insoles on idiopathic pes cavus foot during walking. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S705-S715. <https://doi.org/10.3233/BME-151362>
- 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.

- 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>
- Cissik, J. M. (2004). *Desarrollo de la Técnica y la Velocidad para la Carrera*: PubliCE Standard.
- 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., Cooper, L. B., Hamill, C. L., y Clark, D. E. (1985). The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of Sports Sciences*, 3(1), 41-49.
- Clinghan, R., Arnold, G. P., Drew, T. S., Cochrane, L. A., y Abboud, R. J. (2008). Do you get value for money when you buy an expensive pair of running shoes? *British Journal of Sports Medicine*, 42(3), 189-193. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.038844>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Edition). <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- 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. (2009). Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *British Journal of Sports Medicine*, 43(3), 163-168. <https://doi.org/10.1136/bmj.a1735>
- Conn, V. S., Ramirez L. M. (2009). Meta-analysis of quality-of-life outcomes from physical activity interventions. *Nursing research*, 58(3), 175.
- Consejo Superior de Deportes (2015). *Encuesta de hábitos deportivos en España 2015*. Subdirección General de Estadística y Estudios, Secretaría General Técnica. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.
- 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*, 21(10), 1090-1097.
- 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>

- Cubukcu, S., Alimoglu, M. K., Balci, N., y Beyazova, M. (2005). Plantar arch type and strength profile of the major Ankle muscle groups: A morphometric-isokinetic study. *Isokinetics and Exercise Science*, 13(3), 217–222.
- Cunningham, E. A., y Perry, S. D. (2007). Rearfoot kinematic differences between level treadmill and level ground running. *Journal of Biomechanics*, 40 (Supplement 2), S515-S515.
- Daanen, H. A. M., Lamberts, R. P., Kallen, V. L., Jin, A., y Van Meeteren, N. L. U. (2012). A systematic review on heart-rate recovery to monitor changes in training status in athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 7(3), 251-260.
- 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>
- Davidson, D. M. (2017). Prefabricated Insoles and Modifications. En *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 115–120). Springer.
- Davis, I., Milner, C. E., y Hamill, J. (2004). Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5).
- 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 Ruiter, C. J., Verdijk, P. W., 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.
- De Wit, B., De Clercq, D., y Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *Journal of Applied Biomechanics*, (11), 395-406.
- Decorte, N., Lafaix, P. A., Millet, G. Y., Wuyam, B., y Verges, S. (2012). Central and peripheral fatigue kinetics during exhaustive constant-load cycling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(3), 381-391. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01167.x
- Degache, F., Guex, K., Fourchet, F., Morin, J. B., Millet, G. P., Tomazin, K., y Millet, G. Y. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 299–304.
- Delgado, T. L., Kubera-Shelton, E., Robb, R. R., Hickman, R., Wallmann, H. W., y Dufek, J. S. (2013). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 490-496.

- Denadai, B. S., Greco, C. C., Tufik, S., y de Mello, M. T. (2007). Effects of high intensity running to fatigue on isokinetic muscular strength in endurance athletes. *Isokinetics and Exercise Science*, 15(4), 281-285.
- Derrick, T. R., Hamill, J., y Caldwell, G. E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(1), 128-135.
- Derrick, Timothy R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 832-837.
- Derrick, Timothy 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)
- 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>
- 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>
- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., y Belli, A. (2008). Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? *International Journal of Sports Medicine*, 29(6), 512-518. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989233>
- Dixon, S. 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, 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, S. J., Waterworth, C., Smith, C. V., y House, C. M. (2003). Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(3), 472-479. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000053733.64049.27>
- Dixon, S. 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*, 23(5), 593-600. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.01.015>

- Donoghue, O., Harrison, A., Laxton, P., y Jones, R. (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>
- dos Santos, M. G., Dezan, V. H., y Sarraf, T. A. (2008). Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. *Revista brasileira de ciência e movimento*, 11(1), 7-12.
- Dotan, R., Mitchell, C., Cohen, R., Klentrou, P., Gabriel, D., y Falk, B. (2012). Child—adult differences in muscle activation—a review. *Pediatric Exercise Science*, 24(1), 2-21.
- Duarte, V. L., Dias, D. S., y Melo, H. C. S. (2008). Mecanismos moleculares da fadiga. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2(1).
- 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>
- Dutto, D. J., y Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 34(8), 1324-1331.
- Elhadi, M. M. O., Ma, C. Z.-H., Lam, W. K., y Lee, W. C.-C. (2018). Biomechanical approach in facilitating long-distance walking of elderly people using footwear modifications. *Gait & Posture*, 64, 101-107.
- 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>
- Elliott, B. C., y Blanksby, B. A. (1976). A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and Science in Sports*, 8(2), 84-87.
- Elliott, B. C., y Roberts, A. D. (1980). A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 5(4), 203-207.
- Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. (2014). Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between Nordic Walking and Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 1-6.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- Escamilla-Martínez, E., Gómez, B., Sánchez, R., y Martínez, A. (2015). Biomecánica y podología deportiva. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, 579-594. Paidotribo.
- Escamilla-Martínez, E., Martínez-Nova, A., Gómez-Martín, B., Sánchez-Rodríguez, R., y Fernández-Seguín, L. M. (2013). The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(2), 121-125.
- Estévez-López, F., Tercedor, P., Delgado-Fernández, M. (2012). Recomendaciones de actividad física para adultos sanos. *Journal of Sport and Health Research*, 4(3):233-244.

- Even-Tzur, N., Weisz, E., Hirsch-Falk, Y., y Gefen, A. (2006). Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe: Computational studies. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 16(5), 289-299.
- Fellin, R. E., Manal, K., y Davis, I. S. (2010). Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(4), 407-414.
- Fellin, R., Barrios, J., y Davis, I. S. (2007). 3D kinematic hip, knee and rearfoot comparison of overground and treadmill running: 828: June 1 8:15 AM - 8:30 AM. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 39(5 Suppl), S72.
- Ferber, R. (2007). The influence of custom foot orthoses on lower extremity running mechanics. *International SportMed Journal*, 8(3), 97-106.
- Fernández-Cuevas, I., Marins, J. C. B., Lastras, J. A., Carmona, P. M. G., Cano, S. P., García-Concepción, M. Á., y Sillero-Quintana, M. (2015). Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review. *Infrared Physics and Technology*, 71, 28–55.
- Ferris, D.P., Liang, K., y Farley C.T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, 32, 787-794.
- Ferro Sánchez, A. (2001). *La Carrera de Velocidad: Metodología Del Análisis Biomecánico*. Lib Deportivas Esteban Sanz.
- 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>
- Finestone, A., Giladi, M., Elad, H., Salmon, A., Mendelson, S., Eldad, A., y Milgrom, C. (1999). Prevention of stress fractures using custom biomechanical shoe orthoses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (360), 182-190.
- Finestone, Aharon, Novack, V., Farfel, A., Berg, A., Amir, H., y Milgrom, C. (2004). A Prospective Study of the Effect of Foot Orthoses Composition and Fabrication on Comfort and the Incidence of Overuse Injuries. *Foot & Ankle International*, 25(7), 462-466. <https://doi.org/10.1177/107110070402500704>
- Fischer, G., Storniolo, J. L. L., y Peyre-Tartaruga, L. A. (2015). Effects of Fatigue on Running Mechanics: Spring-Mass Behavior in Recreational Runners After 60 Seconds of Countermovement Jumps. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(6), 445-451. doi: 10.1123/jab.2014-0235
- Flynn, J. M., Holmes, J. D., y Andrews, D. M. (2004). The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration. *Clinical Biomechanics*, 19(7), 726-732.
- 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 & Posture*, 41(2), 706-710.

- 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.
- 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.
- Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., Hume, P., y Johnson, M. I. (2019). The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 18(1), 21.
- Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., y Kram, R. (2012). Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(8), 1519-1525. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182514a88>
- Frederick, E. C. (1984). Physiological and ergonomics factors in running shoe design. *Applied Ergonomics*, 15(4), 281-287.
- Frederick, E. C., Howley, E. T., y Powers, S. K. (1986). Lower oxygen demands of running in soft-soled shoes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(2), 174–177.
- Fredericson, M., y Misra, A. K. (2007). Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. *Sports Medicine*, 37(4-5), 437-439.
- Frishberg, B. A. (1983). An analysis of overground and treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 15(6), 478-485.
- Fu, W.J., Fang, Y., Liu, D.M.S., Wang, L., Ren, S.C., y Liu, Y. (2015). Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4):384–90. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.09.001>
- Fundación Deportiva Municipal. (2017). Memoria 2017 FDM Fundación Deportiva Municipal, Valencia. disponible en: http://www.fdmvalencia.es/wp-content/uploads/2016/11/memoria_fdm_2015.pdf
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.
- García Ferrando, M., y Llopis Goig, R. (2017). *La popularización del deporte en España: encuestas de hábitos deportivos 1980-2015* (Vol. 50). CIS-Centro de Investigaciones Sociológicas.
- García Manso, J. M., Navarro Valdivielso, M., y Ruiz Caballero, J. A. (1996). *Bases teóricas del entrenamiento deportivo: principios y aplicaciones*.
- García Romero, F. (1992). *Los Juegos Olímpicos y el deporte en Grecia*. Sabadell: AUSA.

- García-Gallart, A. (2018). *Efectos de la fatiga periférica y central en la respuesta biomecánica de la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica* (Ph.D. Thesis, Universidad Católica de Murcia). Recuperado de <http://repositorio.ucam.edu/handle/10952/3264>
- García-Pérez, José 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>
- García-Pérez, José Antonio, Pérez-Soriano, P., Belloch, S. L., Lucas-Cuevas, Á. G., y Sánchez-Zuriaga, D. (2014). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomechanics*, 13(3), 259-266. <https://doi.org/10.1080/14763141.2014.909527>
- García-Pérez, J.A. (2011). Análisis comparativo de parámetros biomecánicos y percepción de esfuerzo entre la carrera en cinta vs suelo. (Ph.D. Thesis, Universitat de València).
- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. A., Ramírez-Campillo, R., Párraga-Montilla, J. A., y Roche-Seruendo, L. E. (2018). Minimum time required for assessing step variability during running at submaximal velocities. *Journal of Biomechanics*, 80, 186–195.
- García-Verdugo, M., y Landa, L. M. (2005). *Medio Fondo y Fondo. La Preparación del corredor de Resistencia*. Madrid: Real Federación Española de Atletismo
- Garcin, M., Fleury, A., Mille-Hamard, L., y Billat, V. (2005). Sex-related differences in ratings of perceived exertion and estimated time limit. *International Journal of Sports Medicine*, 26(08), 675–681.
- Gardner, L. I., Dziados, J. E., Jones, B. H., Brundage, J. F., Harris, J. M., Sullivan, R., y Gill, P. (1988). Prevention of lower extremity stress fractures: A controlled trial of a shock absorbent insole. *American Journal of Public Health*, 78(12), 1563-1567.
- Gent, R. N., Siem, D., Middelkoop, M., Bierma-Zeinstra, S. M., 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.
- 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 and Science in Sports & Exercise*, 37(4), 657-663. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71>
- Gerych, D., Tvrznik, A., Prokesova, E., Nemeckova, Z., y Jelen, K. (2013). Analysis of peak pressure, maximal force, and contact area changes during walking and running with conventional and shock-absorbing insoles in the combat boots of the czech army. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(02), 1350042. <https://doi.org/10.1142/S0219519413500425>
- Gerych, D., Tvrznik, A., Prokesova, E., Nemeckova, Z., y Jelen, K. (2013). Analysis of peak pressure, maximal force, and contact area changes during walking and running with conventional and shock-absorbing insoles in the combat boots of the czech army.

- Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(02), 1350042. <https://doi.org/10.1142/S0219519413500425>
- Gijón-Noguerón, G., Cortes-Jeronimo, E., Cervera-Marin, J. A., Diaz-Mohedo, E., Lopezosa-Reca, E., Fernandez-Sanchez, M., y Luque-Suarez, A. (2014). The effects of custom-made foot orthosis using the Central Stabilizer Element on foot pain. *Prosthetics and Orthotics International*, 39(4), 293-299. <https://doi.org/10.1177/0309364614531012>
- 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.
- Gil-Calvo, M., Jimenez-Perez, I., Priego-Quesada, J.I., Lucas-Cuevas, A.G., y Perez-Soriano, P. (2020). Effect of custom-made and prefabricated foot orthoses on kinematic parameters during an intense prolonged run. *PLos One*, 15(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230877>
- Gil-Calvo, M., Priego Quesada, J. I., Lucas-Cuevas, A. G., Jiménez-Pérez, I., Aparicio, I., Giménez, J. V., Macián-Romero, C., y Pérez-Soriano, P. (2015). Efectos de los soportes plantares sobre la termorregulación de las plantas de los pies durante la carrera. *Biomecánica*, 23, 7-16.
- Gil-Calvo, M., Priego-Quesada, J. I., Jimenez-Perez, I., Lucas-Cuevas, A., y Pérez-Soriano, P. (2019). Effects of prefabricated and custom-made foot orthoses on skin temperature of the foot soles after running. *Physiological Measurement*, 40(5), 054004. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab1c8c>
- 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 and Medicine*, 2(1), 23. <https://doi.org/10.1186/2046-7648-2-23>
- Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Brousett Minaya, M., y Hochmuller-Fogaca, R. T. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 10(40), 537-555.
- Gómez-Molina, J., Ogueta-Alday, A., Stickley, C., Cámara, J., Cabrejas-Ugartondo, J., y García-López, J. (2017). Differences in spatiotemporal parameters between trained runners and untrained participants. *The Journal of Strength & conditioning Research*, 31(8), 2169–2175.
- 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.
- Goske, S., Erdemir, A., Petre, M., Budhabhatti, S., y Cavanagh, P. R. (2006). Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2363-2370. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.006>

- Goto, A., Moritomo, H., Itohara, T., Watanabe, T., y Sugamoto, K. (2009). Three dimensional in vivo kinematics of the subtalar joint during dorsi-plantarflexion and inversion-eversion. *Foot & Ankle International.*, 5, 432–438.
- 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.
- Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R., y Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 113-121.
- Guldmond, N., Leffers, P., Nieman, F., Sanders, A. P., Schaper, N. C., y Walenkamp, G. H. (2006). Testing the proficiency to distinguish locations with elevated plantar pressure within and between professional groups of foot therapists. *BMC Musculoskeletal Disorders*, (7), 93.
- Guo, L.-Y., Su, F.-C., Yang, C.-H., Wang, S.-H., Chang, J.-J., Wu, W.-L., y Lin, H. (2006). Effects of speed and incline on lower extremity kinematics during treadmill jogging in healthy subjects. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 18(02), 73–79.
- Hafer, J.F., Brown, A.M., Boyer, K.A. (2017). Exertion and pain do not alter coordination variability in runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*, 47, 73-78. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.006>
- Hähni, M., Hirschi, 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), 44.
- Haight, D. J., Esposito, E. R., y Wilken, J. M. (2015). Biomechanics of uphill walking using custom Ankle-foot orthoses of three different stiffnesses. *Gait & Posture*, 41(3), 750–756.
- 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 / National Strength & conditioning Association*, 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>
- Hansen, U., Zioupos, P., Simpson, R., Currey, J. D., y Hynd, D. (2008). The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone. *Journal of biomechanical engineering*, 130(1), 011011.
- Haque, R. I., Farine, P.-A., y Briand, D. (2016). Fully casted soft power generating triboelectric shoe insole. *Journal of Physics: Conference Series*, 773, 012097. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/773/1/012097>

- Hardin, E. C., van den Bogert, A. J., y Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 838–844.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., y Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 888.
- Haskell, W. L., Lee, I.-M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., Macera, C., Heath, G., Thompson, P., y Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1423-1434. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616b27>
- Hawke, F., Burns, J., Radford, J. A., y du Toit, V. (2008). Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3), CD006801. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006801.pub2>
- Hay, J. (1993). *The biomechanics of sports techniques*. Prentice-Hall.
- Hespanhol Junior, L. C., Pena Costa, L. O., y Lopes, A. D. (2013). Previous injuries and some training characteristics predict running-related injuries in recreational runners: a prospective cohort study. *Journal of Physiotherapy*, 59(4), 263-269. [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(13\)70203-0](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(13)70203-0)
- Hespanhol Junior, L. C., Pillay, J. D., van Mechelen, W., y Verhagen, E. (2015). Meta-Analyses of the Effects of Habitual Running on Indices of Health in Physically Inactive Adults. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0359-y>
- Higginson, B. K. (2009), Methods of running gait analysis. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 136-141.
- 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.
- Hines, B., y Mercer, J. A. (2004). Comparison of shock attenuation between overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 36(5) (Supplement), S293-S294.
- Hintzy, F., Cavagna, J., y Horvais, N. (2015). Evolution of perceived footwear comfort over a prolonged running session. *The Foot*, 25(4), 220–223.
- Hirschmüller, A., Baur, H., Muller, 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 and Medicine*, 9(1), 154.
- Hoerzer, S., Trudeau, M. B., Edwards, W. B., y Nigg, B. M. (2016). Intra-rater reliability of footwear-related comfort assessments. *Footwear Science*, 8(3), 155-163. <https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1195451>
- Hoffman, M. D. (2016). Etiological Foundation for Practical Strategies to Prevent Exercise-Related Foot Blisters. *Current Sports Medicine Reports*, 15(5), 330-335. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000297>
- Hohmann, E., Reaburn, P., Tetsworth, K., y Imhoff, A. (2016). Plantar pressures during long distance running: an investigation of 10 marathon runners. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15(2), 254.
- Hong, Y., Wang, L., Li, J.X., Zhou, J.H. (2012). Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(6):554-60. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.004>
- Hornillos, I. (2000). *Atletismo*. Barcelona: Inde.
- Hou, T.-C., Yang, Y., Zhang, H., Chen, J., Chen, L.-J., y Wang, Z. L. (2013). Triboelectric nanogenerator built inside shoe insole for harvesting walking energy. *Nano Energy*, 2(5), 856–862.
- House, C. M., Waterworth, C., Allsopp, A. J., y Dixon, S. J. (2002). The influence of simulated wear upon the ability of insoles to reduce peak pressures during running when wearing military boots. *Gait & Posture*, 16(3), 297–303.
- Hreljac, Alan. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 845-849.
- 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, vi. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.002>
- 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: a review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 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. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0456-1>
- Irzmańska, E., Dutkiewicz, J. K., y Irzmański, R. (2013). New approach to assessing comfort of use of protective footwear with a textile liner and its impact on foot physiology. *Textile Research Journal*, 84(7), 728–738.
- ISO. (2007). ISO 13404: 2007: *Prosthetics and Orthotics*. Geneva, Switzerland.

- ISO. (2008). 18434-1:2008: *Condition monitoring and diagnostics of machines -- Thermography -- Part 1: General procedures*.
- Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Priego Quesada, J., Aparicio, I., Sanchis-Sanchis, R., y Pérez-Soriano, P. (2019). Foot Orthosis in Running. En *Materials in Sports Equipment* (pp. 451–485). Elsevier.
- Jimenez-Perez, Irene. (2019). Sport@Future: Valoración biomecánica de un soporte plantar termoconformable durante la carrera en fatiga (Ph.D. Thesis, Universitat de València). Recuperado de <http://roderic.uv.es/handle/10550/72191>
- 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*, 49(9), 1101-1109.
- Jones, A. M., y Doust, J. H. (1996). A 1 percent treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of Sports Sciences*, 14(4), 321-327. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(1), 47-53.
- Jones, B. H., Cowan, D. N., y Knapik, J. J. (1994). Exercise, training and injuries. *Sports Medicine*, 18(3), 202-214.
- Kalron, A., Pasitselsky, D., Greenberg-Abrahami, M., y Achiron, A. (2015). Do textured insoles affect postural control and spatiotemporal parameters of gait and plantar sensation in people with Multiple Sclerosis? *The Journal of Injury, Function and Rehabilitation*, 7(1), 17–25
- Karagounis, P., Prionas, G., Armenis, E., Tsiganos, G., y Baltopoulos, P. (2009). The impact of the Spartathlon ultramarathon race on athletes' plantar pressure patterns. *Foot & Ankle specialist*, 2(4), 173–178.
- 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>
- Kellis, E., Zafeiridis, A., y Amiridis, I. G. (2011). Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 11-19. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.11
- Kelly, L. A., Girard, O., y Racinais, S. (2011). Effect of orthoses on changes in neuromuscular control and aerobic cost of a 1-h run. *Medicine and Science in sports & Exercise*, 43(12), 2335–2343.
- Kenney, W. L., y Johnson, J. M. (1992). Control of skin blood flow during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(3), 303–312.
- Kersting, U. G., y Bruggemann, G. P. (2006). Midsole material-related force control during heel-toe running. *Research in Sports Medicine*, 14(1), 1-17.

- Khassestarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M. M., y Sari-Sarraf, V. (2015). Fatigue and soft tissue vibration during prolonged running. *Human Movement Science*, 44, 157-167. doi: 10.1016/j.humov.2015.08.024
- Ki-Kwang, L., Lafortune, M., y Valiant, G. (2005). Effect of running shoes on mechanics of overground and treadmill running. Paper presented at the *Symposium Footwear Biomechanics Group*, Cleveland.
- Kim, H. K., Mirjalili, S. A., y Fernandez, J. (2018). Gait kinetics, kinematics, spatiotemporal and foot plantar pressure alteration in response to long-distance running: Systematic review. *Human Movement Science*, 57, 342–356.
- Kinchington, M., Ball, K., y Naughton, G. (2010). Monitoring of Lower Limb Comfort and Injury in Elite Football. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(4), 652-663.
- 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.
- Kindling, L. A. (1998). *Effects of quadriceps fatigue on running mechanics*. Eugene, OR; United States: Kinesiology Publications, University of Oregon.
- Kirby, K. A. (2002). Foot and lower extremity biomechanics II: *Precision Intricast Newsletters, 1997-2002*. Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2006). Emerging concepts in podiatric biomechanics. *Podiatry Today*, 19(12), 36–48.
- Kirby, K. A. (2017). Evolution of Foot Orthoses in Sports. En M. B. Werd, E. L. Knight, y P. R. Langer (Eds.), *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 19-40). https://doi.org/10.1007/978-3-319-52136-7_2
- Klingman, R. E., Liaos, S. M., y Hardin, K. M. (1997). The effect of subtalar joint posting on patellar glide position in subjects with excessive rearfoot pronation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(3), 185-191. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.3.185>
- Kluitenberg, B., van Middelkoop, M., Diercks, R., y van der Worp, H. (2015). What are the differences in injury proportions between different populations of runners? A systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*, 45(8), 1143–1161.
- 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 / Sports Medicine Australia*, 17(4), 419-424. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>
- Kolcaba, K. Y. (1992). Holistic comfort: operationalizing the construct as a nurse-sensitive outcome. *Advances in Nursing Science*, 15(1), 1-10.
- Kolcaba, K. Y., y Kolcaba, R. J. (1991). An analysis of the concept of comfort. *Journal of Advanced Nursing*, 16(11), 1301-1310.

- Kolcaba, K., y Steiner, R. (2000). Empirical evidence for the nature of holistic comfort. *Journal of Holistic Nursing*, 18(1), 46-62.
- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M. S., et al. (2002). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(2), 364-380.
- 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>
- 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.
- Lavcanska, V., Taylor, N.F., Schache, A.G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4):544-57. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.08.001>.
- Le Bris, R., Billat, V., Auvinet, B., Chaleil, D., Hamard, L., y Barrey, E. (2006). Effect of fatigue on stride pattern continuously measured by an accelerometric gait recorder in middle distance runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(2), 227-231.
- Leboeuf, F., Achard de Leluardière, F., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., y Junqua, A. (2006). *Étude biomécanique de la course à pied*. EMC, Elsevier SAS, Paris.
- Lee, K.-K., Lafortune, M., y Valiant, G. (2007). Effect of running shoes on mechanics of overground and treadmill running. *Biomechanics Laboratory, Nike Research Laboratory, USA*. Recuperado de <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.497.5705yrep=rep1ytype=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>

- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., y Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926–934
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Ojiambo, R., y Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Lienhard, K., Schneider, D., y Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering and Physics*, 35(4), 500–504.
- Lin, H.-H., y Chiu, H.-T. (2016). Test-Retest reliability of paired preference test for the weighted shoes. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 34.
- Liu, X. C., Lyon, R., Thometz, J. G., Curtin, B., Tarima, S., y Tassone, C. (2011). Insole-pressure distribution for normal children in different age groups. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 31(6), 705-709.
- Lo, W. T., Yick, K. L., Ng, S. P., y Yip, J. (2014). New methods for evaluating physical and thermal comfort properties of orthotic materials used in insoles for patients with diabetes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(2), 311-324. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.01.0012>
- Lockard, M. A. (1988). Foot Orthoses. *Physical Therapy*, 68(12), 1866-1873. <https://doi.org/10.1093/ptj/68.12.1866>
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., y Costa, L. O. P. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? *Sports Medicine*, 42(10), 891–905.
- López-Calbet, J. A., y Dorado-García, C. (2006). Fatiga, dolor muscular tardío y sobreentrenamiento. En J. López Chicharro y A. Fernández-Vaquero (Eds.), *Fisiología del Ejercicio*. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Bush, M., Crossman, A., Llana, S., Cortell-Tormo, J. M., y Pérez-Turpin, J. A. (2013). Effects of different backpack loads in acceleration transmission during recreational distance walking. *Journal of Human Kinetics*, 37, 81-89.
- Lucas-Cuevas, A. G., Perez-Soriano, P., Priego-Quesada, J. I., y Llana-Belloch, S. (2014b). 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, A.G, Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S., y Pérez-Soriano, P. (2017). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sports Sciences*, 35(17), 1734–1738.
- Lucas-Cuevas, A.G, Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Macián-Romero, C., y Sánchez-Zuriaga, D. (2014a). Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar

- loading parameters during running with and without fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 1-10. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915422>
- Lucas-Cuevas, A.G. (2016). *Influence of an insole intervention on biomechanical parameters during running with and without fatigue* (Ph.D. Thesis, Universitat de València). Recuperado de <http://www.tdx.cat/handle/10803/584539>
- 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., Priego-Quesada, J., Aparicio, I., Giménez, J., 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., Priego-Quesada, J.I., Gooding, J., Lewis, M.G.C., Encarnacion-Martinez, A., Perez-Soriano, P. (2018). The effect of visual focus on spatio-temporal and kinematic parameters of treadmill running. *Gait & Posture*, 59:292–7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.039>.
- Lullini, G., Giangrande, A., Caravaggi, P., Leardini, A., y Berti, L. (2020). Functional Evaluation of a Shock Absorbing Insole During Military Training in a Group of Soldiers: A Pilot Study. *Military Medicine*, usaa032. <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa032>
- 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>
- Luo, Z.-P., Berglund, L. J., An, K.-N., y others. (1998). Validation of F-Scan pressure sensor system: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35, 186–186.
- Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., Sagawa, Y., Gimenez, P., y Mourot, L. (2017). Similar Running Economy With Different Running Patterns Along the Aerial-Terrestrial Continuum. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(4), 481–489.
- Lussiana, T., Hébert-Losier, K., Millet, G. P., y Mourot, L. (2016). Biomechanical Changes During a 50-minute Run in Different Footwear and on Various Slopes. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 40-49. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0108>
- 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.
- 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. Recuperado de Scopus.

- 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 Morey, G. (2015). La marcha humana y la carrera. En P. Pérez-Soriano y S. Llana-Belloch (Eds.), *Biomecánica Básica Aplicada a la Actividad Física y el Deporte* (pp. 401-423). Badalona: Paidotribo.
- Mandell, R. (1986). *Historia cultural del deporte*. Barcelona: Bellaterra.
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Meijer, K., y Theisen, D. (2016). Plantar pressure measurements and running-related injury: a systematic review of methods and possible associations. *Gait & Posture*, 47, 1–9.
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Statham, A., Meijer, K., y Theisen, D. (2015). The effect of shoe type and fatigue on strike index and spatiotemporal parameters of running. *Gait & Posture*, 42(1), 91–95.
- 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 and Technology*. Recuperado de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135044951400036X>
- Martin, D. E., y Coe, P. N. (1998). *Entrenamiento para corredores de fondo y medio fondo*. Barcelona, España: Paidotribo.
- Martínez-Martínez, J. M., Martín-Guerrero, J. D., Soria-Olivas, E., Bernabeu, J. A., Escandell-Montero, P., Stark, R. H., Serrano-López, A.J., y Montiel, E. (2017). Use of SOMs for footwear comfort evaluation. *Neural Computing and Applications*, 28(7), 1763–1773.
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Leal-Muro, A., y Pedrera-Zamorano, J. D. (2010). Plantar pressures determinants in mild Hallux Valgus. *Gait & Posture*, 32(3), 425-427. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.015>
- 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/bjism.2006.031732>
- McClay, I., y Manal, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 195-203.
- McConnell, A. K., Caine, M. P., y Sharpe, G. R. (1997). Inspiratory muscle fatigue following running to volitional fatigue: The influence of baseline strength. *International Journal of Sports Medicine*, 18(3), 169-173. doi: 10.1055/s-2007972614

- McKenna, M., y Riches, P. E. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17(6), 649-655.
- 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(1), 13.
- Mei, Q., Gu, Y., Sun, D., y Fernandez, J. (2018). How foot morphology changes influence shoe comfort and plantar pressure before and after long distance running? *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 20(nr 2). Recuperado de <http://yadda.icm.edu.pl/baztech/element/bwmeta1.element.baztech-bef7f7ce-027a-47bd-900a-99a3767d9711>
- Melai, T., IJzerman, T. H., Schaper, N. C., de Lange, T. L. H., Willems, P. J. B., Meijer, K., Lieveerse, A.J., y Savelberg, H. H. C. M. (2011). Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait & Posture*, 34(3), 379-383. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.005>
- Mercer, J. A. (1999). *Effects of fatigue on shock attenuation during running*. Oregon, U.S.A.: Microform Publications.
- Mercer, Ja, 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, John, 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(4-5), 403-408. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0646-9>
- 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>
- Meyer, T., Welter, J. P., Scharhag, J., y Kindermann, W. (2003). Maximal oxygen uptake during field running does not exceed that measured during treadmill exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 88(4-5), 387-389.
- 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., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A., y Eldad, A. (1992). Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. A randomized prospective study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (281), 189-192.
- Milgrom, C., 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>

- Millán-González, L., y García-Massó, X. (2018) Aplicación de la acelerometría en la medición de la actividad física, en En Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, (163-176). Badalona: Paidotribo.
- 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.
- Miller, J. R., Van Hooren, B., Bishop, C., Buckley, J. D., Willy, R. W., y Fuller, J. T. (2019). A Systematic Review and Meta-Analysis of Crossover Studies Comparing Physiological, Perceptual and Performance Measures Between Treadmill and Overground Running. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(5), 763-782. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01087-9>
- Millet, G. Y., Martin, V., Lattier, G., y Ballay, Y. (2003). Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *Journal of Applied Physiology*, 94(1), 193-198. doi: 10.1152/jappphysiol.00600.2002
- Millet, G. Y., Morin, J.-B., Degache, F., Edouard, P., Feasson, L., Verney, J., y Oullion, R. (2009). Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *European Journal of Applied Physiology*, 107(6), 731.
- 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. (2010). Identifying clinically meaningful tools for measuring comfort perception of footwear. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(10), 1966–1971.
- Mills, K., Blanch, P., y Vicenzino, B. (2011). Influence of contouring and hardness of foot orthoses on ratings of perceived comfort. *Medicine and Science in Sports and 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*, 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 and Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323–328.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (2000). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(4), 463-469.

- Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 207-212.
- Mizrahi, J., y Daily, D. (2012). Modeling the foot-strike event in running fatigue via mechanical impedances. En *Injury and skeletal biomechanics*. InTech.
- Mizrahi, Joseph, Verbitsky, O., Isakov, E., y Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19(2), 139-151. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00013-0](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00013-0)
- Mizrahi, Joseph, Voloshin, A., Russek, D., Verbitski, O., y Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *European Journal of Translational Myology*, 7, 111–118.
- Morey, G., y Mademli, L. (2015). El calzado deportivo. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, 351–362. Recuperado de <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4876824>
- Morin, J.-B., 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.
- Morin, J.-B., Samozino, P., y Millet, G. Y. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(5), 829-836. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181fec518>
- Morley, J.B., Decker, L.M., Dierks, T., Blanke, D., French, J.A., y Stergiou, N. (2010). Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 205–214.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., y Stefanyshyn, D. J. (2004). Consistent Immediate Effects of Foot Orthoses on Comfort and Lower Extremity Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(1), 71-84. Recuperado de Scopus.
- 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, Anne, Nigg, B. M., Humble, R. N., y Stefanyshyn, D. J. (2003a). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(3), 254-262.
- Mündermann, Anne, 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, Anne, Nigg, B. M., Stefanyshyn, D. J., y Humble, R. N. (2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait & Posture*, 16(1), 38–45.

- Mündermann, Anne, 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.
- 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.
- 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>
- Murray, L., Beaven, C. M., y Hébert-Losier, K. (2019). The effects of running a 12-km race on neuromuscular performance measures in recreationally competitive runners. *Gait & Posture*.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., y Rosenbaum, D. (2008). Influence of long-distance running on plantar pressure pattern. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 685-686.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., y Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads. *Gait & Posture*, 27(1), 152-155. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.012>
- Nelson, R. C., Dillman, C. J., Lagasse, P., y Bickett, P. (1972). Biomechanics of overground versus treadmill running. *Medicine and Science in Sports*, 4(4), 233-240.
- Nicol, C., Komi, P. V., y Marconnet, P. (1991). Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 1(4), 195-204.
- Nicol, C., Komi, P. V., y Marconnet, P. (1991). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 1(1), 18-24.
- Nielsen, R. O., Buist, I., Parner, E. T., Nohr, E. A., Sørensen, H., Lind, M., y Rasmussen, S. (2014). Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: a 1-year prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(6), 440-447. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092202>
- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Medicine*, 2(5), 367-379.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11(1), 2-9. <https://doi.org/10.1097/00042752-200101000-00002>
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., y Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951-959.
- 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 & Exercise*, 27(1), 98-105.
- Nigg, B. M., Nurse, M. A., y Stefanyshyn, D. J. (1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7 Suppl), S421-428.
- Nigg, B. M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., y Humble, N. (2003). Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(2), 314-319.
- Nigg, B.M., Mohr, M., y Nigg, S. R. (2017). Muscle tuning and preferred movement path-a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science (CISS)*.
- Nigg, B.M. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 1(2), 73-79. <https://doi.org/10.1080/19424280903204036>
- Nordin, M., y Frankel, V. (1989). *Biomechanics of the Musculoskeletal System*, (3-29). Baltimore: Williams and Wilkins.
- Nordin, M., y Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams y Wilkins.
- Novacheck. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Nummela, A. T., Heath, K. A., Paavolainen, L. M., Lambert, M. I., Gibson, A. S. C., Rusko, H. K., y Noakes, T. D. (2008). Fatigue during a 5-km running time trial. *International Journal of Sports Medicine*, 29(09), 738-745.
- Nurse, M. A., Hulliger, M., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., y Stefanyshyn, D. J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(5), 496-506.
- O'Leary, T. J., Morris, M. G., Collett, J., y Howells, K. (2016). Central and peripheral fatigue following non-exhaustive and exhaustive exercise of disparate metabolic demands. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(11), 1287-1300. doi: 10.1111/sms.12582
- O'Leary, K., Vorpahl, K. A., y Heiderscheit, B. (2008). Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 36-41.
- Ogon, M., Aleksiev, A. R., Spratt, K. F., Pope, M. H., y Saltzman, C. L. (2001). Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging. *International Journal of Sports Medicine*, 22(6), 414-419.
- Ogston, J. K. (2019). Comparison of in-shoe plantar loading forces between minimalist and maximalist cushion running shoes. *Footwear Science*, 11(1), 55-61.

- 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 & Exercise*, 46(3), 580–585.
- Okholm Kryger, K., Jarratt, V., Mitchell, S., y Forrester, S. (2017). Can subjective comfort be used as a measure of plantar pressure in football boots? *Journal of sports sciences*, 35(10), 953–959.
- Oldani, F. (2016). *La carrera a pie*. Barcelona: De Vecchi
- Orfanidis, S. J. (1988). *Optimum signal processing: an introduction*. Macmillan publishing company.
- Orlin, M.N. y McPoil, T.G. (2000) Plantar pressure assessment. *Phys Ther*, 80(4):399-409.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, 13(4), 843-863.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience y Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162–176.
- Pallarés, JG; Morán-Navarro, R. (2012). Propuesta metodológica para el entrenamiento de la resistencia cardiorrespiratoria. *Journal of Sport and Health Research*, 4(2):119-136.
- Pallari, J. H. P., Dalgarno, K. W., y Woodburn, J. (2010). Mass Customization of Foot Orthoses for Rheumatoid Arthritis Using Selective Laser Sintering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(7), 1750-1756. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2044178>
- Parks, T. W., y Burrus, C. S. (1987). *Digital Filter Design. Topics in Digital Signal Processing*. John Wiley y Sons, New York.
- Paton, J., Bruce, G., Jones, R., y Stenhouse, E. (2011). Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review. *Journal of Diabetes and Its Complications*, 25(1), 52-62. <https://doi.org/10.1016/j.jdiacomp.2009.09.002>
- 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>
- Pelham, T. W., Robinson, M. G., y Holt, L. E. (2006). Assessing human movement with accelerometry. *Work*, 27(1), 21-28.
- Pérez-Soriano, P, Lucas-Cuevas, A., Priego-Quesada, J., Sanchis-Sanchis, R., Cambronero-Resta, M., Llana-Belloch, S., Oficial-Casado, A.J., y Encarnación-Martínez, A. (2018). An 8-Week Running Training Program Modifies Impact Accelerations during Running. *Journal of Athletic Enhancement*, 7(1). <https://doi.org/10.4172/2324-9080.1000283>

- Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S., (2015). Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva. En Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, (381-397). Badalona: Paidotribo.
- Pérez-Soriano, Pedro, y Encarnación-Martínez, A. (2018). Análisis de impactos mediante técnicas de acelerometría. En Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, (9-20). Badalona: Paidotribo.
- 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., y Burnfield, J. F. (2010). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2), 353.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G., y Millet, G. Y. (2004). Time Course of Neuromuscular Alterations during a Prolonged Running Exercise: *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1347-1356. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000135786.22996.77>
- Priego Quesada, J. I. (2017). *THERMOBIKE: aplicabilidad de la termografía infrarroja en la evaluación de la eficiencia, rendimiento y postura del ciclista*. (Ph.D. Thesis, Universitat de València). Recuperado de <http://roderic.uv.es/handle/10550/63326>
- Priego-Quesada, J. I., de Anda, R. M. C. O., Pérez-Soriano, P., y Palmer, R. S. (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.
- Priego-Quesada, J. I., 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), 142-148. Recuperado de <http://roderic.uv.es/handle/10550/52739>
- Priego-Quesada, J. I., 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.
- Pugh, L. G. (1970). Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *Journal of Physiology*, , 823-835.
- Purim, K. S. M., y Leite, N. (2014). Sports-related dermatoses among road runners in Southern Brazil. *Anais Brasileiros de Dermatologia*, 89(4), 587–592.
- Qassem, W. (2003). Impulse response due to jumping on shoes of various stiffness and damping. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 13(2), 167-180.
- Qichang Mei, Gu, Y., Zheng, Z., Yang, L., y Fernandez, J. (2017). Foot shape, perceived comfort, and plantar pressure characteristics during long-distance running. *Footwear Science*, 9(sup1), S20-S22. <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1313899>
- Quan, W. J., Mei, Q. C., Gu, Y. D., Ren, F., Sterzing, T., y Fernandez, J. (2018). Biomechanical Variations in Female Runner's Pre and Post Treadmill Running.

- Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 37, 1–11. Trans Tech Publ.
- Queen, R. M., Haynes, B. B., Hardaker, W. M., y Garrett, W. E. (2007). Forefoot Loading During 3 Athletic Tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(4), 630-636. <https://doi.org/10.1177/0363546506295938>
- Queen, Robin M., Abbey, A. N., Chuckpaiwong, B., y Nunley, J. A. (2009). Plantar loading comparisons between women with a history of second metatarsal stress fractures and normal controls. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 390–395.
- Queen, Robin 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>
- Radin, E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. L., y O'Connor, J. J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(3), 398–405.
- Ramírez, W., Vinaccia, S., y Ramón, G. (2004). El impacto de la Actividad Física y el Deporte sobre la Salud, la Cognición, la Socialización y el rendimiento académico: una revisión teórica. *Revista de Estudios Sociales*, 18, 67–75.
- Ramsbottom, R., Williams, C., Kerwin, D. G., y Nute, M. L. G. (1992). Physiological and metabolic responses of men and women to a 5-km treadmill time trial. *Journal of Sports Sciences*, 10(2), 119-129.
- Randolph, A. L., Nelson, M., Akkapeddi, S., Levin, A., y Alexandrescu, R. (2000). Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 573–578.
- Real Academia Española (2014). Correr. En *Diccionario de la lengua española* (23.^a ed.). Recuperado de <https://dle.rae.es/correr?m=form>
- Reber, L., Perry, J., y Pink, M. (1993). Muscular control of the Ankle in running. *American Journal of Sports Medicine*, 21(6), 805-810.
- Redmond, A., Lumb, P., y Landorf, K. B. (2000). Effect of cast and noncast foot orthoses on plantar pressure and force during normal gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(9), 441-449.
- Reeder, M. T., Dick, B. H., Atkins, J. K., Pribis, A. B., y Martinez, J. M. (1996). Stress fractures. current concepts of diagnosis and treatment. *Sports Medicine*, 22(3), 198-212.
- Reenalda, J., Maartens, E., Buurke, J. H., y Gruber, A. H. (2019). Kinematics and shock attenuation during a prolonged run on the athletic track as measured with inertial magnetic measurement units. *Gait & Posture*, 68, 155–160.

- Reinisch, M., Schaff, P., Hauser, W., y Rosemeyer, B. (1991). Treadmill versus field trial. movement analysis and pressure distribution in the athletic shoe. *Sportverletz Sportschaden*, 5(2), 60-73.
- Reinking, M. F., Hayes, A. M., y Austin, T. M. (2012). The effect of foot orthotic use on exercise related leg pain in cross country athletes. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 13(4), 214-218. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.10.005>
- 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>
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research*. Churchill Livingstone.
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. D., Wilder, R. P., y Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093-1100.
- Rius, J. (2005). *Metodologia y técnicas del atletismo*. Barcelona: Paidotribo.
- Rodríguez, J. (2000). *Historia del deporte*. Barcelona: Inde.
- Rosenbaum, D., Engl, T., y Nagel, A. (2008). Foot loading changes after fatiguing run. *Journal of Biomechanics*, (Supplement 41), S109
- Rosenbaum, Dieter, Engl, T., y Nagel, A. (2016). Effects of a fatiguing long-distance run on plantar loading during barefoot walking and shod running. *Footwear Science*, 8(3), 129-137. <https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1157103>
- 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 & Exercise*, 38(3), 562-569.
- Ruano, C., Powell, D., Chalambaga, E. T., y Renshaw, D. (2009). The effects of tempur insoles on ground reaction forces and loading rates in running. *International Journal of Exercise Science*, 2(3), 186.
- Rubin, D. A., Butler, R. J., Beckman, B., y Hackney, A. C. (2009). Footwear and running cardio-respiratory responses. *International Journal of Sports Medicine*, 30(05), 379-382.
- 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>
- Saldanha, A., Ekblom, M. M. N., y Thorstensson, A. (2008). Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(3), 383-388. doi: 10.1111/j.16000838.2007.00721.x

- Salles, A. S., y Gyi, D. E. (2013). An evaluation of personalised insoles developed using additive manufacturing. *Journal of Sports Sciences*, 31(4), 442-450. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.736629>
- Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., ZabalaLili, J., y Gil, S. M. (2014). Interaction Effects of Stride Angle and Strike Pattern on Running Economy. *International Journal of Sports Medicine*, 35(13), 1118-1123. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1372640>
- Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., Junior, L. C. H., Rainbow, M. J., Davis, I. S., y Lopes, A. D. (2014). What are the main risk factors for running-related injuries? *Sports medicine*, 44(8), 1153–1163.
- 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.
- Sauseng, S., Kästenbauer, T., Sokol, G., y Irsigler, K. (1999). Estimation of risk for plantar foot ulceration in diabetic patients with neuropathy. *Diabetes, Nutrition and Metabolism*, 12(3), 189-193.
- 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.
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., y Bennell, K. L. (2001). A comparison of overground and treadmill running for measuring the threedimensional kinematics of the lumbo–pelvic–hip complex. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 667-680.
- Scherer, P. R. (2017). Custom Foot Orthoses Prescription for the Athlete. En *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 137–143). Springer.
- 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.
- Schieb, D.A. (1986) Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(1):1–7. <https://doi.org/10.1080/02701367.1986.10605381>.
- Schlee, G., Milani, T., y Hein, A. (2006). Plantar pressure distribution patterns after induced fatigue. *Journal of Biomechanics*, 39(Supplement 1), S192-S192.
- Schuster, R. O. (1974). A history of orthopedics in podiatry. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 64(5), 332–345.
- Schwellnus, M. P., Jordaan, G., y Noakes, T. D. (1990). Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles. A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(6), 636-641.
- 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.

- Sharkey, N. A., Ferris, L., Smith, T. S., y Matthews, D. K. (1995). Strain and loading of the second metatarsal during heel-lift. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(7), 1050-1057.
- Sheerin, K. R., Reid, D., y Besier, T. F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait & Posture*, 67, 12-24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.017>
- Shephard, R. J. (2007). *La resistencia en el deporte*. Editorial Paidotribo.
- Shiba, N., Kitaoka, H. B., Cahalan, T. D., y Chao, E. Y. (1995). Shock-absorbing effect of shoe insert materials commonly used in management of lower extremity disorders. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (310), 130-136.
- 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>
- Shonglun, S., Zhongjun, M., Junchao, G., y Yubo, F.(2017).The effect of arch height and material hardness of personalized insole on correction and tissues of flatfoot. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, 1-9. <https://doi.org/10.1155/2017/8614341>
- Shorten, M. R. (2000). Running shoe design: Protection and performance. In P. D. Tunstall (Ed.), *Marathon medicine* (pp. 159-169). London: Royal Society of Medicine.
- Shorten, M. R., y Winslow, D. S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 288-304.
- Siler, W. L., y Martin, P. E. (1991). Changes in running pattern during a treadmill run to volitional exhaustion: fast versus slower runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(1), 12–28.
- 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>
- Skof, B., y Strojnik, V. (2006). Neuromuscular fatigue and recovery dynamics following prolonged continuous run at anaerobic threshold. *British Journal of Sports Medicine*, 40(3), 219-222. doi: 10.1136/bjism.2005.020966
- Škof, B., y Strojnik, V. (2006). Neuro-muscular fatigue and recovery dynamics following anaerobic interval workload. *International Journal of Sports Medicine*, 27(03), 220–225
- Slater, K. (1985). *Human comfort* (Vol. 1). Springfield, Ill., USA: CC Thomas.

- Sobhani, S., Dekker, R., Postema, K., y Dijkstra, P. U. (2013). Epidemiology of Ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(6), 669-686. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01509.x>
- Spooner, S. K., Smith, D. K., y Kirby, K. A. (2010). In-shoe pressure measurement and foot orthosis research: A giant leap forward or a step too far? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100(6), 518–529.
- 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*, 19(1), 64-70. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.002>
- Steib, S., Hentschke, C., Welsch, G., Pfeifer, K., y Zech, A. (2013). Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional Ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 790-795. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.009
- Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of skin and pericardium. *Physics in Medicine and Biology*, 18(5), 686–694.
- Sun, X., Yang, Y., Wang, L., Zhang, X., y Fu, W. (2018). Do Strike Patterns or Shoe Conditions Have a Predominant Influence on Foot Loading? *Journal of Human Kinetics*, 64(1), 13-23. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0205>
- Sykes, K. (1975). Technique and observation of angular gait patterns in running. *British Journal of Sports Medicine*, 9(4), 181-186.
- Taiar, R., Rebay, M., Vannozzi, G., Sanna, G., y Cappozzo, A. (2008). Evolution of the in-shoe temperature during walking and running. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 601–89.
- 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.
- TenBroek, T. M., Frederick, E. C., y Hamill, J. (2014). Midsole thickness affects Running patterns in habitual rearfoot strikers during a sustained run. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(4), 521-528.

- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., y Sacco, I. C. (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.
- Thomas, K., Goodall, S., Stone, M., Howatson, G., St Clair Gibson, A., y Ansley, L. (2015). Central and peripheral fatigue in male cyclists after 4-, 20-, and 40 km time trials. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(3), 537-546. doi: 10.1249/mss.0000000000000044
- Thordarson, D. B. (1997). Running biomechanics. *Clinics in Sports Medicine*, 16(2), 239-247.
- 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>
- Tong, T. K., Wu, S., Nie, J., Baker, J. S., y Lin, H. (2014). The occurrence of core muscle fatigue during high-intensity running exercise and its limitation to performance: the role of respiratory work. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(2), 244-251.
- Tucker, R., Rauch, L., Harley, Y. X., y Noakes, T. D. (2004). Impaired exercise performance in the heat is associated with an anticipatory reduction in skeletal muscle recruitment. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology*, 448(4), 422-430.
- Van den Berghe, P., Six, J., Gerlo, J., Leman, M., De Clercq, D. (2019). Validity and reliability of peak tibial accelerations as real-time measure of impact loading during over-ground rearfoot running at different speeds. *Journal of Biomechanics*, 86, 238-242. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.039>
- Van der Worp, M. P., Ten Haaf, D. S., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W., y Staal, J. B. (2015). Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PLoS One*, 10(2), e0114937.
- 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 Hooren, B., Fuller, J.T., Buckley, J.D., Miller, J.R., Sewell, K., Rao, G., Barton, C., Bishop, C., y Willy, R.W. (2019) Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z>
- Van Ingen Schenau, G. J. (1980). Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 12(4), 257-261. <https://doi.org/10.1249/00005768-198024000-00005>.
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., y Koes, B. W. (2008). Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18(6), 691-697. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00768.x>

- van Oeveren, B. T., de Ruyter, C. J., Beek, P. J., y van Dieën, J. H. (2017). Optimal stride frequencies in running at different speeds. *PLoS One*, 12(10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0184273>
- Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J., y Isakov, E. (1998). Shock transmission and fatigue in human running. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(3), 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*, 0(0), 1-8. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1022870>
- Vette, A.H., Funabashi, M., Lewicke, J., Watkins, B., Prowse, M., Harding, G., Silveira, A., Saraswat, M., y Dulai, S. (2018) Functional, Impulse-Based Quantification of Plantar Pressure Patterns in Typical Adult Gait. *Gait & Posture*, 67, 122-127. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.029>
- Voloshin, A. S., Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system —effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, 13(7), 515-520.
- 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.
- Wang, M. Z., Song, Y., Fekete, G., y Gu, Y. D. (2018). The Variation of Plantar Temperature and Plantar Pressure during Shod Running with Socks or not. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 35, 1–8. Trans Tech Publ.
- Wank, V., Frick, U., y Schmidtbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International Journal of Sports Medicine*, 19(7), 455-461.
- Warburton, D. E., Haykowsky, M. J., Quinney, H. A., Blackmore, D., Teo, K. K., Taylor, D. A., McGavock, J., y Humen, D. P. (2004). Blood volume expansion and cardiorespiratory function: effects of training modality. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(6), 991–1000.
- 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>
- Weist, R., 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. (2017). Insights on Prescribing Athletic Footwear and Orthoses: The Game Plan. En *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 165–177). Springer.

- West, A. M., Schönfisch, D., Picard, A., TARRIER, J., Hodder, S., y Havenith, G. (2019). Shoe microclimate: An objective characterisation and subjective evaluation. *Applied Ergonomics*, 78, 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.01.010>
- White, J., Scurr, J., y Hedger, W. (2011). A comparison of three-dimensional breast displacement and breast comfort during overground and treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(1), 47-53.
- Whittle, Michelle W., y Chattanooga, T. N. (1996). The use of Viscoelastic Materials in shoes and insoles. A Review. *Magister Corporation*. Recuperado de <http://www.impacto.ca/pdf/lib.pdf>
- Wilkinson, M., Ewen, A., Caplan, N., O'leary, D., Smith, N., Stoneham, R., y Saxby, L. (2018). Textured insoles reduce vertical loading rate and increase subjective plantar sensation in overground running. *European journal of sport science*, 18(4), 497-503.
- Willems, T. M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A., y Witvrouw, E. (2006). A prospective study of gait related risk factors for exerciserelated lower leg pain. *Gait & Posture*, 23(1), 91-98.
- 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.
- Willems, T. M., Vitvrouw, E., De Cook, A., y De Clercq, D. (2007). Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 39(2), 330-339.
- Williams, B. (2010). Clinical gait evaluation of the athlete. In M. B. Werd, y E. L. Knight (Eds.), *Athletic Footwear and Orthoses in Sport Medicine* (pp. 47-54) Springer.
- Williams, K. R., Snow, R., y Agruss, C. (1991). Changes in distance running kinematics with fatigue. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 138-162.
- Williams, K. R., y Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology*, 63(3), 1236-1245.
- 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.
- Willy, R., y Davis, I. S. (2008). Instrumented comparison of overground and treadmill running in healthy individuals: 632: May 28 4:45 PM - 5:00 PM. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 40(5) (Supplement 1), S27-S28.
- Wilmore, J. H., y Costill, D. L. (2007). *Fsiología del esfuerzo y del deporte*. Editorial Paidotribo.
- Windle, C. M., Gregory, S. M., y Dixon, S. J. (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.

- Winter, E. M., Jones, A. M., Davison, R. C., Bromley, P. D., y Mercer, T. (2006). *Sport and Exercise Physiology Testing Guidelines, Vol II: Exercise and Clinical Testing*. U.S.A.: Routledge.
- 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.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., y Jiang, Z. (2011). Pressure thresholds of the human foot: measurement reliability and effects of stimulus characteristics. *Ergonomics*, 54(3), 282-293. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.552736>
- Yavuz, M., Brem, R. W., Davis, B. L., Patel, J., Osbourne, A., Matassini, M. R., Wood, D., y Nwokolo, I. O. (2014). Temperature as a predictive tool for plantar triaxial loading. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3767-3770.
- Yavuz, M., Delvadia, N., Atves, J., Goldfarb, J., Stuto, J., Franklin, A., McGaha, R., Rispoli, J., Torrence, G., y Rao, N. (2013). Biomechanical value of temperature in assessing plantar loading. *American Society of Biomechanics*. Recuperado de <http://archive.asbweb.org/conferences/2013/abstracts/498.pdf>
- 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>
- Zammit, G. V., Menz, H. B., Munteanu, S. E., y Landorf, K. B. (2008). Plantar pressure distribution in older people with osteoarthritis of the first metatarsophalangeal joint (hallux limitus/rigidus). *Journal of Orthopaedic Research*, 26(12), 1665-1669. <https://doi.org/10.1002/jor.20700>
- 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>
- Zhang, Z., Wang, L., Hu, K., y Liu, Y. (2017). Characteristics of Plantar Loads During Walking in Patients with Knee Osteoarthritis. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 23, 5714-5719. <https://doi.org/10.12659/MSM.905136>
- Ziegert, J. C., y Lewis, J. L. (1979). The effect of soft tissue on measurements of vibrational bone motion by skin-mounted accelerometers. *Journal of Biomechanical Engineering*, 101(3), 218-220.
- Zifchock, R. A., y Davis, I. (2008). A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1287-1293.

10. ANEXOS

10. ANEXOS

Anexo I. Consentimiento informado



DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE UN SOPORTE PLANTAR TERMOCONFORMABLE 2.0 DURANTE LA CARRERA EN FATIGA

INFORMACIÓN

El Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte (GIBD) de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València) junto con el Instituto Tecnológico Textil AITEX está desarrollando un proyecto relacionado con el uso de soportes plantares en la biomecánica durante la carrera.

El estudio está basado en tres test, dos de ellos realizados sobre cinta rodante donde se evaluará el efecto del uso de estos soportes sobre el corredor, con una duración total de la sesión de más o menos 90 minutos. Y el otro será un test de campo para determinar la Velocidad Aeróbica Máxima (VAM) individual de cada corredor, con una duración total de la sesión de 15-20 minutos. Ambas pruebas se realizarán en la Facultad de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport de la Universitat de València. (C/ Gascó Oliag, 3, 46010 València).

El participante deberá entrenar durante tres semanas con los soportes que le sean asignados (periodo de adaptación) antes de la sesión de laboratorio.

RIESGOS

Las pruebas implican una demanda física relativa a:

- Realizar una prueba de campo de esfuerzo submáximo.
- Realizar dos pruebas de carrera continua en cinta, con un requerimiento físico moderado/alto.

De igual forma, si existiera algún tipo de molestia relacionada con el soporte plantar, se deberá informar 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 [REDACTED] y preguntar por Dña. Lara Requena (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 el par de plantillas empleadas en el estudio y un detalle deportivo, a aquellos participantes que finalicen todas las pruebas del proyecto de forma completa.

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 2018

El participante:

Fdo:

Nombre y Apellidos _____

DNI _____

Anexo II. Instrucciones de uso del soporte plantar termoconformable

Instrucciones de uso

Pasos a seguir:

En 3 sencillos pasos, la plantilla se ajustará de forma permanente a la forma exacta de cada pie.

Paso 1 Elegir calzado



Escoge el par de zapatillas deportivas en las que vas a poner las plantillas

Paso 2 Calienta la plantilla



Introduce las plantillas con las letras hacia arriba y paralelas en tu microondas a 500w de potencia (temperatura media), durante 40 segundos.



¡ Advertencia!

Es importante que prestes atención a la colocación en el microondas y no excedas los límites marcados. Puede haber peligro de sobrecalentamiento.

Paso 3 Ajustar la plantilla



Deja reposar 1 minuto las plantillas en el microondas. Cuando pase este minuto, coloca las plantillas en el calzado y pónselo. Es importante que permanezcas de pie y quieto, haciendo presión sobre las plantillas alrededor de 2 minutos. Se recomienda permanecer calzado al menos 1 hora, ya que la plantilla se enfría poco a poco y así se fijará tu huella a la plantilla.

En ningún caso la plantilla debe quemar hasta resultar insoportable, al calzarse las zapatillas con ellas dentro. Pero si se notará calor en las plantas.

Anexo III. Test de percepción del confort

Participante nº _____
 Plantilla: SB ----- Azul
 SC ----- Rojo

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 |
| 12 | Dureza de la plantilla | Nada confortable | Mejor confort imaginable |