



VNIVERSITAT
D VALÈNCIA



Facultat de Ciències de la Activitat Física i l'Esport

Departamento de Educación Física y Deportiva

Programa de Doctorado en Actividad Física y Deporte

**SPORT@FUTURE: Valoración biomecánica de un soporte plantar
termoconformable durante la carrera en fatiga**

***SPORT@FUTURE: Biomechanical assessment of a thermoformable
foot orthosis during running fatigued***

Tesis doctoral presentada por:

Dña. Irene Jiménez Pérez

Dirigida por:

Dr. Pedro Pérez Soriano

Dra. Rosa María Cibrián Ortiz de Anda

Valencia, octubre de 2019

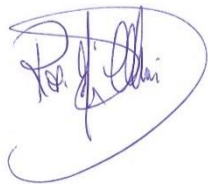
INFORME DIRECTORES/AS PARA EL DEPÓSITO DE TESIS

Dña. Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda, Doctora en Física y Profesora Catedrática del Dpto. de Fisiología de la Universitat de València.

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

Directores/as de la tesis doctoral de **Dña. Irene Jiménez Pérez**, titulada “*SPORT@FUTURE: Valoración biomecánica de un soporte plantar termoconformable durante la carrera en fatiga*”, 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 7 de octubre de 2019



Fdo.: Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda
Directora



Fdo.: Pedro Pérez Soriano
Director

Ratificación del tutor/a con su firma:



Fdo.: Pedro Pérez Soriano
Tutor

**A todos/as aquellos que han hecho posible
que esta tesis saliera adelante**

*“El esfuerzo y la constancia acaban
dando sus frutos”*

AGRADECIMIENTOS

El desarrollo de esta tesis doctoral es fruto de la dedicación, el esfuerzo y el sacrificio de diversos años, y no habría sido posible sin el apoyo, ánimo y ayuda de distintas personas e instituciones a las cuales me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento:

El proyecto de investigación de esta tesis doctoral se enmarca en el contexto del proyecto gestionado por el Instituto Tecnológico Textil (AITEX), con la participación de la empresa Grupo Morón (Antonio Morón de Blas, SL.), con título *SPORT@FUTURE* (IDI 20141290- IDI 20141296), apoyado por el CDTI - Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial, y cofinanciado por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) a través del Programa Estratégico de Consorcios de Investigación Empresarial Nacional (CIEN); por lo que, en primer lugar, me gustaría agradecer a Aitex y a Grupo Morón por la aportación de las plantillas y la financiación de las pruebas de esfuerzo, como por el préstamo de algunos equipos de medición y materiales.

A continuación, quiero agradecer a la Universitat de València y a la Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport por los materiales, las instalaciones y los recursos humanos que han puesto a mi disposición durante la realización de este proyecto, como por todos los años de formación académica que me han proporcionado.

Al Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades, por otorgarme una ayuda predoctoral FPU, la cual me ha permitido seguir formándome profesionalmente en el ámbito universitario y que haya podido desarrollar esta tesis a tiempo completo. También, al grupo de investigadores que me avaló en la solicitud de esta ayuda (Rosa Cibrián, Pedro Pérez, Rosario Salvador, Felipe Carpes y George Havenith), y a Jose, que me ayudó arduamente a preparar dicha solicitud. A todos ellos estoy enormemente agradecida por haberme permitido disfrutar de esta oportunidad única.

A la clínica Ivre y a los doctores Salva Cheng y Miguel Ángel Buil, por su profesionalidad y atención en el desarrollo de las pruebas de esfuerzo.

Al GIFIME (Grupo de Investigación en Física Médica), por el préstamo de la cámara termográfica y otros equipos e instrumentos de medición. Y en especial a Rosario, por su agradable trato y su disposición a ayudarme siempre, que me han hecho sentir muy a gusto y una más del grupo.

Al LABIOMEPEP (Laboratorio de Biomecánica de Porto), por acogerme con los brazos abiertos. Concretamente a los profesores J. Paulo Vilas-Boas y Ricardo Fernandes, por su atención cercana y su confianza desde el primer momento.

AGRADECIMIENTOS

A mis compañeros del GIBD (Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte), tanto a aquellos que se fueron para empezar otras etapas como a aquellos que hace poco que llegaron, y a los cuales además de compañeros siempre consideraré amigos (Alberto, Ángel, Inma, Jose Vicente, Jose Priego, Josep, Lara, Marina, Pedro, Rober, ...), por su ayuda y colaboración, por hacerme crecer y mejorar como persona e investigadora, y por los buenos momentos que pasamos tanto dentro como fuera del laboratorio. Me gustaría hacer especial mención a Inma, por enseñarme y facilitarme la comunicación y el trato con el mundo empresarial, además de aportarme una visión de mayor experiencia; a Marina, por haber compartido todo este proceso conmigo haciendo que fuera mucho más fácil y llevadero, por saber aconsejarme, ser un apoyo constante y poder contar con ella en todo momento; a Jose, por saber guiarme, atender siempre mis dudas, estar siempre dispuesto a enseñarme con total entusiasmo, y por ser un modelo a seguir tanto a nivel profesional como personal.

También me gustaría dar las gracias a mis directores de tesis. A Pedro, por su confianza y estima desde que me conoció, por proporcionarme todo lo necesario y más, y por permitirme enriquecerme de su experiencia profesional y personal. A Rosa, por su disposición, por ofrecerme puntos de vista distintos en cualquier aspecto, y por sus palabras tan alentadoras. A los dos, por su dedicación, por su apoyo y ánimo, y por el trato humano y cercano que ha creado un ambiente de trabajo más acogedor y familiar.

A los corredores/as que se prestaron voluntariamente a participar en este proyecto, sin los cuales este trabajo no podría haberse llevado a cabo.

Y, por último, quería dar las gracias a mi familia y amigos, por la paciencia y el ánimo recibidos. Muy especialmente a mis padres, por ser un apoyo constante, saber escucharme y comprenderme, y quererme tanto; a mi tía, porque su recuerdo siempre me va a dar fuerza y optimismo; y a Rubén, por estar siempre ahí, animarme y ayudarme incondicionalmente, y por hacer la vida que compartimos más plena y feliz.

ÍNDICE

RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRESENTE TESIS.....	V
Ayudas.....	V
Publicaciones.....	V
RESUMEN	IX
ABSTRACT (<i>English</i>)	XI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIII
ÍNDICE DE FIGURAS	XVII
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	XXIII
1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. La carrera.....	3
1.1.1. Técnica de carrera.....	4
1.1.2. Beneficios de la carrera	6
1.1.3. Epidemiología y lesiones en la carrera.....	7
1.2. Los soportes plantares en la carrera	13
1.2.1. Tipos y clasificación de los soportes plantares.....	13
1.2.2. Usos de los soportes plantares en la carrera	18
1.2.2.1. Mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones.....	18
1.2.2.2. Mecanismo de la mejora del rendimiento.....	19
1.3. Análisis biomecánico de la carrera con soportes plantares	21
1.3.1. Transmisión de impactos.....	22
1.3.2. Presión plantar.....	26
1.3.3. Cinemática.....	31
1.3.3.1. Parámetros espacio-temporales.....	31
1.3.3.2. Parámetros angulares	35
1.3.4. Evaluación térmica	39
1.3.5. Percepción del confort	43
1.3.6. Condicionantes en la evaluación de soportes plantares en la carrera	49
1.3.6.1. Fatiga.....	49
1.3.6.2. Género.....	53
2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	59
3. METODOLOGÍA	65
3.1. Participantes	65
3.2. Diseño experimental.....	69
3.2.1. Soportes plantares de estudio	69
3.2.2. Protocolo general del estudio	71
3.2.3. Protocolo de los test de laboratorio	74

3.2.4.	Condiciones de los test.....	76
3.3.	Variables del estudio	79
3.3.1.	Análisis de la fatiga.....	79
3.3.2.	Análisis de la transmisión de impactos.....	81
3.3.3.	Análisis de la presión plantar.....	85
3.3.4.	Análisis de la cinemática espacio-temporal.....	89
3.3.5.	Análisis de la cinemática angular.....	91
3.3.6.	Análisis de la temperatura superficial plantar.....	96
3.3.7.	Análisis de la percepción del confort.....	101
3.4.	Análisis estadístico	103
4.	RESULTADOS	107
4.1.	Análisis de la fatiga.....	109
4.2.	Análisis de la transmisión de impactos.....	113
4.3.	Análisis de la presión plantar.....	123
4.4.	Análisis de la cinemática espacio-temporal.....	133
4.5.	Análisis de la cinemática angular.....	136
4.6.	Análisis de la temperatura superficial plantar.....	141
4.7.	Análisis de la percepción del confort.....	147
5.	DISCUSIÓN	151
5.1.	Análisis de la fatiga.....	152
5.2.	Análisis de la transmisión de impactos.....	158
5.3.	Análisis de la presión plantar.....	167
5.4.	Análisis de la cinemática espacio-temporal.....	177
5.5.	Análisis de la cinemática angular.....	183
5.6.	Análisis de la temperatura superficial plantar.....	193
5.7.	Análisis de la percepción del confort.....	199
5.8.	Interpretación global de los resultados.....	204
5.9.	Limitaciones del estudio.....	211
6.	CONCLUSIONES	215
6.1.	Conclusiones del estudio.....	215
6.2.	Conclusions of the study (<i>English</i>).....	217
6.3.	Conflicto de intereses.....	219
7.	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	223
8.	APLICACIONES PRÁCTICAS.....	227
9.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	231
10.	ANEXOS.....	279
	Anexo I. Cuestionario online para la selección de la muestra.....	279
	Anexo II. Hoja de consentimiento informado para los participantes.....	281

Anexo III. Informe favorable del comité de ética283
Anexo IV. Escala visual analógica para la medición de la percepción del confort ..285

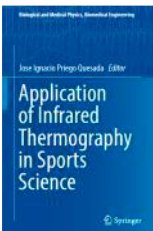
RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRESENTE TESIS

Ayudas

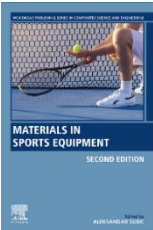
La presente tesis doctoral ha recibido el apoyo del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España bajo la ayuda predoctoral FPU14/05626.

Publicaciones

CAPÍTULOS DE LIBRO


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

Capítulo 10

- 2. Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Priego Quesada J.I., Aparicio, I., Sanchis-Sanchis., R. y Pérez-Soriano, P. (2019). Chapter 16. Foot Orthosis in running. Materials in Sports Equipment 2nd Edition (Editor Aleksandar Subic). pp. 451-485. Woodhead Publishing – Elsevier.

Capítulo 16

CONGRESOS

- 1. **Comunicación Nacional:** Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Aparicio, I., Priego Quesada, J.I., Blanes, M., Cibrián Ortiz de Anda, R.M. y Pérez-Soriano, P. (2017). Nueva generación de soportes plantares prefabricados termoconformables para la carrera: Efecto sobre la presión plantar. XL Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. Sant Cugat (España).

2.



Comunicación Nacional: Jimenez-Perez, I., Aparicio, I., Gil-Calvo, M., Priego Quesada, J.I., Blanes, M., Izquierdo Renau, M., Cibrián Ortiz de Anda, R.M. y Pérez-Soriano, P. (2018). Nueva generación de soportes plantares prefabricados termoconformables para la carrera: Efecto sobre la presión plantar. XLI Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. Madrid (España).

3.



Póster Nacional: Jimenez-Perez, I., Priego Quesada, J.I., Salvador Palmer, R., Cibrián Ortiz de Anda, R.M. y Pérez-Soriano, P. (2019). Definición de las regiones termográficas de interés en las plantas de los pies en la carrera: diferencias entre sexos. 6º Congreso Conjunto 22SEFM/17SEPR. Burgos (España).

4.



Póster Internacional: Jimenez-Perez, I., Requena-Bueno, L., Gil-Calvo, M., Aparicio, I., Llopis, J., Priego Quesada, J.I., Cibrián Ortiz de Anda, R.M. y Pérez-Soriano, P. (2019). Effect of a new prototype of thermoformable prefabricated insole on impact acceleration in running. 24th annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS). Prague (República Checa).

5.



Comunicación Internacional: Jimenez-Perez, I., Requena-Bueno, L., Gil-Calvo, M., Aparicio, I., Blanes-Company, M., Priego Quesada, J.I., Cibrián Ortiz de Anda, R.M. y Pérez-Soriano, P. (2019). Effect of a First Generation of Thermoformable Prefabricated Insole on Plantar Pressure during running in Women. 70 Years IAPESGW International Congress. Madrid (España).

RESUMEN // ABSTRACT



RESUMEN

La carrera es una de las actividades físico-recreativas más populares, que sigue creciendo en participación año a año por el gran número de beneficios que reporta a la salud. Sin embargo, la incidencia anual de lesiones en sus practicantes también es elevada. En este sentido, los soportes plantares son una de las estrategias más utilizadas por los corredores/as como sistema de prevención y tratamiento de lesiones, pero también como mecanismo para la mejora del rendimiento. Con el auge de las nuevas tecnologías y de la industria del calzado y del equipamiento deportivo, se ha desarrollado un nuevo soporte plantar prefabricado con materiales termoconformables que permite al propio usuario adaptárselo a la ergonomía de su pie mediante el calor de un microondas doméstico. No obstante, sus beneficios están aún por investigar, siendo la fatiga y el género dos factores determinantes en su uso. Por ello, el objetivo del presente estudio fue evaluar el efecto de un soporte plantar prefabricado termoconformable en la biomecánica de carrera durante 30 minutos de carrera intensa, en comparación con un soporte prefabricado genérico, centrándose en el desarrollo de fatiga y en las diferencias asociadas al género de los participantes.

Para ello, se analizaron 30 corredores/as populares sanos (15 hombres y 15 mujeres) que realizaron un total de tres test. El primero consistió en una prueba de esfuerzo máxima con el objetivo de determinar el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx), para individualizar la velocidad de las siguientes pruebas. Los siguientes dos test consistieron en realizar 6 minutos de carrera progresivos como calentamiento, más 30 minutos de carrera continua en cinta al 70-75% del VO_2 máx individual, cada uno con un soporte plantar prefabricado, previamente aleatorizados. Los participantes llevaron a cabo un periodo de adaptación progresivo de 2 semanas con cada soporte. Se analizaron diferentes parámetros biomecánicos en relación a la percepción del esfuerzo y el confort, la transmisión de impactos, la presión plantar, la cinemática espacio-temporal y angular y la temperatura superficial plantar.

Las conclusiones más relevantes obtenidas en la presente tesis indican que tanto los parámetros de la transmisión de impactos como la eversión máxima del retropié se incrementaron con el uso del soporte termoconformable (15% y 13%), mientras que la presión en dedos y arco aumentó (15% y 23%) aliviando cargas en los metatarsos y el talón (11% y 12%). Sin embargo, el resto de parámetros estudiados no se vio alterado. El desarrollo de fatiga únicamente incrementó la percepción del esfuerzo (22%), la transmisión de impactos (10%) y la presión y temperatura plantar (15% y 29%); con efectos similares en ambos soportes, pero con una ligera tendencia más positiva a favor del termoconformable. Finalmente, de forma general, el soporte termoconformable favoreció en mayor medida a las mujeres, en comparación con los hombres.

ABSTRACT (*English*)

Running is one of the most popular physical-recreational activities, which continues growing in participation year by year due to the large number of health benefits that generates. However, the annual injury incidence in its practitioners is also high. In this sense, foot orthoses are one of the most used strategies by runners as an injury prevention and treatment system, but also as a mechanism for improving performance. With the rise of new technologies and footwear and sports equipment industry, a new prefabricated foot orthosis with thermoformable materials has been developed that allows the user to adapt it to foot ergonomics by heating it in a domestic microwave. Nevertheless, its benefits are still to be investigated, being fatigue and gender two determining factors in its use. Therefore, the aim of the present study was to evaluate the effect of a thermoformable prefabricated foot orthosis on running biomechanics during 30 minutes of intense running, compared to a generic prefabricated foot orthosis, focusing on the development of fatigue and the differences associated with the gender of the participants.

30 healthy popular runners (15 men and 15 women) performed three tests and were analysed. The first test was a maximum incremental test with the objective of determining the maximum oxygen consumption (VO_2max) to individualize the speed of the following tests. The next two tests consisted of 6 minutes progressive warming up, plus 30 minutes of continuous running on a treadmill at 70-75% of individual VO_2max , each one with a different prefabricated foot orthosis condition, previously randomized. Participants carried out a progressive adaptation period of 2 weeks with each foot orthosis. Different biomechanical parameters were analysed in relation to effort and comfort perception, impact transmission, plantar pressure, spatio-temporal and angular kinematics and plantar surface temperature.

The most relevant conclusions obtained on this work were that both impact transmission parameters and maximum rearfoot eversion were increased with the use of the thermoformable foot orthosis (15% and 13%), while pressure on toes and arch increased (15% and 23%), relieving loads on metatarsals and heel (11% and 12%). However, the rest of parameters studied was not altered. The development of fatigue only increased effort perception (22%), impact transmission (10%) and plantar pressure and temperature (15% and 29%); with similar effects on both foot orthoses, but with a slightly more positive tendency in favour of the thermoformable foot orthosis. Finally, in general, the thermoformable foot orthosis favoured women to a greater extent, compared to men.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de soportes plantares adaptada de Crabtree et al. (2009).	14
Tabla 2. Lesiones relacionadas con la carrera, tratadas con más frecuencia mediante el uso de soportes plantares.....	18
Tabla 3. Efecto de los soportes plantares en los impactos de aceleración.	26
Tabla 4. Efecto de los soportes plantares en la distribución de las presiones plantares durante la carrera.	30
Tabla 5. Efecto de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales durante la carrera, en la literatura.	34
Tabla 6. Efecto de los soportes plantares en la eversión del retropié durante la carrera, en la literatura.	38
Tabla 7. Efecto de los soportes plantares en la flexión de rodilla durante la carrera, en la literatura.	39
Tabla 8. Descripción de la percepción del confort de diversos soportes plantares en la literatura.	48
Tabla 9. Resumen de la relación entre el porcentaje del consumo máximo de oxígeno (%VO ₂ máx), la frecuencia cardíaca máxima (%FCmáx), y la puntuación en la escala de esfuerzo percibido de Borg (RPE).....	52
Tabla 10. Características de los participantes (Media y Desviación Estándar (DE)).....	65
Tabla 11. Clasificación del tipo de pie según el protocolo de Hernández-Corvo (1989).	68
Tabla 12. Descripción de los soportes control (izquierda) y de los soportes termoconformables (derecha).	70
Tabla 13. Variables del análisis de la fatiga.....	80
Tabla 14. Variables de transmisión de impactos analizadas en el estudio.....	84
Tabla 15. Variables de presión plantar analizadas en el estudio en cada una de las zonas.	88
Tabla 16. Variables espacio-temporales analizadas en el estudio.	90
Tabla 17. Variables del análisis de la cinemática angular estudiadas.	95
Tabla 18. Variables del análisis de la temperatura superficial plantar estudiadas en cada ROI.	98
Tabla 19. Variables del análisis de la percepción del confort.	102
Tabla 20. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.....	110
Tabla 21. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.....	110

Tabla 22. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	112
Tabla 23. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	112
Tabla 24. Media (95% IC) de la atenuación del impacto para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	114
Tabla 25. Media (95% IC) de los parámetros de la transmisión de impactos para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	116
Tabla 26. Media (95% IC) de los parámetros de la transmisión de impactos según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	121
Tabla 27. Media (95% IC) de la atenuación del impacto según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	122
Tabla 28. Media (95% IC) de la media de presión máxima (kPa) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.	124
Tabla 29. Media (95% IC) de la integral presión-tiempo (kPa/s) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.	125
Tabla 30. Media (95% IC) de la presión relativa (%) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.	126
Tabla 31. Media (95% IC) de la media de presión máxima (kPa) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.	130
Tabla 32. Media (95% IC) de la integral presión-tiempo (kPa/s) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.	131
Tabla 33. Media (95% IC) de la presión relativa (%) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.	132
Tabla 34. Media (95% IC) de los parámetros espacio-temporales para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.	134
Tabla 35. Media (95% IC) de la longitud de zancada según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	135
Tabla 36. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la flexión de rodilla para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.	137
Tabla 37. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la eversión del retropié para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.	139
Tabla 38. Media (95% IC) de la eversión máxima del retropié según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	140
Tabla 39. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas (°C) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición.	142

Tabla 40. Media (95% IC) de la variación de temperatura (°C) para las dos condiciones de soporte plantar.	143
Tabla 41. Relación de calor específico en las tres regiones analizadas.	143
Tabla 42. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición.....	145
Tabla 43. Media (95% IC) de la variación de temperatura (°C) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar.	146
Tabla 44. Media (95% IC) de cada ítem de la percepción del confort con los dos soportes plantares.....	147

ÍNDICE DE FIGURAS


Figura 1. Porcentaje de la población española que practicó deporte en el último año según las modalidades más frecuentes.....	4
Figura 2. Representación de un ciclo de carrera y sus fases con la pierna derecha.	6
Figura 3. Localización de las lesiones más frecuentes en los corredores/as según Francis et al. (2019).	9
Figura 4. Distribución de las 10 lesiones más frecuentes, en porcentaje.	10
Figura 5. Esquema resumen de los factores intrínsecos y extrínsecos influyentes en la producción de lesiones en la carrera.	11
Figura 6. Soporte plantar con “wearables” y su aplicación móvil.	16
Figura 7. Soporte plantar generador de energía para la carga de un móvil.....	16
Figura 8. Creación del molde de la huella plantar (izquierda) y escaneo 3D del molde con el “smartphone” (derecha).....	16
Figura 9. Soporte plantar generador de energía para la carga de un móvil.....	17
Figura 10. Soporte plantar prefabricado termoconformable.....	17
Figura 11. Áreas más comunes de la biomecánica y la fisiología bajo las que se estudia la carrera.....	21
Figura 12. Señal de aceleración de impactos en el eje vertical, medida en tibia y cabeza, y las variables de estudio más destacadas: pico máximo de aceleración (), magnitud de aceleración (línea negra), y ratio de aceleración (línea roja).	24
Figura 13. Ejemplo del efecto de un soporte plantar en la aceleración tibial.	25
Figura 14. Plantilla con sensores de presión dentro una zapatilla (izquierda) y registro 3D de presión plantar (derecha).	27
Figura 15. Ejemplo de redistribución de la fuerza plantar mediante el uso de un soporte plantar.	29
Figura 16. A) Evolución de la longitud (amplitud) y frecuencia de zancada con el aumento de la velocidad. B) Tiempos de contacto (en negro) y de vuelo (en blanco) según el patrón de pisada.....	33
Figura 17. Evolución de la flexión de rodilla durante el ciclo de carrera.	36
Figura 18. A) Movimiento de pronación y supinación en el pie derecho. B) Ángulo típico de eversión del retropié respecto a la pierna para la evaluación de la pronación (β).	36
Figura 19. Mecanismos de disipación del calor durante la carrera e intercambio de calor entre el cuerpo y el medio ambiente.	40
Figura 20. Ejemplo de una imagen termográfica de las plantas de los pies tras la carrera. .	42
Figura 21. Escala tipo Likert para la evaluación del confort de una zapatilla.....	45

Figura 22. Escala analógica visual para el análisis del confort de una zapatilla.	46
Figura 23. Pedígrafo utilizado en el estudio.	66
Figura 24. Pasos seguidos en la evaluación de la huella plantar.....	67
Figura 25. Clasificación en porcentaje (%) del tipo de pie de los participantes estudiados. .68	
Figura 26. Pasos e instrucciones para la adaptación individual de los soportes termoconformables.....	70
Figura 27. Temporización del protocolo de la fase experimental del estudio.....	71
Figura 28. Participantes realizando la prueba de esfuerzo máxima en la clínica deportiva. .72	
Figura 29. Participantes realizando una prueba de carrera en el laboratorio de biomecánica de la FCAFE.....	73
Figura 30. Representación del protocolo de los test de laboratorio.	75
Figura 31. A) Escala de percepción del esfuerzo de Borg; B) Pulsómetro.	79
Figura 32. Equipo de acelerometría: A) Transmisor; B) Acelerómetros; C) Tableta con la aplicación de registro.	81
Figura 33. Colocación del equipo de transmisión de impactos: A) Situación del acelerómetro de la tibia; B) Situación del acelerómetro de la cabeza; C) Situación del transmisor.	82
Figura 34. Tratamiento de datos con Matlab: A) Representación gráfica de la totalidad de la señal en sus tres ejes; B) Identificación de los puntos de interés de un único paso en el eje vertical; C) Ventana de confirmación o modificación de los puntos de interés de un paso concreto.....	83
Figura 35. Sistema de plantillas instrumentadas F-Scan®. A) Plantilla instrumentada; B) Módulo amplificador de señal; C) Transmisor de telemetría; D) Software de análisis.	85
Figura 36. Proceso de calibración con el sistema de plantillas instrumentadas F-Scan®. A) Inserción de la plantilla instrumentada; B) Conexión de la plantilla instrumentada con el amplificador; C) Conexión del amplificador con el transmisor de telemetría; D) Calibración del sistema.	86
Figura 37. Representación de las zonas de la planta del pie para el análisis de la presión plantar: A) Ejemplo del sistema de cajas utilizado en un registro; B) Método, división y descripción de las 10 zonas analizadas.....	87
Figura 38. Colocación del sistema OptoGait en la cinta ergométrica.....	89
Figura 39. Identificación del primer pie de contacto con el software de OptoGait.	90
Figura 40. Sistema de captura del movimiento Optitrack. A) Cámara Flex 3; B) Disposición de las cámaras en el laboratorio; C) Marcadores.	91
Figura 41. Modelo empleado para el análisis de la flexo-extensión de rodilla: A) Posición de los marcadores; B) Formación del ángulo α de estudio.	92

Figura 42. Modelo empleado para el análisis de la eversión del retropié: A) Posición de los marcadores; B) Formación del ángulo β de estudio.....	92
Figura 43. Proceso de calibración: A) Calibración del espacio con la varita; B) Definición del plano del suelo; C) Posición del corredor/a para la normalización de los datos.....	93
Figura 44. Visualización en el software Motive el proceso de digitalización de los marcadores.	93
Figura 45. Señal de la flexión de rodilla creada con Matlab, mostrada gráficamente ángulo/tiempo, para el tratamiento de los datos.	94
Figura 46. Cámara termográfica utilizada en el estudio.	96
Figura 47. Protocolo para la toma de las imágenes termográficas: A) Panel negro mate anti reflectante; B) Posición del participante durante la toma de una imagen termográfica; C) Medición de la temperatura reflejada.	97
Figura 48. Método utilizado en la definición de las 10 ROI's analizadas: 1) Contorno de la planta; 2) Delimitación del primer dedo; 3) Delimitación del resto de los dedos; 4) Determinación de las líneas horizontales; 5) Determinación de la línea media inferior; 6) Definición de las líneas verticales del metatarso; y 7) Delimitación de las 9 ROI's.	98
Figura 49. Soportes plantares colocados en la plancha, para su calentamiento.	99
Figura 50. Análisis de las imágenes termográficas en el retropié, mediopié y antepié, de izquierda a derecha.....	100
Figura 51. Escala visual analógica de 150 mm, utilizada para el análisis de la percepción del confort.	101
Figura 52. Media (DE) de entrenamiento realizado en el periodo de adaptación con cada soporte plantar.	107
Figura 53. Media (DE) de la velocidad del VO ₂ máx (izquierda) y de la velocidad llevada a cabo en los test (derecha).....	108
Figura 54. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo para las dos condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.....	109
Figura 55. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca para las dos condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.....	110
Figura 56. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.....	111
Figura 57. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.....	112
Figura 58. Media (95% IC) de la atenuación del impacto para las dos condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.....	113
Figura 59. Media (95% IC) de los parámetros de la transmisión de impactos para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.	115

Figura 60. Media (95% IC) del pico de aceleración tibial según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera..... 117

Figura 61. Media (95% IC) del pico de aceleración en cabeza según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. 118

Figura 62. Media (95% IC) de la magnitud tibial según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera..... 118

Figura 63. Media (95% IC) de la ratio en tibia según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera..... 119

Figura 64. Media (95% IC) de la ratio en cabeza según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera..... 119

Figura 65. Media (95% IC) de la atenuación del impacto según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera..... 120

Figura 66. Media (95% IC) de la media de presión máxima para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera..... 124

Figura 67. Media (95% IC) de la integral presión-tiempo para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera..... 125

Figura 68. Media (95% IC) de la presión relativa (%) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera..... 126

Figura 69. Media de la media de presión máxima según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera..... 128

Figura 70. Media de la integral presión-tiempo según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera..... 128

Figura 71. Media de la presión relativa según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera..... 129

Figura 72. Media (95% IC) de los parámetros espacio-temporales para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. 133

Figura 73. Media (95% IC) de la longitud de zancada según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera..... 135

Figura 74. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la flexión de rodilla para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. 136

Figura 75. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la eversión del retropié para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. 138

Figura 76. Media (95% IC) de la eversión máxima del retropié según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. 140

Figura 77. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición..... 141

Figura 78. Media (95% IC) de la variación de temperatura para las dos condiciones de soporte plantar. 142

Figura 79. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición..... 144

Figura 80. Media (95% IC) de la variación de temperatura según el género, para las dos condiciones de soporte plantar. 146

Figura 81. Percepción del confort (media (95% IC)) en cada ítem con los dos soportes plantares estudiados. 147

Figura 82. Diferencias en los soportes termoconformables (ST) respecto a la condición control (SC) en las tres variables analizadas..... 169

Figura 83. Diferencias en el instante final de carrera (post) respecto al instante inicial (pre) en las tres variables analizadas. 171

Figura 84. Diferencias en las mujeres (M) respecto a los hombres (H), en los soportes termoconformables (ST) respecto a la condición control (SC) y en el instante final de carrera (post) respecto al instante inicial (pre), en la media de presión y la integral presión-tiempo. 175

Figura 85. Diferencias en las mujeres (M) respecto a los hombres (H), en los soportes termoconformables (ST) respecto a la condición control (SC) y en el instante final de carrera (post) respecto al instante inicial (pre), en la presión relativa. 176

Figura 86. Ejemplo de la distribución de presiones (izquierda) y de las temperaturas plantares (derecha) en un mismo participante.....208

Figura 87. Mapa conceptual resumen de las relaciones entre variables.210

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

%FCmáx: Porcentaje de la frecuencia cardíaca máxima.

%VO₂máx: Porcentaje del consumo máximo de oxígeno.

3D: Tridimensional.

ACSM: Colegio Americano de Medicina Deportiva (*American College of Sport Medicine*).

AL: Arco lateral.

AM: Arco medial.

CSD: Consejo Superior de Deportes.

D: Resto de los dedos.

DE: Desviación Estándar.

ES: Tamaño del efecto (*Effect Size*)

EVA: Etilvinilacetato.

GPS: Sistema de posicionamiento global (*Global Positioning System*).

H: *Hallux* o primer dedo.

IC: Intervalo de confianza.

LED: Diodo emisor de luz (*Light-Emitting Diode*).

MC: Metatarso central.

ML: Metatarso lateral.

MM: Metatarso medial.

PC: Planta completa.

ROI: Región de interés (*Region of interest*).

RPE: Calificación del esfuerzo percibido (*Rating of Perceived Exertion*).

SC: Soportes prefabricados control.

ST: Soportes prefabricados termoconformables.

TL: Talón lateral.

TM: Talón medial.

UVA: Ultravioleta.

VAS: Escala visual analógica (*Visual Analogue Scales*).

VO₂/kg: Consumo de oxígeno relativo.

VO₂máx: Consumo máximo de oxígeno.

vVO₂máx: Velocidad del consumo máximo de oxígeno.

INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

1.1. La carrera

Se ha definido la **carrera a pie** como “el tipo de locomoción humana en la que ambos pies están en suspensión al mismo tiempo en cierto momento, sin fase de doble apoyo” (Razeghi & Batt, 2000). También se la denomina más comúnmente como *running* o *footing* (García Ferrando & Llopis Goig, 2017).

Esta práctica deportiva comenzó a **popularizarse** en la década de 1970, impulsada por el aumento de la participación en carreras populares de larga distancia (de los 5 a los 42 km) (Kim, Mirjalili, & Fernandez, 2018; Novacheck, 1998). Su práctica y popularidad ha ido aumentando de forma considerable en todo el mundo en estos últimos 30 años (Dinato et al., 2015; Mei, Gu, Sun, & Fernandez, 2018; Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2008). Actualmente se considera una de las formas más habituales de hacer ejercicio (Fields, Sykes, Walker, & Jackson, 2010; Hreljac, 2004) y se ha convertido en una de las actividades recreativas más importantes (De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000; Fredericson & Misra, 2012), que sigue creciendo en participación cada año (Maykut, Taylor-Haas, Paterno, DiCesare, & Ford, 2015; Mercer, Bates, Dufek, & Hreljac, 2003).

Concretamente, según datos de la población española, la carrera a pie ha ido escalando posiciones entre los deportes más practicados por los españoles, ocupando en 2015 la cuarta posición con un 30,4% en participación sobre el total de practicantes deportivos (Figura 1), frente al quinto puesto de 2010 (con un 12,9%) y a la sexta posición de 2005 (con un 11,1%) (CSD, 2015; García Ferrando & Llopis Goig, 2017), por lo que se puede decir que el número de corredores/as casi se ha triplicado en los últimos 5 años. Además, la carrera es el tercer deporte con más adherencia a la práctica, por detrás de la gimnasia intensa (26,1%) y suave (25,7), ya que el 23% de los practicantes afirman realizarlo semanalmente (CSD, 2015). En este sentido, se estima que el 11,9% de la población española practica este deporte al menos dos veces por semana, es decir, más de tres millones de personas (CSD, 2015).

La práctica de la carrera registra actualmente menos desequilibrios entre corredores masculinos y femeninos que antiguamente y que en otras modalidades deportivas (CSD, 2015; Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015). Aunque desde la encuesta de 2010 se ha observado un notable crecimiento en la tasa de práctica deportiva en las mujeres, los hombres siguen estando por delante en la práctica de la carrera, concretamente (33,4% en hombres frente 26,7% en mujeres) (CSD, 2015).

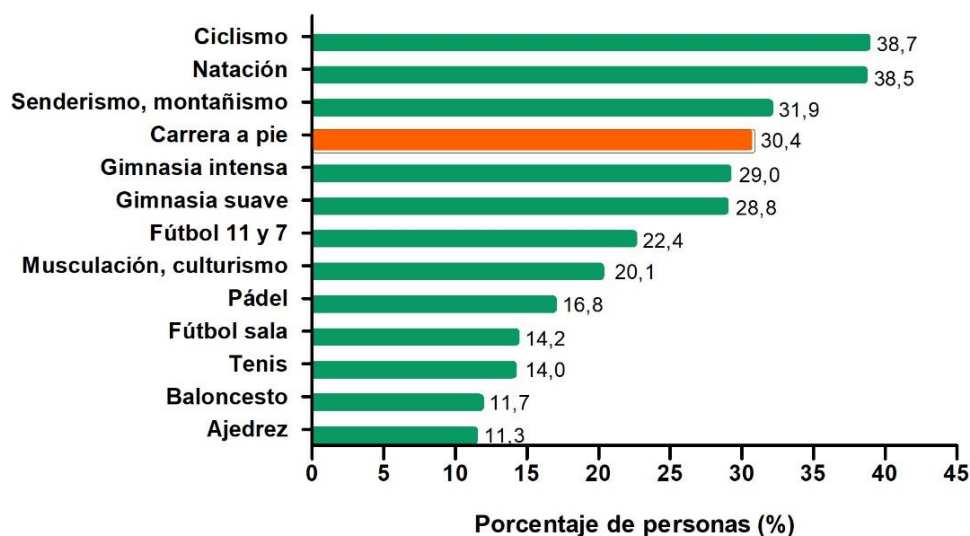


Figura 1. Porcentaje de la población española que practicó deporte en el último año según las modalidades más frecuentes (Adaptado de CSD (2015)).

Entre las claves que explican la creciente popularidad de la carrera, se encuentran, por una parte, el gran número de beneficios que reporta a la salud (Hespanhol Junior, Pillay, van Mechelen, & Verhagen, 2015; Lohman, Balan Sackiriyas, & Swen, 2011; Warburton, Nicol, & Bredin, 2006); y por otra parte, el hecho de que sea una actividad sencilla, relativamente barata y fácilmente accesible: no requiere instalaciones concretas para su práctica, puede practicarse durante todo el año, su equipación básica (pantalón, camiseta y zapatillas) está al alcance de todos/as y no precisa de una técnica compleja para su correcto desarrollo (Abadia et al., 2014; Ooms, Veenhof, & de Bakker, 2013; Soto & Toledano, 2001).

1.1.1. Técnica de carrera

La carrera es una de las habilidades naturales de los seres humanos que permite desplazarse, cuya técnica no precisa de gran complejidad. Se caracteriza por ser una actividad cíclica compuesta por una sucesión de pasos que se repite de forma idéntica, donde el paso es la unidad básica (Lacouture, Colloud, Decatoire, & Monnet, 2013). Un **paso** se inicia cuando un pie toca el suelo y termina con el primer contacto del siguiente pie, el contrario (Mademli & Morey, 2015; Perry & Burnfield, 2010). La unión de dos pasos se considera una **zancada**. Esta comienza cuando un pie contacta con el suelo y termina cuando ese mismo pie vuelve a contactar de nuevo con el suelo (Novacheck, 1998; Perry & Burnfield, 2010). A la zancada se la conoce también como un ciclo, de tal forma que un ciclo comprende dos pasos (Novacheck, 1998).

El **ciclo de carrera** está compuesto por dos fases: 1) una **fase de apoyo** unipodal, donde solo uno de los pies se encuentra en contacto con el suelo; y 2) una **fase de oscilación** o vuelo, donde uno o ninguno de los dos pies está en contacto con el suelo (Gavilanes-Miranda, De Gandarias, & A., 2012; Herring, 2010). De esta forma, cuando un pie se encuentra en la fase de apoyo, el contrario está en la fase de oscilación (Nicola & Jewison, 2012). Estas dos fases se dividen además en varios periodos (Dugan & Bhat, 2005; Ounpuu, 1994; Thordarson, 1997) (Figura 2):

- ❖ **Fase de apoyo** unipodal: comienza con el contacto inicial del pie en el suelo y finaliza cuando el primer dedo del mismo pie despegue o pierde contacto con el suelo. Se divide en dos fases:
 - **Fase de absorción:** se inicia con el contacto inicial del pie con el suelo y finaliza cuando el pie está totalmente apoyado en el suelo. Es una fase de deceleración de la velocidad horizontal de la carrera, donde el centro de masas del cuerpo cae desde su máxima altura.
 - **Fase de propulsión:** se inicia cuando el pie está totalmente apoyado en el suelo y finaliza con el despegue de los dedos del suelo del mismo pie. Es una fase de aceleración, donde una vez que se ha producido la inversión del pie en el apoyo completo, el centro de masas se propulsa hacia arriba y hacia delante, aumentando la energía cinética y potencial.
- ❖ **Fase de oscilación** o vuelo: comienza con el despegue del pie, es decir, con la pérdida de contacto del pie con el suelo, y finaliza cuando este mismo pie vuelve a contactar con el suelo. Esta fase presenta dos periodos de doble vuelo, uno al inicio y otro al final de la fase, donde ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo, lo cual representa la característica principal que diferencia a la carrera de la marcha humana. Además, también se produce en mitad de la oscilación el apoyo de un solo pie entre ambos periodos de doble vuelo. Esta fase se divide en dos:
 - **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 inicia en la mitad de la fase de oscilación y finaliza con el contacto inicial del pie con el suelo.

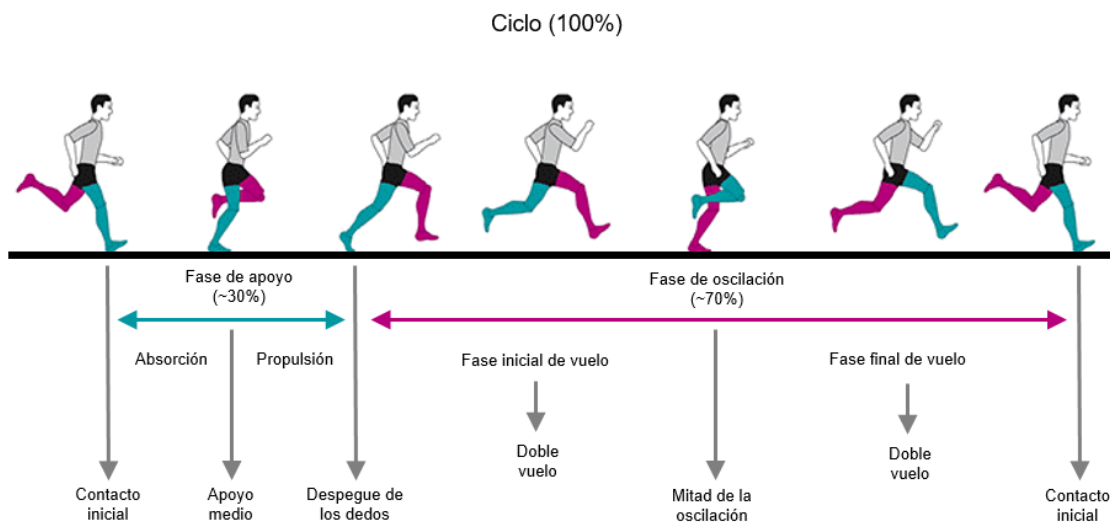


Figura 2. Representación de un ciclo de carrera y sus fases con la pierna derecha (Adaptado de Thordarson (1997)).

1.1.2. Beneficios de la carrera

Como ya se ha comentado, uno de los motivos por los que la carrera se ha convertido en un deporte tan popular es debido al elevado número de beneficios que reporta (Hespanhol Junior et al., 2015; Lohman et al., 2011; Quan et al., 2018). Estos beneficios demuestran su importancia en la mejora de la calidad de vida de sus practicantes (Conn, Hafdahl, & Brown, 2009; Fox, 1999; Garber et al., 2011), en la prevención de algunas enfermedades, y en la rehabilitación y el tratamiento de algunas patologías (O'Connor et al., 1989; Schuler et al., 1992; Vuori, 2001). En este sentido, los beneficios que proporciona la carrera como actividad física pueden clasificarse en físicos, psicológicos y sociales (Denvir & Gray, 2009; Lohman et al., 2011; Oja et al., 2015):

- ❖ **A nivel físico:** una actividad física regular se ha observado que proporciona beneficios cardiovasculares (Hambrecht et al., 2000; Warburton et al., 2004) y metabólicos (Durstine et al., 2001; Hespanhol Junior et al., 2015; Thompson et al., 2001); desempeña un importante papel en la composición corporal y el control del peso (Donnelly et al., 2009; Hespanhol Junior et al., 2015; Pate, Ross, Liese, & Dowda, 2015; Warburton, Gledhill, & Quinney, 2001); reduce la mortalidad, el sedentarismo, la dismenorrea, los problemas de espalda, los dolores de cabeza; mejora la esperanza de vida, la calidad del sueño y la actividad funcional (Fox, 1999; Lee et al., 2014; Márquez, 1995; Warburton et al., 2006); y previene diferentes enfermedades crónicas como cardiovasculares, diabetes, cáncer de colon, mama y pulmón, hipertensión, obesidad y osteoporosis (Breslow, Ballard-Barbash, Munoz, & Graubard, 2001; Lee

et al., 2014; Pate et al., 1995; Varo-Cenarruzabeitia, Martínez Hernández, & Martínez-González, 2003; Vuori, 2001; Warburton et al., 2006).

- ❖ **A nivel psicológico:** un estilo de vida activo mejora el bienestar, la satisfacción, el confort, la resiliencia, la confianza, la autoestima, la estabilidad emocional, la independencia, el funcionamiento intelectual, los procesos cognitivos, la memoria y el rendimiento académico y laboral (Campos, Huertas, & otros, 2007; Conn et al., 2009; Lohman et al., 2011; Márquez, 1995). También disminuye la ansiedad, la depresión, las fobias, el estrés y la tensión y sus consecuencias (Bibeau, Moore, Mitchell, Vargas-Tonsing, & Bartholomew, 2010; Haskell et al., 2007; Márquez, 1995; Pate et al., 1995); previene enfermedades mentales y neurodegenerativas; y es un buen tratamiento para algunos trastornos psicológicos (Márquez, 1995; Ramírez, Vinaccia, & Ramón, 2004).
- ❖ **A nivel social:** la carrera es un tipo de actividad que suele practicarse tanto solo como de forma acompañada. En el sentido en el que se practique de forma grupal o acompañada, los beneficios sociales que aporta son el favorecimiento del respeto a los demás, la relación social, la amistad, el compañerismo, la pertenencia a un grupo, la competitividad, el trabajo en equipo, la responsabilidad social, la convivencia, la cohesión e integración social y la popularidad (Aparicio García-Molina, Carbonell-Baeza, & Delgado Fernández, 2010; Gutierrez, 1995; Márquez, 1995). Asimismo, también reduce las conductas antisociales y la falta de habilidades sociales (Mutrie & Parfitt, 1998; Ramírez et al., 2004).

Si bien correr es una forma de ejercicio recreativo con inconmensurables beneficios para la salud, como bien se ha visto, la carrera también se asocia con un alto riesgo de sufrir una lesión (Hespanhol Junior et al., 2015; Hreljac, 2004; Nigg et al., 2015; Saragiotto et al., 2014; van Gent et al., 2007) como se mostrará en el siguiente apartado.

1.1.3. Epidemiología y lesiones en la carrera

Entre los diferentes deportes y formas de ejercicio aeróbico como caminar, nadar o montar en bicicleta, los corredores/as se encuentran entre los atletas más lesionados (Francis, Whatman, Sheerin, Hume, & Johnson, 2019; Hauret et al., 2015; Salmon, Goode, Lenné, Finch, & Cassell, 2014; Thijs, De Clercq, Roosen, & Witvrouw, 2008). No es de extrañar que el incremento de la popularidad de la carrera y el auge de las carreras populares de larga distancia haya ocasionado un aumento en la prevalencia de lesiones entre los corredores/as (Quan et al., 2018; van Gent et al., 2007; Wahmkow, Cassel, Mayer, & Baur, 2017). Según una reciente revisión (Francis et al., 2019), la **incidencia anual de lesiones** en corredores/as

es de un **42,7%**, oscilando en un amplio rango (10 - 92%) en función del estudio analizado (Nielsen, Rønnow, Rasmussen, & Lind, 2014; Nigg et al., 2015; Saragiotto et al., 2014; Van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007).

En este punto, cabe aclarar el término de lesión en sus dos vertientes. Por un lado, la **lesión aguda** se define como una dolencia musculoesquelética que se atribuye a la carrera, y que causa una restricción en la velocidad, la distancia, la duración o la frecuencia de la carrera durante al menos una semana (Hreljac, 2005; Hreljac, Marshall, & Hume, 2000); mientras que, por otro lado, la **lesión por “sobreuso”** o práctica excesiva se define 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). Este tipo de lesiones se producen cuando se aplican varias fuerzas repetitivas sobre una estructura biológica como músculos, huesos o tendones, cada una de ellas inferior al umbral de lesión aguda de esa estructura (Van der Worp et al., 2015).

Aunque son frecuentes las lesiones agudas en los corredores/as, la mayoría de las lesiones que se producen en la carrera son por sobreuso (Hreljac, 2005). Su explicación se basa en el carácter cíclico y repetitivo de la carrera (Abt et al., 2011; Bowser, Fellin, Milner, Pohl, & Davis, 2018). Se estima que el corredor/a medio contacta con el suelo unas 600 veces por kilómetro, con fuerzas de entre 1,2 a 4 veces el peso corporal (Guo et al., 2006; Lieberman et al., 2010), lo que supone una acumulación de 1,3 millones de impactos al año en entrenamientos de aproximadamente 30 kilómetros a la semana (Cavanagh, 1980; Derrick, Dereu, & McLean, 2002; Guo et al., 2006; van Gent et al., 2007). Una parte de estas cargas son atenuadas por las estructuras articulares y los tejidos blandos, sin embargo, una gran proporción se transmite al esqueleto provocando una distensión o deformación ósea (Derrick, 2004; Mercer, Vance, Hreljac, & Hamill, 2002). Esta distensión puede volverse excesiva como resultado de aumentos en la magnitud, la tasa o el número de ciclos de la carga (Crossley, Bennell, Wrigley, & Oakes, 1999; Willson & Kernozek, 1999). Incluso cuando la carga es ligera, la repetición implica enormes demandas al sistema musculoesquelético pudiendo conducir así a una lesión por sobreuso (Derrick, 2004; Ho et al., 2010; Van der Worp et al., 2015; Weist, Eils, & Rosenbaum, 2004).

En general, la literatura parece coincidir en que, durante la carrera, aproximadamente el 90% de las lesiones ocurren en las extremidades inferiores (Ho et al., 2010; Nagel, Fernholz, Kibele, & Rosenbaum, 2008). Según la reciente revisión de Francis et al. (2019), las regiones de la **rodilla** (28%) y el **tobillo-pie** (26%) representan más de la mitad de todas las lesiones reportadas, mientras que el tercer lugar más común es la pierna inferior (16%) (Figura 3). Estos datos indican, de acuerdo con revisiones anteriores (Kluitenberg, van Middelkoop,

Diercks, & van der Worp, 2015; Lopes, Hespanhol, Yeung, & Costa, 2012), que el 70% de todas las lesiones aportadas son en la rodilla o debajo de ésta. Las regiones de la cadera y la pierna superior (el muslo) representan el 14% de las lesiones. Y las lesiones restantes (otro 15%) son de localización poco clara, e incluyen la extremidad superior, el tronco y enfermedades diversas.

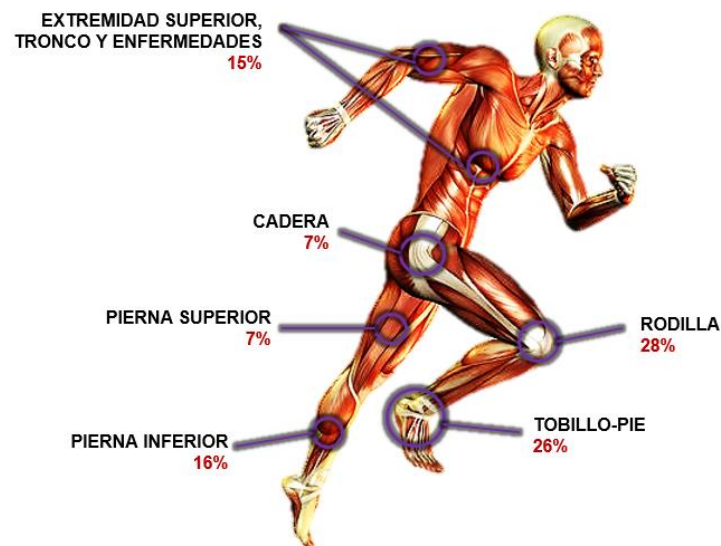


Figura 3. Localización de las lesiones más frecuentes en los corredores/as según Francis et al. (2019).

En relación al género, la ordenación de la proporción de lesiones más frecuentes por ubicación anatómica es similar entre hombres y mujeres. Sin embargo, la proporción de las tres lesiones más frecuentes difiere entre ambos géneros (Francis et al., 2019). La principal diferencia es que las mujeres tienen una mayor proporción de lesiones de rodilla (40%), seguido del tobillo-pie (19%) y la pierna inferior (16%). En comparación, los hombres experimentan una proporción más parecida entre la rodilla (31%), el tobillo y el pie (26%) y la pierna inferior (21%). Estas diferencias pueden deberse a diferencias estructurales entre hombres y mujeres, o diferencias funcionales en la biomecánica de carrera. Por ejemplo, se ha establecido que las mujeres tienen una mayor incidencia de lesiones traumáticas de rodilla en el fútbol y el baloncesto en comparación con sus homólogos masculinos (Arendt & Dick, 1995). Se ha sugerido que esto se debe a un control neuromuscular alterado en las mujeres derivado de un mayor ángulo Q (ángulo del cuádriceps) y una mayor dependencia de la actividad muscular del cuádriceps para controlar el aterrizaje o contacto del pie con el suelo en apoyos más erguidos (Sigward & Powers, 2006). Por otra parte, las regiones de la cadera y la pierna superior representan el 15% y 18% de todas las lesiones en hombres y mujeres, respectivamente. Y, por último, las lesiones restantes, representan el 6% y el 7% de todas las lesiones en hombres y mujeres, respectivamente (Francis et al., 2019).

Como ya se ha comentado, aunque los corredores/as sufren algunas lesiones agudas, como esguinces de tobillo y fracturas, la mayoría de las lesiones que se producen en la carrera son por sobreuso (Hreljac, 2005; Van der Worp et al., 2015). Dentro de este grupo de lesiones, las más comunes son: el síndrome de dolor patelofemoral, la tendinitis en el Aquiles, el síndrome de estrés tibial medial (en las espinillas), la fascitis plantar, el síndrome de la banda iliotibial, la distensión en la parte posterior de la pierna inferior (la pantorrilla), la lesión de menisco, las fracturas generales, la fractura por estrés, la tendinitis rotuliana y la lesión glútea (Francis et al., 2019) (Figura 4). Respecto al género, y teniendo en cuenta las diferencias en la proporción de lesiones por ubicación anatómica entre hombres y mujeres antes mencionadas, parece que las mujeres son más propensas a presentar síndrome de dolor patelofemoral, y experimentan en menor frecuencia tendinitis en el Aquiles y fascitis plantar, en comparación con los hombres (Francis et al., 2019; Nielsen, Rønnow, et al., 2014; Taunton et al., 2002).

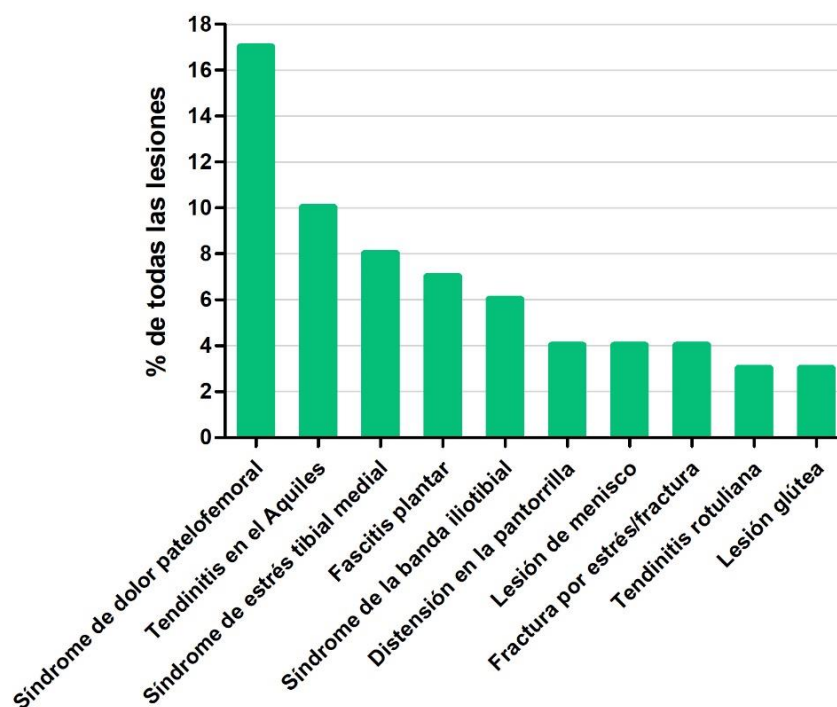


Figura 4. Distribución de las 10 lesiones más frecuentes, en porcentaje (Adaptado de Francis et al. (2019)).

Por otra parte, la etiología de las lesiones por sobreuso es diversa y multifactorial (Saragiotto et al., 2014; Willems, De Ridder, & Roosen, 2012). No obstante, las variables identificadas como factores de riesgo han sido clasificadas bajo dos categorías principales: factores intrínsecos y factores extrínsecos (Taunton et al., 2002) (Figura 5):

- Los **factores intrínsecos** son los factores genéticos o biológicos individuales de cada corredor/a que afectan a la incidencia de lesiones durante la carrera y no pueden ser modificados. Dentro de los factores intrínsecos destacan la edad, el género, el historial previo de lesiones, la experiencia en el deporte y sus consecuentes factores psicológicos y motivacionales, las características anatómicas como la alineación anatómica, el rango de movimiento o el tipo de pie, y el estado de fatiga o también denominado debilidad muscular (Chang, Shih, & Chen, 2012; Cheung & Ng, 2007; Fields et al., 2010; Hespanhol Junior, Pena Costa, & Lopes, 2013; Hespanhol Junior et al., 2015; Taunton et al., 2002; Van Middelkoop et al., 2008).
- Los **factores extrínsecos** son los factores relacionados con el medio ambiente y el entorno social, los cuales sí pueden ser modificados con el objetivo de reducir la prevalencia de lesiones en la carrera. Dentro de los factores extrínsecos se engloban los errores de entrenamiento como el exceso o aumento de kilometraje semanal, los cambios en la planificación, la velocidad, la frecuencia, la distancia, el horario de entrenamiento o los cambios del tipo de entrenamiento (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). También se incluyen la superficie de entrenamiento y las características del calzado (Dixon, Collop, & Batt, 2000; Fields et al., 2010; van Gent et al., 2007), donde en esta última las propiedades de la media suela y el uso de soportes plantares presentan gran relevancia (Chang et al., 2012; Escamilla-Martínez, Gómez, Sánchez, & Martínez, 2015; Fields et al., 2010; Hespanhol Junior et al., 2015; Hreljac, 2005).



Figura 5. Esquema resumen de los factores intrínsecos y extrínsecos influyentes en la producción de lesiones en la carrera.

Así pues, la creciente popularidad de la carrera y el consecuente incremento de la incidencia de lesiones ha generado un especial interés científico en el estudio de nuevos métodos de prevención de lesiones, y en el desarrollo de nuevos productos y tecnologías para la reducción del elevado riesgo de lesión y la mejora del rendimiento (Dinato et al., 2015; Murphy, Curry, & Matzkin, 2013). Entre los métodos o sistemas de prevención de lesiones más empleados hasta ahora destacan la reducción del kilometraje semanal, el desarrollo de programas de fuerza y flexibilidad de las extremidades inferiores, la mejora de la técnica de carrera o la utilización de material y equipamiento deportivo, como los soportes plantares (Chang et al., 2012; Fields et al., 2010; Johnston, Taunton, Lloyd-Smith, & McKenzie, 2003).



PUNTOS CLAVE



- ✓ La carrera es una de las actividades recreativas más populares, con el cuarto puesto entre los deportes más practicados por los españoles/as, debido a su sencillez, bajo coste y fácil accesibilidad.
- ✓ La técnica de carrera es cíclica, compuesta por una sucesión de pasos que se repite de forma idéntica, y presenta una fase de apoyo unipodal y una fase de vuelo.
- ✓ La popularidad de la carrera también reside en el elevado número de beneficios físicos, psicológicos y sociales que reporta a la salud.
- ✓ La incidencia anual de lesiones en corredores/as es de un 42,7%, siendo las lesiones por sobreuso en rodilla y tobillo-pie las más frecuentes.

1.2. Los soportes plantares en la carrera

La intervención con soportes plantares es una de las estrategias más utilizadas por los corredores/as recreativos para reducir las lesiones durante la carrera y mejorar el rendimiento deportivo (Donoghue, Harrison, Laxton, & Jones, 2008; Kirby, 2017; McMillan & Payne, 2008; Mündermann, Wakeling, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2006; Roy & Stefanyshyn, 2006). Sin embargo, 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, & O'Connor, 2015; Kirby, 2017; McMillan & Payne, 2008; Reinking, Hayes, & Austin, 2012; Sinclair, Isherwood, & Taylor, 2015).

Los soportes plantares, ortesis plantares o más conocidos como “**plantillas**”, se han definido como “dispositivos utilizados para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético” (ISO, 2007). Por su parte, Kirby (2002) los definió como “dispositivos médicos para el calzado, diseñados para alterar magnitudes y patrones temporales de las fuerzas de reacción que actúan sobre la planta del pie, con el fin de permitir un funcionamiento más normal del pie y de las extremidades inferiores, y para disminuir las fuerzas de carga patológica en los componentes estructurales de los pies y las extremidades inferiores durante las actividades con soporte de peso”.

Existen muchas más definiciones, pues el término soporte plantar es muy amplio y ha sido utilizado para todos aquellos dispositivos que se colocan en el interior del calzado, con el fin de tratar 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 & Chockalingam, 2011; Kirby, 2017).

1.2.1. Tipos y clasificación de los soportes plantares

A consecuencia de la amplia definición del término soporte plantar, es relevante conocer los tipos de soportes que existen, con el objetivo de poder realizar comparaciones entre ellos, y así, ser capaces de interpretar de mejor forma los resultados de los estudios (Chevalier & Chockalingam, 2011). En este sentido, existen diversos criterios a la hora de clasificar los soportes plantares (Paton, Jones, Stenhouse, & Bruce, 2007). En la tabla 1 se expone la **clasificación** desarrollada por Crabtree et al. (2009), considerada la más completa, y que toma como criterios de clasificación la rigidez, el método de fabricación, la adaptación y la finalidad de aplicación.

Tabla 1. Clasificación de soportes plantares adaptada de Crabtree et al. (2009).

TIPOS DE SOPORTES PLANTARES		
Criterios para la clasificación	Tipos	Definición o características
Rigidez	Blandos	Elevada amortiguación
	Semirrígidos	Amortiguación y control del movimiento del pie intermedio
	Rígidos	Elevado control del movimiento
Método de fabricación	Prefabricados	Forma/molde genérico Producidos en masa Económicos Proporcionan soporte o amortiguación de forma general
	Customizados	Prefabricados con modificación en un componente Forma/molde genérico con un componente adicional específico para el usuario
	Personalizados	Fabricados a medida del pie del paciente Caros
Adaptación	Acomodativos	Acomodan y protegen un pie rígido o una deformidad específica sin corregirla
	Funcionales	Proporcionan estabilidad articular, control del movimiento y corrigen la función del pie
Finalidad	Deportivos	Mejora del rendimiento Diseñados para la práctica deportiva La mayoría son fabricados para correr
	Médicos	Prevención o tratamiento de patologías Diseñados para poblaciones especiales (por ejemplo, la diabetes)
	Confort	Proporcionar comodidad Diseñados para el calzado de calle

En relación al método de fabricación, a la hora de confeccionar los soportes plantares es importante realizar una correcta elección de los materiales con el fin de conseguir el resultado más óptimo (Scherer, 2017). En este sentido, los **materiales** comúnmente utilizados en la fabricación de soportes plantares son (Crabtree et al., 2009): a) **plásticos**, como el polipropileno, un material rígido o semirrígido; b) **espumas**, como poliuretanos y la EVA,

pudiendo ser de células abiertas o cerradas; y c) **fibras de carbono reforzadas con plásticos**, las cuales proporcionan buena rigidez con poco espesor y peso. Además, la flexibilidad de los soportes, su densidad y dureza, su forma, sus componentes, sus modificaciones y adiciones especiales, y su técnica de construcción también deben tenerse en consideración pues pueden influir y alterar su efecto (Crabtree et al., 2009; Scherer, 2017).

En la misma línea, cabe mencionar la **controversia** surgida en los últimos años en relación al uso de los soportes **prefabricados frente a los personalizados** (Landorf & Keenan, 2000; Paton, Bruce, Jones, & Stenhouse, 2011). Cada vez más comercios (zapaterías, tiendas de artículos deportivos, farmacias, etc.) ofrecen soportes prefabricados de todos los tamaños y formas, a un precio muy asequible. En consecuencia, es habitual que los deportistas adquieran uno de estos soportes para tratarse un problema en el pie o como sistema de prevención, antes que buscar asesoramiento profesional, que siempre supone un coste más elevado (Davidson, 2017; Ruano, Powell, Chalambaga, & Renshaw, 2009). No obstante, aunque resultaría lógico que un dispositivo personalizado, con un ajuste individualizado a la necesidad específica del usuario, proporcionara un mayor beneficio que uno prefabricado genérico (Dombroski, Balsdon, & Froats, 2014; Landorf, Keenan, & Rushworth, 2001), no hay evidencias claras que sustenten que uno sea mejor que otro (Bus, Ulbrecht, & Cavanagh, 2004; Goske, Erdemir, Petre, Budhabhatti, & Cavanagh, 2006).

Nuevas tendencias en el desarrollo de soportes plantares

Con el auge de las nuevas tecnologías, la industria del calzado y el equipamiento deportivo también ha ido evolucionando, generando **nuevos tipos** de soportes plantares con funciones y materiales novedosos para la práctica de la carrera (Braun & Baritz, 2017; Dinato et al., 2015; Jimenez-Perez et al., 2019; Ruano et al., 2009). Algunos de los ejemplos más destacados dentro del mercado son:

- Soportes plantares **con “wearables”** (Figura 6), equipados con sensores que monitorizan variables de carga y rendimiento durante la carrera (Willwacher, 2018). Son capaces de medir parámetros espacio-temporales y angulares, GPS, presiones plantares, aceleraciones o temperaturas plantares. La recopilación de estos datos se analiza y muestra mediante “smartphones” o aplicaciones web, lo cual proporciona información instantánea y valiosa al corredor/a.



Figura 6. Soporte plantar con “wearables” y su aplicación móvil (www.digitsole.com 23/07/19).

- Soportes plantares **generadores de energía** a partir de la cinética de la carrera de los propios atletas (Haque, Farine, & Briand, 2016; Hou et al., 2013) (Figura 7). Algunos acumulan la energía generada por el impacto del talón en su contacto con el suelo, para transformarla y emplearla en la iluminación o carga de dispositivos electrónicos, o cualquier otro sistema que requiera este tipo de energía.



Figura 7. Soporte plantar generador de energía para la carga de un móvil (www.solepowertech.com 23/07/19).

- Soportes plantares **creados a partir del escaneo en 3D con un “smartphone”** (Pribanić, Petković, Đonlić, & Hrgetić, 2019) (Figura 8). La utilización de un proyector integrado en un “smartphone”, combinado con la cámara del mismo, permiten escanear el molde de la huella plantar usado para la fabricación de un soporte personalizado, para así obtener la imagen en 3D del pie del usuario y poder crear posteriormente el soporte.



Figura 8. Creación del molde de la huella plantar (izquierda) y escaneo 3D del molde con el “smartphone” (derecha) (Pribanić et al., 2019).

- Soportes plantares **con materiales de nueva tecnología para la absorción de impactos** (Figura 9). En condiciones estándar, las moléculas del material fluyen libremente, permitiendo que el material sea blando y flexible. Sin embargo, ante un impacto, estas moléculas se unen entre sí para disipar la energía del impacto y reducir la fuerza transmitida.



Figura 9. Soporte plantar generador de energía para la carga de un móvil (www.d3o.com 23/07/19).

- Soportes **prefabricados termoconformables**, los cuales, aun siendo prefabricados, permiten adaptarse a la forma del pie del atleta mediante el calor de un microondas doméstico (Figura 10). Esto lo consiguen a partir de materiales con memoria de forma, que al enfriarse mantienen el moldeado conseguido tras ser calentados. Así, este soporte puede adaptarse a cualquier usuario, personalizándolo en el hogar, de acuerdo con las características de sus pies.



Figura 10. Soporte plantar prefabricado termoconformable (www.biontechworld.com/es 23/07/19).

Con todas estas innovaciones, algunos de estos productos aún deben ser analizados e investigados para conocer sus verdaderos beneficios. En este sentido, respecto a los soportes prefabricados termoconformables, y en relación a la controversia surgida entre los soportes prefabricados frente a los personalizados, sería de esperar que el nuevo producto, al ser prefabricado pero con una adaptación individual, proporcionara una ventaja frente a un soporte prefabricado genérico o estándar (Jimenez-Perez et al., 2019). Sin embargo, esto está aún por demostrar.

1.2.2. Usos de los soportes plantares en la carrera

El uso de los soportes plantares en la carrera presenta dos objetivos principalmente: como mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones, es decir, como herramienta terapéutica; y como mecanismo para la mejora del rendimiento deportivo.

1.2.2.1. Mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones

Los soportes plantares llevan prescribiéndose durante más de un siglo tanto para el **tratamiento médico** de diferentes patologías de la extremidad inferior y el pie (Fields et al., 2010; Kirby, 2017; Schuster, 1974), como para la **prevención de lesiones por sobreuso** (Hirschmuller et al., 2011; Razeghi & Batt, 2000). Concretamente, suelen prescribirse con el fin de reducir las presiones plantares, la probabilidad de sufrir una úlcera, el dolor en el pie, corregir alteraciones o anomalías anatómicas, y ajustar la técnica y biomecánica del corredor/a (Crabtree et al., 2009; Kirby, 2017; Tomaro & Butterfield, 1995). En este sentido, uno de los motivos más importantes y habituales de la prescripción es el control de la pronación, pues sus valores excesivos se han asociado con lesiones tan comunes como el síndrome del dolor patelofemoral y el síndrome de la banda iliotibial (Fields et al., 2010; Fischer, Willwacher, Hamill, & Brüggemann, 2017; Taunton et al., 2002; van Gent et al., 2007), pero también han sido prescritos para otras tantas lesiones, con elevada eficacia. En la siguiente tabla (Tabla 2) se muestran las **lesiones** en las que los soportes plantares se prescriben con mayor frecuencia y resultan más eficaces.

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

Lesión	Autores
Síndrome patelofemoral	(Collins et al., 2009; Eng & Pierrynowski, 1994; Hirschmuller et al., 2011; Hume et al., 2008; Johnston & Gross, 2004; Klingman, Liaos, & Hardin, 1997; Saxena & Haddad, 2003)
Fascitis plantar	(Burns, Landorf, Ryan, Crosbie, & Ouvrier, 2007; Collins et al., 2009; Hirschmuller et al., 2011; Hume et al., 2008; Landorf, Keenan, & Herbert, 2006; Ryan, Fraser, McDonald, & Taunton, 2009)
Síndrome de la banda iliotibial	(Hirschmuller et al., 2011)
Fractura por estrés	(Bonanno, Landorf, Munteanu, Murley, & Menz, 2017; Finestone et al., 1999; Hume et al., 2008; Rome, Handoll, & Ashford, 2005)
Tendinopatías (del tendón de Aquiles, tendón rotuliano, etc.)	(Donoghue et al., 2008; Hirschmuller et al., 2011; Mayer, Hirschmüller, Müller, Schuberth, & Baur, 2007)
Dolor por pies cavos	(Burns et al., 2007; Hawke, Burns, Radford, & du Toit, 2008)
Periostitis tibial	(Hirschmuller et al., 2011)

A nivel general, las revisiones sistemáticas sobre la prevención y el tratamiento de lesiones mediante soportes plantares parecen coincidir en que su uso es eficaz en la prevención de las lesiones musculoesqueléticas por sobreuso (Bonanno et al., 2017; Collins, Bisset, McPoil, & Vicenzino, 2007). No obstante, una vez que la lesión está presente, parece que no pueden proporcionar una cura definitiva (Razeghi & Batt, 2000), pero sí se ha demostrado que ayudan a aliviar los síntomas, reducir el dolor y acelerar la recuperación tras una lesión, para reincorporarse a la práctica de forma más rápida (Escamilla-Martínez et al., 2015; Johnston & Gross, 2004; MacLean, Davis, & Hamill, 2008; Murphy et al., 2013).

1.2.2.2. Mecanismo de la mejora del rendimiento

Determinados corredores/as utilizan los soportes plantares para mejorar su rendimiento. Incluso las marcas y empresas de estos productos no dudan en anunciar sus beneficios en relación con la mejora del rendimiento, a pesar de la escasa evidencia científica que existe al respecto (Jimenez-Perez et al., 2019). Esto puede deberse al hecho de que la mayoría de los estudios se han centrado en analizar mejoras en la prevención de lesiones y ajustes biomecánicos específicos, olvidándose del efecto de los soportes en variables directas del rendimiento de carrera (tiempo final en una carrera, velocidad de carrera, etc.) (Jimenez-Perez et al., 2019).

No obstante, algunos estudios sí han investigado ciertos parámetros predictivos del rendimiento con el uso de soportes plantares. En esta línea, es posible que el uso de soportes pueda **influir en el consumo de oxígeno** durante la carrera, favoreciendo así la economía de carrera (Burke & Papuga, 2012; Roy & Stefanyshyn, 2006). Específicamente, el estudio de Roy y Stefanyshyn (2006) observó una reducción del consumo de oxígeno, aunque pequeña (~1%), con el incremento de la rigidez de la flexión longitudinal de la entresuela de una zapatilla deportiva. Asimismo, Burke y Papuga (2012) encontraron reducciones de entre el 3% y el 12% del consumo de oxígeno con soportes plantares personalizados, pero con una muestra de únicamente 6 corredores, lo cual no resulta representativo.

Por otra parte, Nigg et al. (2001, 2017) sugirieron que el uso de soportes plantares podría influir en el movimiento de la carrera, afectando a la **actividad neuromuscular**. De esta forma, postularon que, si el soporte contrarresta la trayectoria de movimiento preferida del corredor/a, aumentará la actividad neuromuscular, y con ello el gasto de energía. Por el contrario, si el soporte permite mantener esta trayectoria, la actividad neuromuscular de la extremidad inferior se reducirá, repercutiendo en una mayor eficiencia de trabajo (Nigg, 2001; Nigg et al., 2015; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017).

Aunque no existan muchas referencias sobre el efecto de los soportes plantares en la economía de carrera y la mejora del rendimiento, el estudio del efecto de los soportes como herramienta de corrección de la biomecánica de la extremidad inferior ha sido ampliamente estudiado en sus diversas áreas: transmisión de impactos, presiones plantares, cinemática espacio-temporal y angular, percepción del confort, actividad neuromuscular, etc. (Kirby, 2017; Razeghi & Batt, 2000; Werd & Knight, 2017). Esto es debido a que se ha visto que los soportes plantares son capaces de alterar el patrón biomecánico de carrera (Murphy et al., 2013), corrigiendo patrones perjudiciales para la salud y optimizando el rendimiento (Crabtree et al., 2009; Mills, Blanch, Chapman, McPoil, & Vicenzino, 2010).



PUNTOS CLAVE



- ✓ Los soportes plantares, conocidos como “plantillas”, son dispositivos que se colocan en el interior del calzado con el fin de tratar patologías o corregir la biomecánica de la carrera.
- ✓ Los soportes plantares pueden clasificarse en función de factores como la rigidez, el método de fabricación, la adaptación y la finalidad de aplicación; siendo la elección de sus materiales fundamental en su confección para obtener el resultado más óptimo.
- ✓ El uso de los soportes plantares en la carrera presenta dos objetivos principalmente: como mecanismo de prevención y tratamiento de lesiones y como mecanismo para la mejora del rendimiento deportivo.

1.3. Análisis biomecánico de la carrera con soportes plantares

La carrera involucra el movimiento de todo el cuerpo de forma perfectamente coordinada para su desarrollo eficiente (Perry & Burnfield, 2010). A pesar de ser una acción natural para el ser humano, implica una interacción compleja y sincronizada de un gran número de segmentos, estructuras y sistemas del cuerpo. No obstante, desde un punto de vista biomecánico, es posible analizar los diferentes parámetros individuales que participan en la acción global de la carrera, para tratar de explicar cómo se influyen las diferentes partes entre sí, y como repercuten en la prevención de lesiones y la mejora del rendimiento. En este sentido, los **parámetros biomecánicos y fisiológicos** comúnmente analizados en la carrera se presentan en la figura 11 englobados en diversas áreas (Ferro Sánchez, 2001; Fourchet, Girard, Kelly, Horobeanu, & Millet, 2015; Gavin, Willems, & Myers, 2014; Gil-Calvo, Priego-Quesada, Jimenez-Perez, Lucas-Cuevas, & Pérez-Soriano, 2019; Hanley & Mohan, 2014; Hunt & Saengsuwan, 2018; Koblbauer, van Schooten, Verhagen, & van Dieën, 2014; Miller et al., 2019; Reenalda, Maartens, Buurke, & Gruber, 2019; Rosenbaum, Engl, & Nagel, 2016).

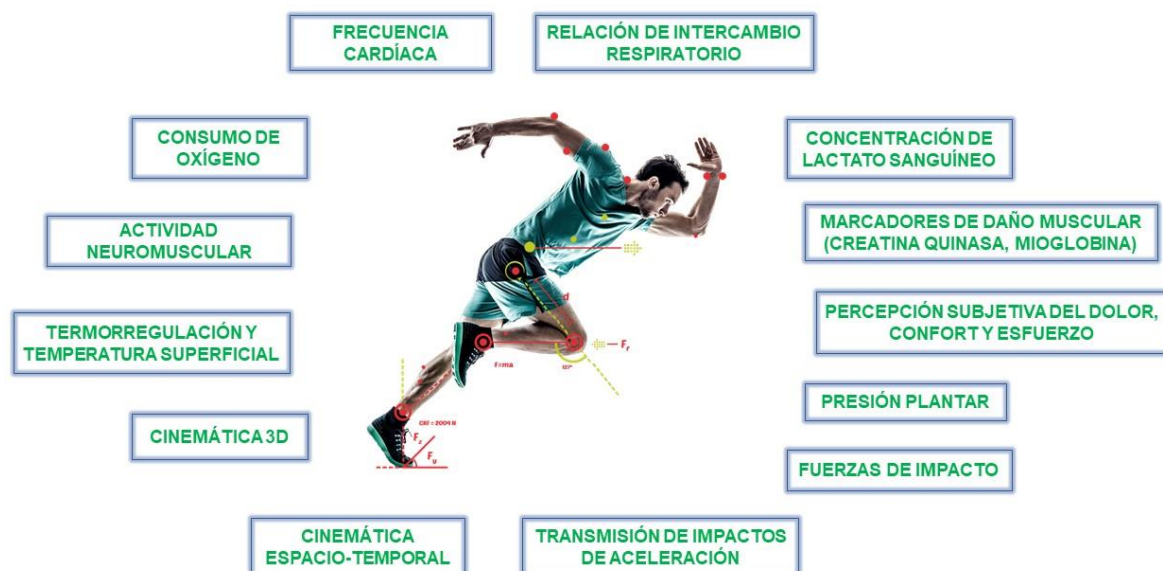


Figura 11. Áreas más comunes de la biomecánica y la fisiología bajo las que se estudia la carrera.

Como se ha comentado anteriormente, entre el equipamiento deportivo más popular empleado por los corredores/as recreativos, destacan los soportes plantares (Donoghue et al., 2008; Kirby, 2017; McMillan & Payne, 2008; Mündermann et al., 2006), los cuales se ha visto que pueden alterar el patrón biomecánico de la carrera (Mills, Blanch, Chapman, et al., 2010; Murphy et al., 2013). Así pues, cuando se pretende investigar el efecto de un soporte plantar en la biomecánica de carrera, es necesario estudiar su comportamiento bajo algunas de las

diversas áreas anteriormente citadas, entre las cuales destacan por su mayor repercusión y evidencia: la transmisión de impactos, la presión plantar, la cinemática espacio-temporal y angular, la temperatura superficial y la percepción del confort (Donoghue et al., 2008; Gil-Calvo et al., 2019; Lucas-Cuevas, Perez-Soriano, Priego-Quesada, & Llana-Belloch, 2014a; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Macián-Romero, & Sánchez-Zuriaga, 2014b; Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003b; O’Leary, Vorpahl, & Heiderscheit, 2008; Wilkinson et al., 2018), las cuales se detallan en las siguientes secciones.

1.3.1. Transmisión de impactos

Durante la carrera, cada vez que el pie contacta con el suelo se produce una rápida desaceleración vertical en la extremidad inferior generando una **onda de choque** que se transmite desde el pie hasta la cabeza (García-Pérez, Pérez-Soriano, Belloch, Lucas-Cuevas, & Sánchez-Zuriaga, 2014; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Mercer et al., 2003). Debido al carácter cíclico y repetitivo de la carrera (Abt et al., 2011; Bowser et al., 2018), los atletas contactan con el suelo unas 500-600 veces por kilómetro (Guo et al., 2006); lo que serían aproximadamente entre 2500-6000 contactos en las distancias más habituales de entrenamiento de los corredores/as recreativos (5-10 km). Con otros datos, un corredor/a promedio que entrena aproximadamente 30 kilómetros a la semana, soportará durante 1 año sobre 1,3 millones de impactos en la extremidad inferior (Derrick, Dereu, & McLean, 2002).

Durante el recorrido de la onda de choque del pie a la cabeza, el impacto es absorbido parcialmente por la superficie del suelo, las zapatillas de correr, los músculos, los huesos y otros tejidos estructurales (Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998). A este proceso se le denomina **atenuación** (Derrick, 2004; Mercer et al., 2002) y nuestro sistema musculoesquelético está preparado para atenuar estos impactos (Derrick, 2004; Mercer et al., 2002). Sin embargo, la exposición repetida y acumulada a estos impactos de aceleración se cree que puede sobrecargar y fatigar al sistema musculoesquelético, reduciendo su capacidad de absorberlos (Mizrahi & Daily, 2012; Nielsen, Rønnow, Rasmussen, & Lind, 2014). Además, la propia fatiga de una carrera de larga distancia también reduce la capacidad de absorber impactos del sistema musculoesquelético (Dutto & Smith, 2002; Mizrahi & Daily, 2012; Willson & Kernozek, 1999). En este caso, el cartílago articular y los ligamentos se vuelven más vulnerables a la carga dinámica excesiva (Whittle, 1999).

Existe cierta controversia sobre si las fuerzas de impacto son un factor determinante del desarrollo de lesiones en la carrera. Por un lado, una serie de estudios recientes (Davis, Bowser, & Mullineaux, 2016; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006; Pohl, Hamill, &

Davis, 2009; van der Worp, Vrielink, & Bredeweg, 2016) han reportado asociaciones entre elevados impactos y lesiones como fracturas por estrés tibial, fascitis plantar o síndrome de dolor patelofemoral (Bowser et al., 2018). Pero por otro lado, algunos autores están cuestionando esta asociación por la falta de evidencias concluyentes, debido principalmente al pequeño tamaño muestral de los estudios que lo han analizado hasta la fecha (Ferber, 2007; Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015). No obstante, los impactos de aceleración que se experimentan durante la carrera son altos, pero no extremos (Abt et al., 2011). Los estudios epidemiológicos han estimado que el porcentaje de lesiones por sobreuso en la extremidad inferior en corredores/as es muy elevado (Francis et al., 2019; Nigg et al., 2015; van Gent et al., 2007), mientras que las lesiones agudas no son tan frecuentes (Knobloch, Yoon, & Vogt, 2008). Esto podría señalar que el incremento en el riesgo de lesión por sobreuso se relacione más con la exposición repetida a tales impactos, provocando fatiga y reduciendo la capacidad de absorber impactos del sistema musculoesquelético, que con la propia magnitud del impacto (Abt et al., 2011; Clinghan, Arnold, Drew, Cochrane, & Abboud, 2008; Mizrahi & Daily, 2012).

En este sentido, por la hipotética relación entre los impactos de aceleración y las lesiones (Milner et al., 2006; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, & Daily, 2000; Pérez-Soriano et al., 2018), pero también el rendimiento (Derrick, 2004; Mercer et al., 2002), la fatiga (Mercer et al., 2003; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, & Isakov, 1998), el confort (Lucas-Cuevas et al., 2014a), y el equipamiento deportivo (Ly, Alaoui, Erlicher, & Baly, 2010); el análisis de los impactos está llamando la atención de la comunidad científica (García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017). El instrumento utilizado para su medición son los **acelerómetros** (Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018; Sheerin, Reid, & Besier, 2019), los cuales son sensores inerciales que miden el cambio de velocidad que experimenta una masa (su aceleración), en m/s^2 o en unidades gravitacionales "g" ($1 g = 9,8 m/s^2$) (Lucas-Cuevas, 2016; Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018). Según el tipo, pueden aportar información en uno, dos o tres ejes de movimiento. El tratamiento de la señal en el eje vertical (Figura 12) es el más común en el análisis de los impactos y su atenuación (Dixon, Collop, & Batt, 2000; García-Pérez et al., 2014; O'Leary, Vorpahl, & Heiderscheit, 2008). Las **variables más destacadas** en su estudio son: el pico de aceleración, la magnitud de aceleración, la ratio de aceleración (todas ellas en tibia y en cabeza), y la atenuación del impacto (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Milner et al., 2006; Mizrahi et al., 2000; Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018).

- El **pico máximo de aceleración** es la amplitud máxima de la señal de aceleración. Proporciona información sobre la magnitud real o el estrés mecánico que la onda de choque provoca al organismo (García-Pérez et al., 2014; Laughton, Davis, &

Hamill, 2003; O'Leary et al., 2008; Sheerin et al., 2019). Se ha sugerido que cuanto mayor sea la aceleración máxima experimentada por un segmento (por ejemplo, la tuberosidad tibial), mayor será el estrés de carga presentado por ese segmento, conllevando una sobrecarga del sistema musculoesquelético (Clinghan et al., 2008; Milner et al., 2006).

- La **magnitud de aceleración** es la diferencia entre la aceleración máxima y la aceleración mínima. Proporciona una medida cuantitativa de la cantidad absoluta de aceleración que se experimenta, por ejemplo en la tibia en cada apoyo del pie (Lucas-Cuevas et al., 2015).
- La **ratio de aceleración** es la pendiente del impacto. Relaciona la aceleración máxima y el tiempo para alcanzar este máximo. Un incremento en esta variable se ha asociado con un mayor riesgo de lesión por sobreuso (Davis, Milner, & Hamill, 2004; Milner et al., 2006).
- La **atenuación del impacto** muestra la capacidad del sistema musculoesquelético para reducir la magnitud del impacto de la tibia a la cabeza y proteger a ésta de una aceleración excesiva (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Laughton et al., 2003). Aumentos en el pico de aceleración tibial conllevan incrementos en la atenuación, 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 et al., 2002).

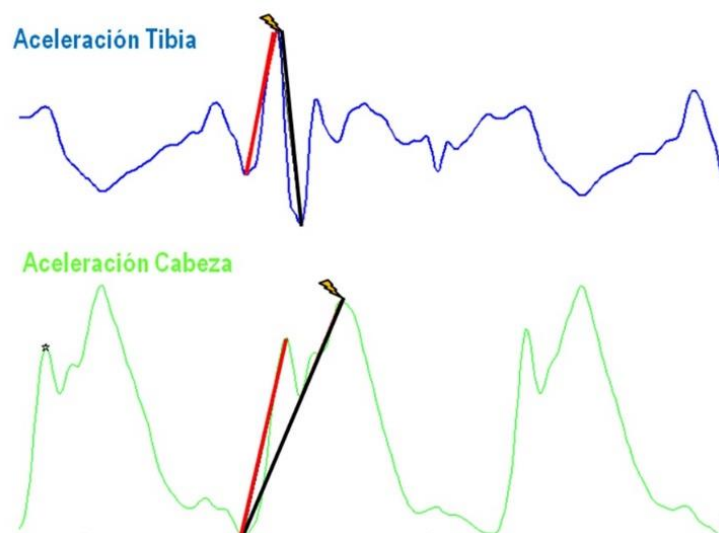



Figura 12. Señal de impacto de aceleración en el eje vertical, medida en tibia y cabeza, y las variables de estudio más destacadas: pico máximo de aceleración (), magnitud de aceleración (línea negra), y ratio de aceleración (línea roja) (Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018).

Se han identificado diversos factores que parece que pueden alterar la capacidad de absorción de impactos durante la carrera: la velocidad (Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002), la mecánica de carrera (Derrick, 2004; Hamill, Derrick, & Holt, 1995; Mercer et al., 2002), los parámetros de zancada (longitud y frecuencia) (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, & Hamill, 2004), la fatiga (Derrick et al., 2002; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitski, & Isakov, 1997; Verbitsky et al., 1998) o el equipamiento deportivo (calzado, medias compresivas o soportes plantares) (Ferber, 2007; Lucas-Cuevas et al., 2015; O'Leary et al., 2008; TenBroek, Rodrigues, Frederick, & Hamill, 2013). En este último caso, una de las estrategias comúnmente planteada como **posible solución ante los impactos** que ocurren durante la carrera son **los soportes plantares** (Ferber, 2007; O'Leary et al., 2008; Windle, Gregory, & Dixon, 1999). Se ha constatado que uno de sus beneficios es la reducción de estas cargas por el hecho de introducir un elemento amortiguador entre el suelo y el pie (Ferber, 2007; McMillan & Payne, 2008; Mills, Blanch, Chapman, et al., 2010). Por ello, se cree que pueden disminuir el riesgo y la frecuencia de lesiones mediante la reducción de los impactos de aceleración (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; O'Leary et al., 2008) (Figura 13).

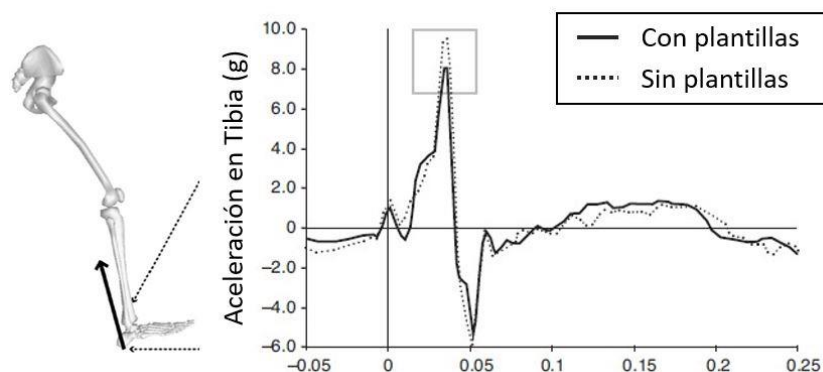


Figura 13. Ejemplo del efecto de un soporte plantar en la aceleración tibial (Adaptado de O'Leary et al. (2008)).

Los diferentes estudios que han analizado el efecto de los soportes plantares en la transmisión y atenuación de impactos en la carrera han llegado a resultados distintos (Tabla 3). Por tanto, se sugiere una mayor investigación sobre los efectos proporcionados en el corredor/a (Ferber, 2007; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; McMillan & Payne, 2008).

Tabla 3. Efecto de los soportes plantares en los impactos de aceleración.

Estudio	Muestra	Soportes analizados	Protocolo de carrera	Variables estudiadas	Resultados
Butler et al., 2003	15 corredores sanos	Personalizado blando vs Personalizado rígido vs Sin soporte	“Trials” de 25 m a 3,4 m/s	Pico máximo de aceleración en tibia	Sin diferencias
Dixon et al., 2007	8 soldados sanos	Soporte prefabricado semirrígido vs Sin soporte	“Trials” de 15 m a 3,83 m/s	Pico de impacto vertical (plataforma de fuerzas)	Reducción con soporte
Laughton et al., 2003	15 corredores sanos	Personalizado vs Sin soporte	“Trials” a 3,7 m/s	Pico máximo de aceleración en tibia	Sin diferencias
Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017	38 corredores recreativos sanos	Personalizado vs Prefabricado vs Sin soporte	36 minutos de carrera en cinta, con paradas	Pico máximo, magnitud y ratio de aceleración (en tibia y cabeza). Y atenuación de impactos	Aumento de la ratio con prefabricado vs personalizado
MacLean et al., 2006	15 corredoras sanas	Personalizado vs Sin soporte	“Trials” a 3,6 m/s	Pico de impacto vertical (plataforma de fuerzas)	Sin diferencias
O’Leary et al., 2008	16 corredores recreativos sanos	Soporte prefabricado amortiguador vs Sin soporte	“Trials” de 15 m a velocidad preferida	Pico máximo de aceleración en tibia	Reducción con soporte
Windle et al., 1999	11 soldados sanos	4 tipos de soportes prefabricados vs Sin soporte	“Trials” de 10 m a 3,5 m/s	Atenuación de impactos (reducción de presión plantar)	Aumento con todos los soportes vs sin

1.3.2. Presión plantar

Como se ha comentado, se estima que el corredor/a medio contacta con el suelo unas 500-600 veces por kilómetro, con un impacto de 1,2 a 4,0 veces su peso corporal (Guo et al., 2006; Lieberman et al., 2010). Según la tercera ley de Newton, durante el impacto del pie en el suelo, el cuerpo experimenta unas fuerzas de reacción de igual magnitud pero en sentido contrario, siendo en este caso sobre el corredor/a (Spooner, Smith, & Kirby, 2010). Estas fuerzas se distribuyen sobre un área de contacto en lugar de concentrarse en un punto específico de aplicación. En este sentido, el pie es el primer segmento del cuerpo que interactúa con el suelo durante la locomoción, y por tanto, la fuerza resultante de la reacción del suelo ante un apoyo se distribuirá por toda su superficie plantar (Cubukcu, Alimoglu, Balci, & Beyazova, 2005). Entre los métodos empleados para estudiar la distribución de la carga recibida en la planta del pie destaca el **análisis de la presión plantar**. Ésta 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 ($\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$), o kilopascal (kPa) (Morey & Mademli, 2015; Richards, 2008).

En la biomecánica deportiva, la presión plantar durante la carrera se mide mediante plataformas de presión o plantillas instrumentadas (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann, Malisoux, Urhausen, Meijer, & Theisen, 2016). Las **plataformas de presión** pueden usarse para evaluar las cargas plantares con el uso de calzado, pero su aplicación más habitual es en condiciones descalzas, pues la interfaz del zapato puede enmascarar la información sobre la carga de las estructuras anatómicas del pie (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann et al., 2016). Por ello, las **plantillas instrumentadas** o plantillas con sensores de presión que se introducen dentro del calzado (Figura 14) son el mejor método para medir las cargas en la interfaz pie-calzado o pie-soporte plantar y la distribución de la carga plantar durante el movimiento humano (Escamilla-Martínez et al., 2015; Kirby, 2006; Mann et al., 2016; Perry & Burnfield, 2010; Spooner et al., 2010). Otras de las ventajas de las plantillas instrumentadas son que pueden registrar múltiples pasos consecutivos, dando lugar a medidas promedio más robustas que un valor único, y además posibilitan realizar la medición en el entorno habitual de entrenamiento, pues suelen ser inalámbricas (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann et al., 2016). Asimismo, este sistema permite dividir o agrupar los sensores de la plantilla en diferentes áreas o regiones del pie (por ejemplo: antepié, mediopié y retropié), lo cual lo convierte en una herramienta muy útil para analizar los cambios en los patrones de apoyo provocados por un soporte plantar, un zapato específico o una lesión en concreto (Escamilla-Martínez et al., 2015; Mann et al., 2016; Perry & Burnfield, 2010; Williams, 2010).

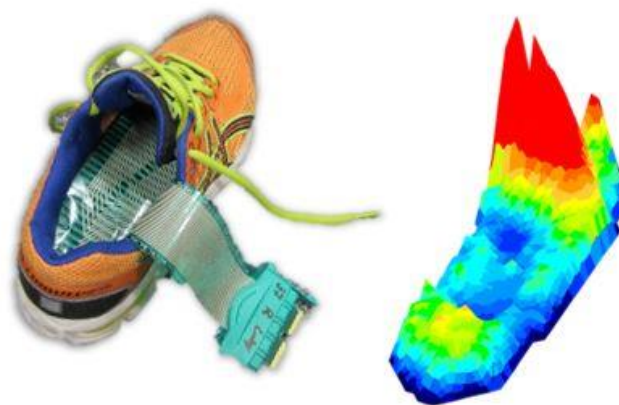


Figura 14. Plantilla con sensores de presión dentro una zapatilla (izquierda) y registro 3D de presión plantar (derecha).

La presión plantar durante la carrera ha sido analizada en la literatura bajo diversas **variables**, entre las que destacan la media de la presión máxima (Anbarian & Esmaeili, 2016; Chuckpaiwong, Nunley, Mall, & Queen, 2008; Hohmann, Reaburn, Tetsworth, & Imhoff, 2016;

Lucas-Cuevas et al., 2014b; Ogston, 2019), la integral presión-tiempo (Allet, IJzerman, Meijer, Willems, & Savelberg, 2011; Chuckpaiwong et al., 2008; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Ogston, 2019) y la presión relativa (García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana, Martínez-Nova, & Sánchez-Zuriaga, 2013; Murray, Beaven, & Hébert-Losier, 2019).

- La **media de la presión máxima** es el valor promedio de las presiones máximas de cada paso. Es el parámetro de presión más utilizado porque indica cómo de severa es la carga plantar de una actividad (Melai et al., 2011). Además, el aumento de los valores de la presión máxima se ha asociado con un mayor riesgo de lesión (Chuckpaiwong et al., 2008). Gracias al promediado de las presiones máximas, el valor resultante es más robusto contra valores máximos anormales producidos por el ruido de la señal o el mal funcionamiento de un sensor concreto.
- La **integral presión-tiempo** es el área bajo la curva de presión-tiempo e indica cuánta presión se está aplicando en esa área durante ese período específico de tiempo (Mickle, Munro, Lord, Menz, & Steele, 2011). Este parámetro posee cierta relevancia porque añade información sobre cuánto tiempo se está aplicando la carga (Melai et al., 2011; Queen, Haynes, Hardaker, & Garrett, 2007; Wegener, Burns, & Penkala, 2008).
- La **presión relativa** se calcula como la presión máxima en cada región dividida por la presión máxima de toda la superficie plantar, expresada como porcentaje (García-Pérez et al., 2013). Este concepto se utiliza con frecuencia en referencia a fuerzas (Fourchet et al., 2012; Weist et al., 2004), por lo que su empleo para expresar la carga relativa de las presiones es bastante reciente (García-Pérez et al., 2013; Lucas-Cuevas, 2016; Murray et al., 2019), pero interesante, pues proporciona información relevante sobre cómo se distribuye la presión en la superficie plantar del pie.

La distribución de la presión plantar durante la carrera depende de diferentes factores que pueden modificar el resultado de la presión independientemente del objetivo del estudio. Entre ellos se encuentran la velocidad del corredor/a (Fourchet et al., 2012; Gerych, Tvrznik, Prokesova, Nemeckova, & Jelen, 2013; Ho et al., 2010), la pendiente de la superficie por la que se realiza la carrera (Ho et al., 2010; Lee, Lafortune, & Valiant, 2007), el tipo de pie (Anbarian & Esmaili, 2016; Chuckpaiwong et al., 2008), el patrón de apoyo (Cavanagh, 1987; Sun, Yang, Wang, Zhang, & Fu, 2018), la fatiga del corredor/a (García-Pérez et al., 2013; Quan et al., 2018; Rosenbaum, Engl, & Nagel, 2016) y el uso o no de soportes plantares (Hähni, Hirschmüller, & Baur, 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Salles & Gyi, 2013). En concreto, los soportes plantares son una de las estrategias más comunes utilizadas para realizar modificaciones en las cargas plantares (Escamilla-Martínez et al., 2015; Hähni et al.,

2016; Kirby, 2017). Se ha sugerido que el uso de **soportes plantares** puede proporcionar múltiples beneficios a los corredores/as mediante una **adecuada redistribución de la presión** sobre la superficie plantar (Kirby, 2017), al permitir distribuir la carga de manera uniforme, reduciendo las presiones en las zonas de elevada carga, para repartirla entre las áreas de menor presión, con el fin de aliviar sobrecargas lesivas (Kirby, 2017; Lee, Lin, & Wang, 2012) (Figura 15).

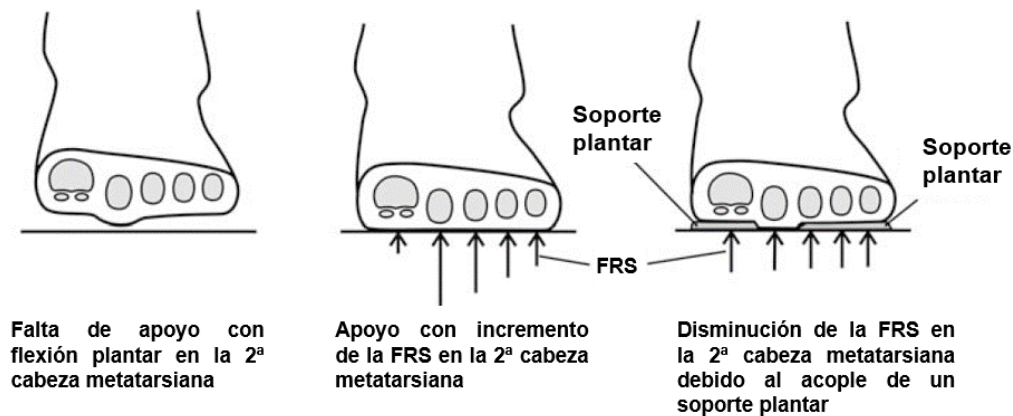


Figura 15. Ejemplo de redistribución de la fuerza plantar mediante el uso de un soporte plantar (Adaptado de Kirby (2017)).

El efecto de los soportes en las presiones plantares ha sido ampliamente estudiado en diversas patologías como pacientes diabéticos, deformidades en los pies, poblaciones específicas (pies planos, pies cavos, hallux valgus, hallux rigidus, etc.) y otras lesiones habituales, especialmente durante la marcha (Chakraborty et al., 2014; Choi, Cha, Kim, Won, & Kim, 2015; Martínez-Nova et al., 2010; Razeghi & Batt, 2000; Zammit, Menz, Munteanu, & Landorf, 2008; Zhang, Wang, Hu, & Liu, 2017). Sin embargo, no son tan abundantes las investigaciones que analizan la influencia de estos sistemas durante la carrera (Tabla 4), seguramente debido a la mayor complejidad metodológica que supone someter el equipo de medición a una actividad más agresiva que la marcha, como lo es la carrera (Spooner et al., 2010).

Tabla 4. Efecto de los soportes plantares en la distribución de las presiones plantares durante la carrera.

Estudio	Muestra	Soportes analizados	Protocolo de carrera	Variables estudiadas	Resultados
Dixon y McNally 2008	22 corredores con síntomas recurrentes	Personalizados (reducir eversión - refuerzo medial) vs sin soporte	10 "trials" a 3,83 m/s	Equilibrio lateral y medial de talón y de pie	Aumento presión bajo superficie lateral
Gerych et al., 2013	26 soldados sanos	Convencionales de botas militares vs personalizados (amortiguar impactos)	2 min de carrera en cinta a 2,2 y 3,3 m/s	Presión máxima, fuerza máxima, área de contacto	Disminución presiones máximas en talón y antepié. Aumento área de contacto en mediopié
Hähni et al., 2016	23 corredores sanos	3 prefabricados: control vs con amortiguación en antepié vs con almohadilla metatarsal	2 min a 2,78 m/s por condición	Media de la presión máxima	Reducción en antepié con soporte con amortiguación
House et al., 2002	9 soldados sanos	3 de amortiguación: espuma de poliuretano, polímero viscoelástico, y una combinación, vs sin soporte	"Trials" de 10 m a 3,5 m/s	Presión máxima	Reducción con soporte de poliuretano y soporte combinado, en talón y antepié
Lucas-Cuevas et al., 2014b	40 corredores recreativos sanos	Prefabricados vs personalizados vs sin soporte	36 min de carrera en cinta, con paradas, a 3,33 m/s	Media de presión máxima (MPM), integral presión-tiempo (IPT)	MPM: pref vs sin: reducción en dedos, arco medial y lateral. Pers vs sin: reducción en <i>hallux</i> , arco medial y lateral. Pers vs pref: reducción en talón medial. IPT: pers y pref vs sin: reducción arco lateral. Pers vs pref: reducción talón lateral
Nigg et al., 2003	15 hombres sanos	5: medio refuerzo medial, lateral, refuerzo entero medial, lateral, y entero neutro	5 "trials" a 4 m/s por condición	Centro de presión	Desviación centro pres. con refuerzos laterales en misma dirección, y con mediales efectos aleatorios
Salles y Gyi, 2013	38 corredores	Personalizado con ajuste vs sin ajuste	"Trials" de 10 m a 2,78 m/s	Pico presión media y área de contacto	Reducción en talón con soporte con ajuste
Windle et al., 1999	11 soldados sanos	4 de amortiguación: Soborthane, Saran (típico militar), PPT (de espuma polimérica), Cambion (viscoelástico), y control (sin)	"Trials" de 10 m a 3,5 m/s	Presión máxima	Todos disminuyeron presión máxima comparado con control. Soborthane más efectivo para atenuar presión en talón y antepié

El **diseño del soporte** plantar (la forma, los materiales, el espesor o el perfil) es un aspecto a tener en cuenta, pues influye en la manera de distribuir las presiones, por lo que los efectos de los distintos soportes pueden ser muy variables (Gerych et al., 2013; Gijon-Nogueron et al., 2014; Goske, Erdemir, Petre, Budhabhatti, & Cavanagh, 2006; Lee et al., 2012; McMillan & Payne, 2008).

Durante la carrera, el **centro de presión** del cuerpo sigue un camino natural sobre la superficie plantar del pie. En un patrón típico de retropié, el más común entre los corredores/as (Larson et al., 2011; Lieberman, 2014), el centro de presión se localiza en el borde del talón, al entrar el pie ligeramente invertido durante el contacto inicial. A continuación, avanza hacia el mediopié como consecuencia de la bajada del antepié hacia el suelo, para posteriormente desplazarse hacia delante y hacia la cara medial del antepié, debido a la pronación del pie y la rotación interna de la tibia. Durante la fase de propulsión, el pie supina dirigiendo el centro de presión hacia las cabezas del primer y segundo metatarsiano, para finalizar en el hallux en el despegue del pie del suelo (Escamilla-Martínez et al., 2015; Novacheck, 1998). Es por ello que las zonas con mayor presión suelen ser el talón, el metatarso medial y el hallux (Chung & Wang, 2012; Rosenbaum, Hautmann, Gold, & Claes, 1994; Taylor, Dodd, & Larkin, 2004). Elevadas presiones en zonas concretas como el antepié o el talón se han asociado con ciertas lesiones como fracturas por estrés y metatarsalgias o espolón calcáneo y fascitis plantar, respectivamente (Nagel et al., 2008; Ribeiro et al., 2011; Sobhani, Dekker, Postema, & Dijkstra, 2013; Willems et al., 2012).

En este sentido, el uso de soportes plantares en la carrera puede ser un buen mecanismo de protección para reducir la incidencia de lesiones por sobreuso, si se consigue una ligera reducción de la carga plantar, ya que además supondrá una disminución en el estrés general que experimenta el pie en cada contacto (Lucas-Cuevas et al., 2014b).

1.3.3. Cinemática

1.3.3.1. Parámetros espacio-temporales

Los **parámetros espacio-temporales** más importantes en la carrera son la longitud y la frecuencia de zancada (Hay, 1978). Estos parámetros dependen principalmente de la técnica de carrera, afectando de manera directa a la economía de carrera, y en consecuencia, a la aparición de la fatiga y de lesiones en las extremidades inferiores (Williams & Cavanagh, 1987). De hecho, ya en el año 1987, se cifró que el 54% de la variabilidad interindividual de la economía de carrera podría deberse a diferencias en estos parámetros biomecánicos (Williams & Cavanagh, 1987).

Dada la **importancia** de estos parámetros **en la economía de carrera**, hoy en día son muchos los dispositivos que pueden proporcionar información en tiempo real sobre ellos (García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, Párraga-Montilla, & Roche-Seruendo, 2018). Algunos de los equipos que son capaces de registrar estos parámetros son: las plataformas de fuerzas, incrustadas en el suelo o instrumentadas en una cinta (Degache et al., 2013; Higginson, 2009; Karagounis, Prionas, Armenis, Tsiganos, & Baltopoulos, 2009; Morin, Samozino, & Millet, 2011; Nagel et al., 2008; Willems et al., 2012); las plantillas instrumentadas (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Bisiaux & Moretto, 2008; Higginson, 2009; Lucas-Cuevas et al., 2014b); los **sistemas de medición óptica** como el sistema OptoGait (Deflandre, Schwartz, Croisier, & Bury, 2016; García-Pinillos et al., 2018; Gil-Calvo, 2018; Lussiana et al., 2017; Wilkinson et al., 2018); o incluso metodologías como el análisis cinemático (Creaby, May, & Bennell, 2011) o la acelerometría (Higginson, 2009; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017).

La **velocidad de carrera** viene determinada por el producto de la **longitud y la frecuencia de zancada** (Figura 16A), por lo que, en una carrera a velocidad constante, si uno de los dos parámetros aumenta, el otro disminuirá, y viceversa (Hanley & Mohan, 2014; Mercer et al., 2002; Seidl, Linke, & Lames, 2017). Se ha observado que los corredores/as presentan mejor economía de carrera cuando seleccionan libre e inconscientemente una combinación óptima e individual de la frecuencia y la longitud de zancada, para cada velocidad (Halvorsen, Eriksson, & Gullstrand, 2012; Hamill et al., 1995; Hunter & Smith, 2007). Además, de forma general, los corredores/as expertos ajustan mucho mejor la combinación de estos dos parámetros que los noveles, beneficiándose de un ahorro de hasta 3 ml/kg/km en la economía de carrera (de Ruiten, Verdijk, Werker, Zuidema, & de Haan, 2014).

Hay indicios de que los corredores/as con menos experiencia escogen frecuencias de zancada inferiores a la frecuencia óptima, en términos de requerimientos energéticos; mientras que los experimentados seleccionan frecuencias más altas que los principiantes, inconscientemente (de Ruiten et al., 2014), con el fin de optimizar el gasto energético (Hunter & Smith, 2007). Se ha documentado que un pequeño aumento de la frecuencia de zancada (~10 %) en corredores/as aficionados, permite una mayor rigidez de las piernas (“leg-stiffness”) (Morin, Samozino, Zameziati, & Belli, 2007), reduciendo el estrés que sufren las articulaciones de la rodilla y la cadera, y ayudando a prevenir las lesiones relacionadas con los impactos elevados a los que se exponen las extremidades inferiores (Hamill et al., 1995; Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille, & Ryan, 2011; Hobara, Sato, Sakaguchi, & Nakazawa, 2012; Lenhart, Thelen, Wille, Chumanov, & Heiderscheit, 2014), sin perjudicar la economía de carrera (Hamill et al., 1995).

Por otro lado, el **tiempo de contacto**, entendido como el tiempo que transcurre desde que el pie entra en contacto con el suelo hasta que despega, también depende de la velocidad de carrera (Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, & García-López, 2014). El tiempo de contacto disminuye a medida que aumenta la velocidad de carrera (Chapman et al., 2012; Kim et al., 2018; Morin et al., 2012; Ogueta-Alday et al., 2014) (Figura 16B). De la misma manera, un mayor tiempo de contacto provoca una carrera más lenta (Chapman et al., 2012; Morin et al., 2012). Se considera que cada aumento de 2 km/h en la velocidad de carrera supone una disminución de ~20 ms en el tiempo de contacto (Ogueta-Alday, Morante, Rodríguez-Marroyo, & García-López, 2013; Ogueta-Alday et al., 2014). Aun así, es necesario un tiempo de contacto mínimo (~110 ms) para conseguir una propulsión efectiva (Weyand, Sandell, Prime, & Bundle, 2010). Con lo cual, el tiempo de contacto es un factor limitante de la máxima velocidad que un corredor/a puede alcanzar (Weyand et al., 2010). Igual que ocurre con la longitud y la frecuencia de zancada, cada atleta selecciona un patrón instintivo natural de tiempo de contacto, que minimiza el gasto metabólico de su carrera (Cavanagh & Williams, 1982; Hamill et al., 1995; Hunter & Smith, 2007). Asimismo, el tiempo de contacto también interactúa de forma innata con el resto de parámetros espacio-temporales. Por ejemplo, una reducción en el tiempo de contacto se ha relacionado con una mayor frecuencia de zancada y una menor longitud de zancada (Kim et al., 2018).

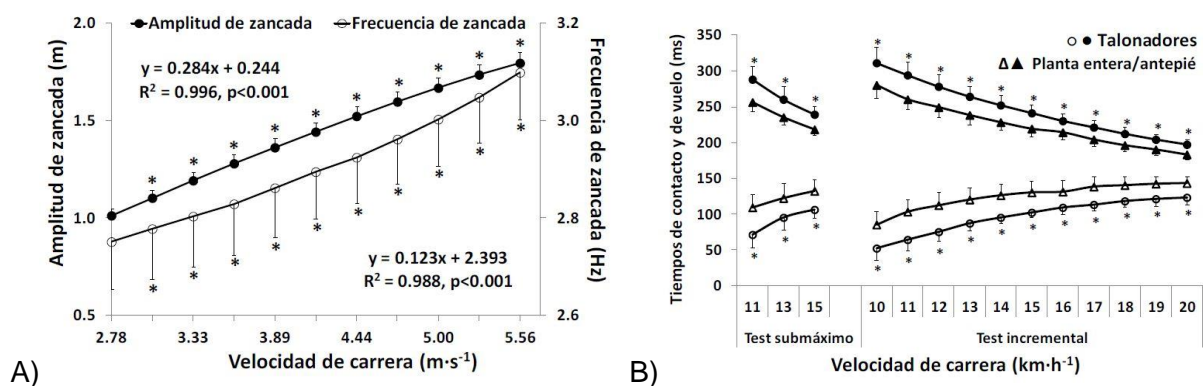


Figura 16. A) Evolución de la longitud (amplitud) y frecuencia de zancada con el aumento de la velocidad. B) Tiempos de contacto (en negro) y de vuelo (en blanco) según el patrón de pisada (Ogueta-Alday, 2014).

La alteración de los parámetros espacio-temporales puede resultar en un aumento del gasto metabólico, produciendo mayores demandas aeróbicas que derivarán en una economía de carrera más pobre y en un inicio más temprano de la fatiga (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Saunders, Pyne, Telford, & Hawley, 2004). Existen diversos factores que pueden modificar estos parámetros. Como ya se ha visto, la velocidad de carrera es uno de ellos. Otros factores también documentados son el tipo de patrón de pisada (Figura 16B), el

nivel de experiencia de los corredores/as, 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). Por ejemplo, en cuanto al tipo de superficie, de forma general se ha observado que correr en cinta produce un incremento de la frecuencia de zancada y el tiempo de contacto, y una disminución de la longitud de zancada, en comparación con la carrera al aire libre (García-Pérez et al., 2013; Hong, Wang, Li, & Zhou, 2012; Nigg, De Boer, & Fisher, 1995).

De esta forma, es de gran importancia tener en cuenta y analizar estos parámetros, ya que son un buen indicador de la respuesta musculoesquelética y neuromuscular de un atleta a una intervención externa, como puede ser el uso de soportes plantares en la carrera (Lucas-Cuevas, 2016). Pese a ello, las evidencias hasta la fecha son escasas (Tabla 5).

Tabla 5. Efecto de los soportes plantares en los parámetros espacio-temporales durante la carrera, en la literatura.

Estudio	Muestra	Soportes analizados	Instrumento de medición	Variables estudiadas	Resultados
Gil-Calvo, 2018	26 corredores recreativos sanos	Prefabricados vs personalizados vs sin soporte	Optogait	Longitud y frecuencia de zancada. Tiempo de contacto y de vuelo	Sin diferencias
Lucas-Cuevas et al., 2014b	40 corredores recreativos sanos	Prefabricados vs personalizados vs sin soporte	Plantillas instrumentadas	Tiempo de contacto y frecuencia de zancada	Sin diferencias
Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017	38 corredores recreativos sanos	Personalizado vs prefabricado vs sin soporte	Acelerómetros	Longitud y frecuencia de zancada	Sin diferencias
Wilkinson et al., 2018	16 corredores recreativos sanos	Soportes texturizados vs sin soporte	Optojump	Longitud y frecuencia de zancada. Tiempo de contacto y de vuelo	Reducción de longitud de zancada, tiempo de contacto y de vuelo; y aumento de frecuencia de zancada, con soportes

1.3.3.2. *Parámetros angulares*

El patrón biomecánico y el alineamiento corporal son aspectos de elevada relevancia en relación al rendimiento y la incidencia de lesiones en la carrera. Una forma de estudiarlo es mediante **parámetros cinemáticos** que influyen en las diversas articulaciones. En este sentido, la cinemática describe el **movimiento** de las **articulaciones** o de los **segmentos** corporales independientemente de las causas que lo producen, mediante el análisis de variables de posición, espacio-temporales y angulares (Aguado, 2015; Bermejo, Palao, & López-Elvira, 2012; Pérez-Soriano & Llana-Belloch, 2007; Thordarson, 1997). La fotogrametría, asociada al uso de cámaras de alta velocidad y sistemas de captura del movimiento, es una de las técnicas más utilizadas en el análisis de la cinemática angular de la carrera (Bermejo et al., 2012; Padulo, Chamari, & Ardigò, 2014).

Durante la carrera, las extremidades inferiores son las responsables de la ejecución de la técnica, y están compuestas por un sistema de segmentos articulados que se mueven en los tres planos de movimiento (Dugan & Bhat, 2005). Las diferentes articulaciones implicadas en la carrera son la pelvis, la cadera, la rodilla y el tobillo (Gavilanes-Miranda et al., 2012). Concretamente, la rodilla y el tobillo son las articulaciones más estudiadas por su mayor frecuencia de lesiones en corredores/as recreativos, y donde existe mayor controversia de resultados (Francis et al., 2019; Quan et al., 2018).

La **articulación de la rodilla** es muy compleja y se caracteriza por su movimiento de flexo-extensión en el plano sagital (Novacheck, 1998; Thordarson, 1997). A partir del contacto inicial, durante la primera parte de la fase de apoyo del pie en el suelo, la rodilla comienza a flexionarse hasta alcanzar su máxima flexión. Seguidamente se produce una extensión hasta el momento de despegue de los dedos. A partir de aquí comienza la fase de vuelo, donde la rodilla vuelve a flexionarse hasta alcanzar el máximo, y finalmente se extiende hasta el siguiente contacto inicial del mismo pie (Dugan & Bhat, 2005; Gavilanes-Miranda et al., 2012; Novacheck, 1998; Thordarson, 1997) (Figura 17). Todo este movimiento posee cierta relación con la atenuación de impactos (Derrick, 2004). Aproximadamente el 70-80% de los impactos que se producen en la carrera son absorbidos por la rodilla (Abt et al., 2011), y por ello, las lesiones en esta articulación son las más comunes (42-50%) (Francis et al., 2019; Hreljac, 2005; Queen, Abbey, Wiegerinck, Yoder, & Nunley, 2010).

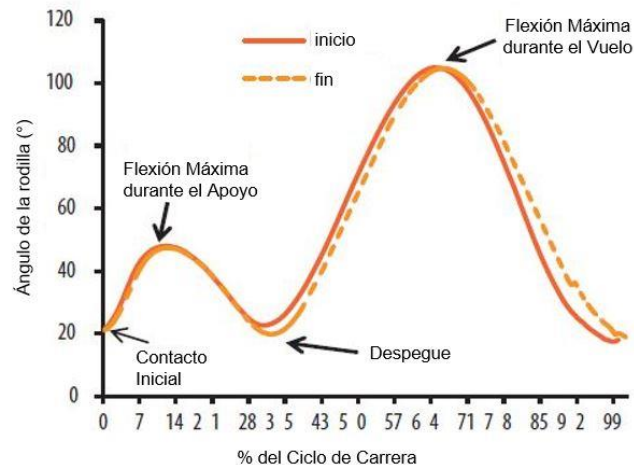


Figura 17. Evolución de la flexión de rodilla durante el ciclo de carrera (Adaptado de De Lucca y Melo (2012)).

En relación al **tobillo**, el movimiento con mayor interés científico hasta la fecha ha sido la **pronación** (Figura 18A). Este movimiento se produce en un plano oblicuo del pie y combina movimientos en los tres planos, involucrando a la articulación del tobillo con la subastragalina (Dugan & Bhat, 2005; Novacheck, 1998; Thordarson, 1997). La pronación es la combinación de la flexión dorsal del tobillo, la eversión subastragalina o del retropié y la abducción del antepié (Gavilanes-Miranda et al., 2012; Novacheck, 1998), pero su componente principal es la eversión del retropié (Dixon & McNally, 2008). El estudio del **movimiento de eversión del retropié** respecto a la pierna, en el plano coronal, ha sido comúnmente utilizado para el análisis de la pronación (Cavanagh, 1987; Clarke, Frederick, & Hamill, 1984; Lacouture, Colloud, Decatoire, & Monnet, 2013; McClay & Manal, 1998; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017; Perry & Lafortune, 1995; Stacoff et al., 2001) (Figura 18B). En el momento del contacto inicial del pie con el suelo, el retropié se invierte, supinando. A continuación, durante la primera parte de la fase de apoyo del pie en el suelo el pie comienza a pronar, hasta alcanzar su máximo, donde el pie vuelve a supinar para proporcionar una palanca estable en el momento de despegue de los dedos (Novacheck, 1998; Thordarson, 1997).

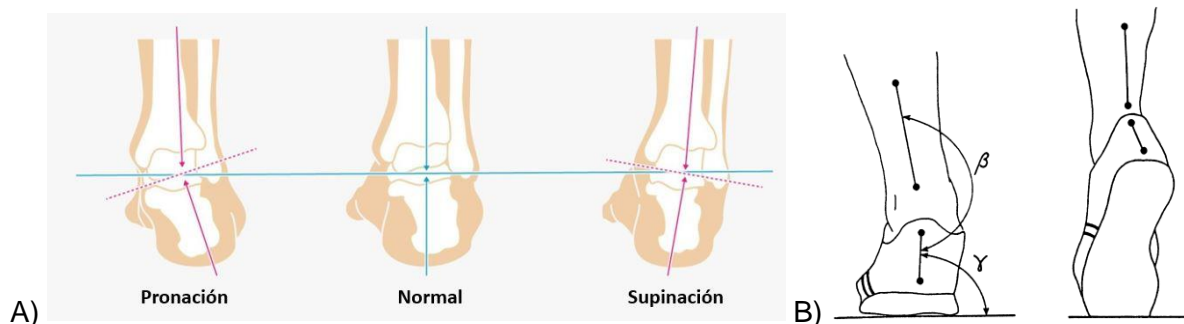


Figura 18. A) Movimiento de pronación y supinación en el pie derecho (Adaptado de www.healthline.com 23/07/19). B) Ángulo típico de eversión del retropié respecto a la pierna para la evaluación de la pronación (β) (Novacheck, 1998).

La pronación está asociada con la rotación interna de la tibia, por lo que generalmente se asumió que una pronación elevada produciría una alta carga en la articulación de la rodilla (Nigg et al., 2017). Aun así, se sabe que la pronación es necesaria para atenuar las fuerzas de impacto entre el pie y el suelo, ya que proporciona la absorción necesaria durante el apoyo, permitiendo una locomoción eficaz (Donoghue et al., 2008; Hreljac, 2004), y que por tanto, solo será perjudicial cuando alcance valores excesivos y de forma prolongada (Donoghue et al., 2008; Salles & Gyi, 2013). Aunque algunos autores consideraron que una pronación excesiva, a lo largo de miles de ciclos repetitivos de carrera, era uno de los principales factores responsables del desarrollo de lesiones por sobreuso (Almonroeder, Benson, & O'Connor, 2015; Barton, Bonanno, Levinger, & Menz, 2010; Lin, Qiu, & Yeh, 2018; Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015), parece que la evidencia científica de la relación entre la pronación excesiva y la prevalencia de lesiones aún no ha sido demostrada (Nielsen et al., 2014; Nigg et al., 2015).

La prescripción de soportes plantares ha sido ampliamente utilizada desde hace más de 50 años para el tratamiento de desajustes mecánicos y la corrección de la alineación corporal (Chevalier & Chockalingam, 2011; Crabtree et al., 2009; Fields et al., 2010; Landorf & Keenan, 2000; Mills, Blanch, Chapman, et al., 2010), pero en concreto, el objetivo más frecuente en las intervenciones con soportes plantares ha sido el control de la pronación (Butler, Davis, Laughton, & Hughes, 2003; Laughton, Davis, & Hamill, 2003; Nigg et al., 2003), esperándose como resultados una reducción de la eversión del retropié, de la flexión dorsal del tobillo y de la rotación interna de la tibia (Chevalier & Chockalingam, 2011; Laughton et al., 2003; Nigg et al., 2003). De esta forma, existen multitud de estudios que centran su foco de atención en el control de la pronación excesiva y el movimiento del retropié durante la carrera, mediante la intervención de distintos tipos de soportes plantares, incluso diseñados específicamente para reducir la eversión, con resultados muy variados, poco concluyentes, e incluso contradictorios (Butler et al., 2003; Chevalier & Chockalingam, 2011; Heiderscheit, Hamill, & Tiberio, 2001; Landorf & Keenan, 2000) (Tabla 6). Igualmente, el efecto de los soportes plantares en la flexo-extensión de la rodilla también se ha tenido en consideración, por su comentada relación con la atenuación de impactos (Eng & Pierrynowski, 1994; MacLean, McClay Davis, & Hamill, 2006; O'Leary, Vorpahl, & Heiderscheit, 2008), aunque en este caso, hasta ahora no se han encontrado modificaciones en este movimiento como consecuencia de una intervención de soportes plantares (Tabla 7).

Tabla 6. Efecto de los soportes plantares en la eversión del retropié durante la carrera, en la literatura.

Variable estudiada	Resultado	Estudios	Soportes analizados	Muestra
Eversión en el contacto	Aumento	Donoghue et al., 2008	SI	Lesión crónica del tendón de Aquiles
	Reducción	Eng & Pierrynowski, 1994	SI	Síndrome patelofemoral
	Sin diferencias	Gil-Calvo, 2018	SI y SP	Sin lesiones
Eversión máxima en la fase de apoyo	Aumento	Donoghue et al., 2008	SI	Lesión crónica del tendón de Aquiles
	Reducción	Eslami et al., 2009; MacLean, Davis, & Hamill, 2008, 2009; MacLean et al., 2006; Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003a, 2003b; Salles & Gyi, 2013	SI	Sin lesiones
		Rodrigues, Chang, TenBroek, & Hamill, 2013		Dolor anterior de rodilla
		Eng & Pierrynowski, 1994		Síndrome patelofemoral
		Majumdar et al., 2013; Sinclair, Isherwood, & Taylor, 2015	SP	Sin lesiones
		Butler et al., 2003; Nigg et al., 2003; Stackhouse, Davis, & Hamill, 2004; Stacoff et al., 2000; Williams, McClay Davis, & Baitch, 2003	SI	
Sin diferencias	Almonroeder et al., 2015; Almonroeder, Benson, & O'Connor, 2016; Dixon, 2007; Lewinson & Stefanyshyn, 2017; Lewinson, Worobets, & Stefanyshyn, 2016; Wahmkow, Cassel, Mayer, & Baur, 2017	SP	Sin lesiones	
	Gil-Calvo, 2018	SI y SP		
Eversión en el despegue	Reducción	Eng & Pierrynowski, 1994	SI	Síndrome patelofemoral

Soportes analizados: SI = Soportes Individualizados o personalizados; SP = Soportes Prefabricados

Tabla 7. Efecto de los soportes plantares en la flexión de rodilla durante la carrera, en la literatura.

Variable estudiada	Resultado	Estudios	Soportes analizados	Muestra
Flexión en el contacto	Sin diferencias	O'Leary et al., 2008	SP	Sin lesiones
		Gil-Calvo, 2018	SI y SP	
		Donoghue et al., 2008	SI	
Flexión máxima en la fase de apoyo	Sin diferencias	Eng & Pierrynowski, 1994		Síndrome patelofemoral
		Donoghue et al., 2008	SI	Lesión crónica del tendón de Aquiles
		MacLean et al., 2008; MacLean et al., 2006		Sin lesiones
		Gil-calvo 2018	SI y SP	
Flexión en el despegue	Sin diferencias	Gil-calvo 2018	SI y SP	Sin lesiones

Soportes analizados: SI = Soportes Individualizados o personalizados; SP = Soportes Prefabricados

En definitiva, aunque en la mayoría de casos las prescripciones de soportes plantares se llevan a cabo con éxito, después de ver resultados tan dispares no se aconseja realizar predicciones de los efectos que supondrán estas intervenciones con soportes a nivel cinemático (Nigg et al., 2003). Además, cualquier alteración en la cinemática normal de la extremidad inferior, y en concreto la reducción de la eversión de forma innecesaria, puede conducir a una disminución de la fuerza de disipación y el aumento de las tensiones, con un consecuente incremento del riesgo de lesión (Laughton et al., 2003; Lin et al., 2018; Nigg et al., 2015; Thordarson, 1997).

1.3.4. Evaluación térmica

Un elemento de interés a considerar durante la carrera es la **temperatura corporal**. El cuerpo humano ha de regular el calor producido en la actividad metabólica de sus células, con el fin de mantener la estabilidad en los procesos fisiológicos (González-Alonso, 2012; Wilmore & Costill, 2007). A este proceso se le denomina termorregulación, y tiene como objetivo mantener la temperatura interna relativamente constante, sobre los 37°C (Wilmore & Costill, 2007). Con la realización de ejercicio físico, por ejemplo la carrera, la temperatura interna sufre un incremento, elevándose proporcionalmente a la intensidad del ejercicio, como consecuencia del aumento de la tasa metabólica y el trabajo mecánico (González-Alonso et al., 1999; Maughan, 2012; Merla, Mattei, Di Donato, & Romani, 2010). Este incremento de temperatura puede conllevar complicaciones (como golpes de calor, calambres, etc.) (Shephard, 2007), o incluso la disminución del rendimiento deportivo (Tucker, Rauch, Harley,

& Noakes, 2004). Para evitar estos perjuicios, el cuerpo humano posee una serie de mecanismos de disipación del calor (conducción, convección, radiación, evaporación del sudor y respiración) (Figura 19) que lo transfieren desde las zonas internas del cuerpo hacia la piel, y de ahí al exterior (Priego Quesada, 2017; Wilmore & Costill, 2007).

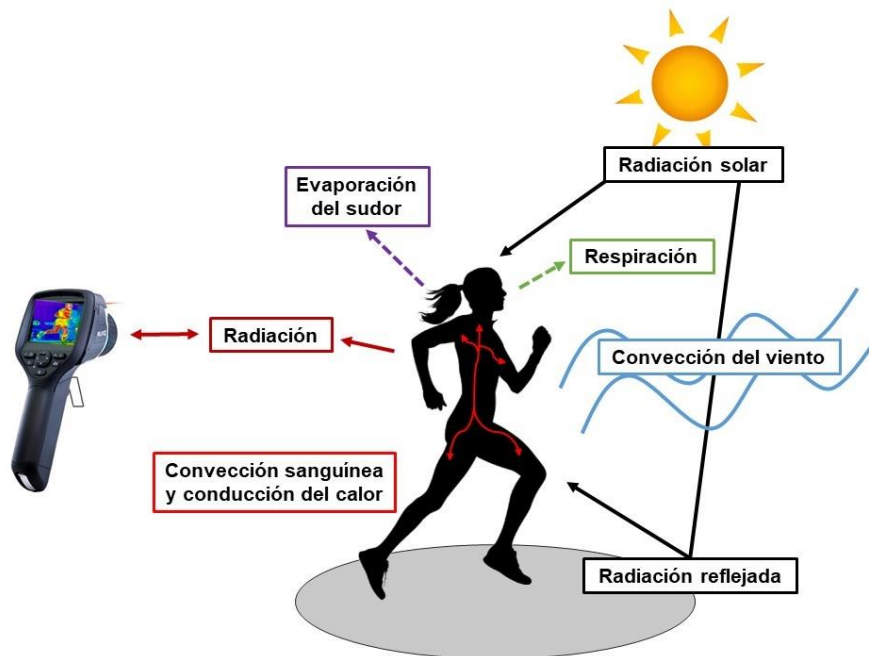


Figura 19. Mecanismos de disipación del calor durante la carrera e intercambio de calor entre el cuerpo y el medio ambiente.

Concretamente, la **termorregulación del pie** es un proceso complejo ya que la anatomía y fisiología de esta región es muy particular (Gil-Calvo, Jimenez-Perez, Pérez-Soriano, & Priego Quesada, 2017). La estructura del pie es diferente al resto del cuerpo puesto que sustenta el peso corporal, así como sus cargas y movimientos (Gil-Calvo et al., 2017; Nordin & Frankel, 2001; Taylor, Machado-Moreira, van den Heuvel, & Caldwell, 2014). Además, la vascularización de las plantas de los pies es muy inestable, debido a que es la región más periférica del cuerpo (Johnson & Kellogg, 2010; Pérgola, Kellogg, Johnson, Kosiba, & Solomon, 1993; Taylor, Johnson, O'Leary, & Park, 1984). El pie recibe el flujo sanguíneo de diferentes arterias (Standring, 2015), sin embargo, el estado normal de las venas en las plantas es la vasoconstricción, con lo que la acumulación de sangre venosa es mínima (Blair, Glover, & Roddie, 1960; Roddie, 2011) y, por ello, los cambios térmicos afectan mucho a sus vasos sanguíneos cutáneos (Johnson & Kellogg, 2010; Pérgola et al., 1993; Taylor et al., 1984).

Es importante tener en cuenta que el pie tiene una función fundamental en la termorregulación humana como radiador térmico (Shimazaki & Murata, 2015). Esto es debido a que es, junto con las manos, la región con más glándulas ecrinas, y en consecuencia la que

pierde una mayor cantidad de agua transepidérmica (Taylor & Machado-Moreira, 2013). Esto favorece la evaporación del sudor, el cual es uno de los mecanismos más importantes para la disipación del calor (Chicharro & Vaquero, 2006). Así, el conocimiento de la temperatura de los pies permite ayudar a entender los efectos que tienen el calzado, los soportes plantares o el ejercicio, tanto en el riesgo y la prevención de lesiones, como en el rendimiento deportivo (Gil-Calvo et al., 2017). Sin embargo, es por esta complejidad en la estructura y la fisiología del pie, y concretamente por la constante lucha entre los mecanismos de vasoconstricción y vasodilatación que regulan el flujo sanguíneo de la piel en las plantas de los pies, que la reproducibilidad de las medidas de temperatura superficial en esta región es muy baja y resulta de vital importancia controlar cualquier factor extrínseco que pueda afectar a su medición (Zaproudina, Varmavuo, Airaksinen, & Närhi, 2008).

En la actualidad, existen diferentes métodos para medir la temperatura de la piel de los pies. Uno de ellos son los sensores térmicos de superficie, que permiten monitorizar la temperatura del pie durante el ejercicio, pero pueden afectar a la termorregulación de esta zona y solo registran la temperatura de un único punto (Jimenez-Perez et al., 2019; Priego Quesada, Kunzler, da Rocha, Machado, & Carpes, 2015). Otro método, cada vez más popular en el ámbito deportivo es la **termografía infrarroja** (Abate, Di Carlo, Di Donato, Romani, & Merla, 2013; Akimov & Son'kin, 2011; Formenti et al., 2013; Priego Quesada, de Anda, Pérez-Soriano, & Palmer, 2017). Esta técnica es rápida, fiable, no invasiva y objetiva, y permite medir la radiación infrarroja emitida por los cuerpos y de esa forma estimar la temperatura superficial de la piel (Figura 19) (de Andrade Fernandes et al., 2014; Hildebrandt, Raschner, & Ammer, 2010). Sus principales ventajas son que no influye en la termorregulación del cuerpo, pues se realizan las tomas a distancia (de Andrade Fernandes et al., 2014), y además posibilita la obtención de una imagen térmica de todo el pie en la que se puede valorar su estado de manera cualitativa y cuantitativa (de Andrade Fernandes et al., 2014; Hildebrandt, Zeilberger, Ring, & Raschner, 2012) (Figura 20). Sin embargo, el principal inconveniente es que dichas mediciones deben realizarse en posiciones estáticas, y sin calzado ni calcetines, y no es posible realizarlas durante la carrera en situación real (Gil-Calvo et al., 2017). Así pues, la termografía infrarroja es una técnica que se ha posicionado como válida y fiable a la hora de conocer la temperatura superficial de la piel, controlando siempre los factores que pueden afectar a su medición y siguiendo una metodología adecuada para evitar los errores en las medidas (Fernández-Cuevas et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2017; Priego Quesada, Kunzler, & Carpes, 2017).



Figura 20. Ejemplo de una imagen termográfica de las plantas de los pies tras la carrera.

Se cree que la **temperatura superficial** de diferentes regiones de las **plantas de los pies** durante la carrera puede verse afectada por la presión plantar, la fricción y el microclima que se genera dentro de las zapatillas durante la práctica de actividad física (Shimazaki & Murata, 2015; Wang, Song, Fekete, & Gu, 2018; West et al., 2019; Willems et al., 2012; Yavuz et al., 2014). Teniendo esto en cuenta, es posible que tanto el calzado como los soportes plantares puedan influir en la temperatura superficial de las plantas de los pies, cambiando la termorregulación de las mismas. A día de hoy, hay una falta de estudios en relación a la medición de la temperatura de las plantas de los pies con el uso de soportes plantares durante la carrera. Solo se conocen dos estudios (Gil-Calvo et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2019) que analizaron la influencia de soportes plantares personalizados y prefabricados respecto a la zapatilla del corredor/a en la temperatura de la piel de toda la planta, y de diversas regiones de la planta, respectivamente, en corredores/as sanos. En ambos estudios no se encontraron diferencias significativas por el uso de los diferentes soportes plantares; sin embargo, no se conoce si hubo un cambio en la distribución de las presiones plantares, pues no fueron analizadas.

Por otra parte, el diseño y el material empleado en la fabricación de los soportes plantares podría influenciar de diferentes maneras a la termorregulación plantar. En este sentido, si el soporte plantar ocupa más espacio dentro de la zapatilla del corredor/a, podría producirse una mayor compresión del pie y con ello una menor vascularización de esta región (Jimenez-Perez et al., 2019). Además, el material empleado en la primera capa del soporte plantar, podría influenciar la fricción que ejerce la planta del pie y con ello modificar la temperatura por rozamiento (Gil-Calvo et al., 2019; Jimenez-Perez et al., 2019). Por último, si los materiales empleados en la construcción del soporte plantar tienen una capacidad de transpirabilidad diferente, la temperatura superficial también podría verse afectada (Jimenez-Perez et al., 2019).

En consecuencia, la termorregulación de las plantas de los pies podría verse modificada por el uso de diferentes soportes plantares durante la carrera, sin embargo, es necesaria mayor investigación en este campo.

1.3.5. Percepción del confort

En la investigación sobre el deporte, Slater (1985) definió el confort como “un **estado agradable** de armonía fisiológica, psicológica y física entre un ser humano y el medio ambiente”. El confort es un factor clave del calzado en las actividades físico-recreativas (Hoerzer, Trudeau, Edwards, & Nigg, 2016; Luo, Stergiou, Worobets, Nigg, & Stefanyshyn, 2009; Mündermann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002) y una de las principales consideraciones de la mayoría de los corredores/as de larga distancia (Qichang Mei, Gu, Zheng, Yang, & Fernandez, 2017). De hecho, el confort es el requisito principal en la selección y compra de zapatillas y soportes plantares para la carrera (Cavanagh, 1980; Dinato et al., 2015; Martínez-Martínez et al., 2017; Mündermann, Stefanyshyn, & Nigg, 2001) y por ello es uno de los aspectos más **importantes en el diseño y la fabricación** de calzado y soportes plantares (Hintzy, Cavagna, & Horvais, 2015; Meyer, Mohr, Falbriard, Nigg, & Nigg, 2017; Nigg, 2010). Además, este factor determina el uso futuro de estos productos (Meyer et al., 2017).

Desde hace unas décadas, la percepción del confort está ganando importancia entre los entrenadores e investigadores de las ciencias del deporte, por su **relación con el rendimiento y la salud** (Hoerzer et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014a). La forma en que un corredor/a percibe el calzado o los soportes puede afectar a su rendimiento y su fatiga, tanto en competición como en los entrenamientos (Che, Nigg, & de Koning, 1994; Luo et al., 2009; Mills, Blanch, & Vicenzino, 2012; Mündermann et al., 2001). Concretamente, se ha reportado que una zapatilla o un soporte plantar cómodo mantiene el patrón de movimiento preferido del corredor/a, reduciendo la actividad muscular y el gasto de energía, y en consecuencia mejorando la economía de carrera y disminuyendo la fatiga (Che et al., 1994; Luo et al., 2009; Nigg, 2001; Nigg, Nurse, & Stefanyshyn, 1999; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017). Asimismo, un calzado cómodo es un factor protector durante la carrera, pues se ha encontrado que reduce la frecuencia de lesiones en la carrera (Mündermann et al., 2001) y permite mantener el trabajo aeróbico durante periodos más largos (Salles & Gyi, 2013). Por otra parte, un calzado incómodo puede alterar la biomecánica habitual de la extremidad inferior, provocando el desarrollo de mecanismos musculoesqueléticos compensatorios, comprometiendo así el rendimiento final e incrementando el riesgo de lesión (Che et al., 1994; Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003). Además, el dolor y la incomodidad en el

calzado se ha documentado como el estado anterior al inicio de una lesión (Volpin, Petronius, Hoerer, & Stein, 1989).

Debido a la relevancia mostrada del confort en el calzado, Nigg et al. (2015) propusieron un nuevo paradigma para predecir las lesiones en la carrera, llamado **filtro de confort**. De acuerdo con este paradigma, un deportista elige una zapatilla cómoda utilizando su filtro individual basado en la percepción del confort. Esta elección evitará el calzado incómodo y potencialmente dañino reduciendo automáticamente el riesgo de lesiones (Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015).

Si bien la percepción del confort es una descripción útil de cómo le afecta al atleta el uso de un producto, las causas subyacentes de comodidad o incomodidad son menos obvias (Jordan & Bartlett, 1995; Mündermann et al., 2001). La percepción del confort es **compleja y multifactorial**, basada en la interacción de diversos factores que afectan a la función del pie durante la actividad (Goonetilleke & Luximon, 2001). Las modificaciones en las características del calzado y los soportes, como las propiedades de los materiales, el nivel de aislamiento, la forma, el diseño, el ajuste, e incluso el color y la moda, pueden alterar el confort percibido (Au & Goonetilleke, 2007; West et al., 2019). Igualmente, las características específicas de los deportistas como la alineación del esqueleto (sobre todo del pie y la pierna), el clima interior del calzado (temperatura y humedad), y la forma y sensibilidad del pie; además de la distribución de la presión plantar, la fuerza de impacto vertical, el movimiento del retropie y la actividad muscular, son factores que también pueden influir en la percepción del confort de zapatillas y soportes plantares (Hintzy et al., 2015; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2003b, 2002; West et al., 2019).

La mayoría de las personas pueden identificar fácil y rápidamente situaciones de calzado cómodas o incómodas (Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mündermann et al., 2003, 2002). Sin embargo, debido a que gran parte de los factores señalados son diferentes entre individuos, la percepción del confort es también diferente para cada persona (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2003). Cada individuo posee un **umbral sensorial concreto** para los estímulos de presión y vibración que se dan en la superficie de la planta del pie (Mündermann et al., 2002), por lo que una condición de calzado que es cómoda para algunas personas, puede ser incómoda para otras (Miller, Nigg, Liu, Stefanyshyn, & Nurse, 2000). Incluso, algunas personas presentan una baja repetibilidad en la evaluación del confort por su escasa sensibilidad del pie (Mündermann et al., 2002). Por otro lado, el estado psicológico momentáneo del individuo, o las experiencias anteriores ante diferentes situaciones de calzado, también repercuten en la individualización del confort percibido (Mündermann et al., 2002). A pesar de todo esto, se ha especulado que existen grupos funcionales de atletas con características similares y con las mismas preferencias de

zapatillas o soportes plantares (Mündermann et al., 2001; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017). Sin embargo, la percepción del confort no deja de presentar un carácter subjetivo, individual y multifactorial que hace difícil su 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).

Los métodos para la evaluación del confort se pueden dividir en escalas de clasificación y escalas de calificación (Mills, Blanch, & Vicenzino, 2010). Las **escalas de clasificación** se realizan mediante una secuenciación simple o variaciones de comparaciones por pares (por ejemplo: ordenando las condiciones de mayor a peor comodidad); mientras que las **escalas de calificación** más utilizadas son las preguntas dicotómicas con respuesta sí/no, las escalas tipo Likert (Figura 21), y las escalas analógicas visuales (“Visual Analogue Scales” o “VAS”) (Lin & Chiu, 2016; Mills et al., 2010) (Figura 22). La escala analógica visual es la más popular en la evaluación de calzado y soportes plantares en la carrera (Dinato et al., 2015; Gil-Calvo, 2018; Hintzy et al., 2015; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mills, Blanch, & Vicenzino, 2011; Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2004; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2003b, 2002; O’Leary et al., 2008; Salles & Gyi, 2013), pues ha demostrado ser un método fiable en la medición del confort subjetivo (Mündermann et al., 2002). Requiere una longitud óptima de 100 o 150 mm, que sus extremos estén claramente definidos, y que se incluya una condición de control para poder comparar la situación a evaluar (Mills et al., 2010; Mündermann et al., 2002). Además, se ha sugerido que dar instrucciones y explicaciones específicas a los participantes aumenta la fiabilidad (Mündermann et al., 2002). Las variables o ítems que definió Mündermann et al. (2002) en la validación de esta escala para la evaluación de calzado y soportes plantares en la carrera, y que más se han empleado hasta ahora, 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.

Por favor, califique su zapatilla rodeando la respuesta apropiada

Confort General						
Muy incómodo	Moderadamente incómodo	Ligeramente incómodo	Neutro	Ligeramente cómodo	Moderadamente cómodo	Muy cómodo

Figura 21. Escala tipo Likert para la evaluación del confort de una zapatilla (Adaptado de Mills et al. (2010)).

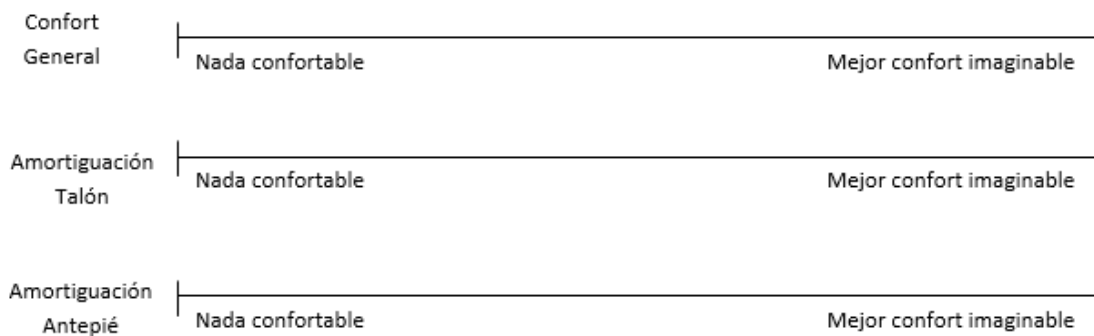


Figura 22. Escala analógica visual para el análisis del confort de una zapatilla (Adaptado de Mündermann et al. (2002)).

Si bien, son muchos más los estudios que han analizado el confort de diferentes zapatillas para la carrera, la percepción del confort de los soportes plantares también presenta gran relevancia (Finestone et al., 2004; Hoerzer et al., 2016; Mündermann et al., 2003). El confort de un soporte plantar es una consideración clave en la prescripción, el ajuste, la satisfacción y el uso a largo plazo de este dispositivo (Hoerzer et al., 2016; Mündermann et al., 2003; Nigg et al., 1999). Aunque no se mide, los especialistas suelen utilizar el confort subjetivo para determinar la idoneidad de los soportes plantares prescritos (Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2004; Mündermann et al., 2003). De hecho, los podólogos recomiendan a los corredores/as que confíen en su percepción cuando empiecen a utilizar unos soportes nuevos, más que en el diseño de los mismos (Lucas-Cuevas et al., 2014a). Asimismo, el confort se ha sugerido como un indicador pronóstico del éxito del dispositivo (Jordan & Bartlett, 1995; Mündermann et al., 2002; Nigg et al., 1999), lo cual se resume en que si un soporte plantar no es cómodo, esta persona dejará de usarlo, perdiendo así los beneficios potenciales que le pueda reportar (Finestone et al., 2004; Mündermann et al., 2003).

Se ha demostrado que los deportistas son capaces de percibir modificaciones en el diseño y los materiales de los soportes plantares mostrando alteraciones en su percepción del confort (Hennig, Valiant, & Liu, 1996; Mündermann et al., 2003). Varios autores han observado que el confort percibido de los soportes plantares está fuertemente influenciado por su diseño (Mills et al., 2011). Algunos investigadores han sugerido que el factor clave es la dureza y que los deportistas prefieren materiales blandos respecto a duros (Hähni, Hirschmüller, & Baur, 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2002), mientras que otros indican que los atletas priorizan el moldeado y ajuste a medida sobre la dureza, al juzgar el confort de un soporte (Mills et al., 2011; Mündermann et al., 2003). Se puede concluir que hay discordancia en cuanto a qué componente es realmente el que determina el confort (Mills et al., 2011). Lo que sí se conoce

es que las diferencias en la percepción del confort entre varios soportes plantares están asociadas a cambios en la cinemática, cinética y actividad muscular de las extremidades inferiores (Mündermann et al., 2003), por lo que será importante tener en consideración el diseño y los materiales de los soportes cuando se pretenden evaluar.

A continuación, se muestra la heterogeneidad de resultados encontrados en los diferentes estudios que evalúan la percepción del confort de soportes plantares en la carrera, debido posiblemente a las grandes diferencias en las muestras, los protocolos, pero sobre todo en los materiales y el diseño de los propios soportes plantares (Tabla 8).

Tabla 8. Descripción de la percepción del confort de diversos soportes plantares en la literatura.

Estudio	Muestra	Soportes analizados	Uso del soporte	Protocolo	Escala usada	Resultados
Finestone et al., 2004	Sobre 874 reclutas	4 tipos: 2 SI (blandos o semirrígidos) y 2 SP (blandos o semirrígidos)	14 semanas	Entrenamiento básico militar	Escala de 1 a 4 tipo Likert	Mejor confort con blandos, ya sean SI o SP
Gil-Calvo, 2018	26 corredores sanos	SP vs SI vs sin soporte	1 semana	20 min carrera al 80% VAM (pre y post)	VAS	Sin diferencias
Hähni et al., 2016	23 corredores sanos	3 SP: control vs con amortiguación en antepié vs con almohadilla metatarsal	Efecto inmediato	2 min a 2,78 m/s por condición	VAS	Mejor confort con SP con amortiguación
Lucas-Cuevas et al., 2014a	40 corredores sanos	SP vs SI vs sin soporte	1 semana	7 min a 3,33 m/s	VAS	Mejor confort con SP y SI vs sin, pero sin diferencias entre soportes
Mills et al., 2011	20 sujetos activos sanos	5: sin, tres SP de diferentes durezas (duro, medio y blando) con mismo contorno/ajuste; y uno plano-blando	Efecto inmediato	4 "trials" (2 min cinta vel. preferida) en VAS. 1 "trial" de 25 m en escala	VAS y escala de clasificación	El soporte plano-blando fue más cómodo que el resto de prefabricados
Mills et al., 2012	40 sujetos con dolor anterior de rodilla	3 SP de varias durezas (duro, medio y blando) con mismo contorno/ajuste; y 1 plano-blando	Efecto inmediato	8 intervalos de 3 min trotando a velocidad preferida	Escala de clasificación	Ambos blandos fueron más cómodos que el resto
Mündermann et al., 2001	206 militares sanos	7: control sin soporte vs 6 SP de diferentes formas durezas y elasticidad	4 meses	Marchar 500 m en campo al aire libre a velocidad preferida	VAS	Todos SP más cómodos que control, pero el duro con menor puntuación
Mündermann et al., 2002	9 voluntarios activos y sanos	4: control, duro, blando y cuña medial	Efecto inmediato	450 m corriendo/condición, intercalando la control	VAS	Más confortable control, luego blando, duro y último cuña medial
Mündermann et al., 2003 y 2004	21 sujetos sanos	4: control (plano), elevación (E), moldeado a medida (MM) y moldeado a medida con elevación (ME)	Efecto inmediato	200 m carrera pista cubierta, 9 veces en 3 semanas	VAS	Más confortable MM, luego ME y control, y último E
O'Leary et al., 2008	16 corredores sanos	SP amortiguador vs Sin soporte	Efecto inmediato	"Trials" de 15 m a velocidad preferida	VAS	Sin diferencias
Salles y Gyi, 2013	38 corredores	SI con ajuste al pie vs SI sin ajuste (control)	3 meses	"Trials" de 10 m a 2,78 m/s	VAS	Más confortables SI con ajuste

Soportes analizados: SI = Soportes Individualizados o personalizados; SP = Soportes Prefabricados

Por último, haciendo un pequeño paréntesis, el concepto “*ride*”, recientemente definido como la sensación del zapato durante la transición del contacto del talón hasta el antepié durante la fase de apoyo durante la marcha o la carrera, parece tener una fuerte relación con la percepción del confort de una zapatilla (Lam, Mohr, Enders, Nigg, & Nigg, 2017; Lam, Mohr, Nigg, & Nigg, 2018). Esto es de especial interés, pues se ha conseguido relacionar también el “*ride*” con la velocidad máxima del centro de presiones en la dirección antero-posterior del pie, una medida objetiva, que podría sustituir con éxito a la percepción subjetiva de confort (Lam et al., 2017, 2018); sin embargo, es un concepto recientemente instaurado que requiere una mayor investigación en un futuro.

1.3.6. Condicionantes en la evaluación de soportes plantares en la carrera

El **análisis biomecánico de la carrera** puede verse afectado por numerosos factores (Ferro Sánchez, 2001). Las investigaciones deben intentar controlar el mayor número de estos pues pueden repercutir y enmascarar los resultados. Así, para la evaluación de soportes plantares durante la carrera algunos de los **factores** con mayor influencia son: el género, la edad, el tipo de pie o la antropometría individual, el nivel deportivo, la fatiga, el patrón de apoyo, la velocidad de carrera, la superficie y la pendiente (Anbarian & Esmaeili, 2016; Ferro Sánchez, 2001; Fourchet et al., 2012; Lee et al., 2007; Phinyomark, Hettinga, Osis, & Ferber, 2014; Sun et al., 2018).

En las siguientes secciones se desarrollarán concretamente dos de ellos, la fatiga y el género, por su relación con este trabajo.

1.3.6.1. Fatiga

La **fatiga** puede definirse como la **disminución temporal de la capacidad** para generar trabajo, fuerza máxima y/o potencia, independientemente de que pueda ser mantenida o no la intensidad del esfuerzo (Gandevia, 2001; Millet & Lepers, 2004). Es 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 & Lepers, 2004). Las principales causas por las que se produce la fatiga son: alteraciones del pH, modificaciones de la temperatura corporal, acumulación de productos metabólicos, pérdida de la homeostasis de los iones de Ca^{2+} , estrés oxidativo y lesiones musculares (Gómez-Campos, Cossio-Bolaños, Brousett Minaya, & Hochmuller-Fogaca, 2010).

Desde un punto de vista funcional, la fatiga se puede clasificar en central o periférica (Barbany, 2006; García Manso, Navarro Valdivielso, & Ruiz Caballero, 1996). La **fatiga central** hace referencia al fallo en el sistema nervioso central, en la transmisión de los impulsos o en el reclutamiento de los axones motores (dos Santos, Dezan, & Sarraf, 2008; Duarte, Dias, & Melo, 2008), mientras que la **fatiga periférica**, la cual tiene una implicación a nivel neuromuscular, se puede presentar como fatiga local (muscular localizada como es la debilidad de músculos concretos) o general (orgánica como sería la cardiovascular global) (Barbany, 2006; Christina, White, & Gilchrist, 2001; Derrick et al., 2002; García Manso et al., 1996).

La naturaleza repetitiva de la carrera implica la activación repetida de los músculos esqueléticos de manera coordinada (Dotan et al., 2012). Debido a tal repetición, llega un punto en el que la fatiga comienza a aparecer, desarrollándose de forma progresiva, afectando a las características basales fisiológicas, pero también a la biomecánica del movimiento (Brown, Zifchock, & Hillstrom, 2014; Paillard, 2012). Puesto que el carácter cíclico de la carrera requiere patrones de movimiento eficientes, la aparición de fatiga puede poner en peligro la eficacia de los movimientos alterando la cinética y cinemática de carrera, comprometiendo la economía de carrera e incrementando el riesgo de lesión (Abt et al., 2011; Christina et al., 2001; Hreljac, 2004; Hunter & Smith, 2007). Sin embargo, hasta cierto punto, la fatiga también puede considerarse un mecanismo de protección que alerta al cuerpo de que ha alcanzado su límite fisiológico y metabólico y, por tanto, no puede seguir realizando la actividad con la misma intensidad sin comprometer a todo el sistema (Barbany, 2006; Lucas-Cuevas, 2016; Méndez-Villanueva & Bishop, 2008).

Así pues, la fatiga es un aspecto relevante a considerar en el análisis biomecánico de la carrera, por su influencia tanto en el rendimiento deportivo como en el riesgo de lesiones. A continuación, se muestran algunas de las alteraciones más importantes causadas por la fatiga, tanto a nivel fisiológico como biomecánico:

- **Frecuencia cardíaca y consumo de oxígeno:** se ha visto que ambos parámetros fisiológicos aumentan con la fatiga. El desarrollo de la fatiga implica que el corazón necesite aumentar la cantidad de veces por minuto que bombea sangre al sistema para seguir suministrando sangre oxigenada al resto del cuerpo, incrementando así la frecuencia cardíaca (Ament & Verkerke, 2009). Igualmente, a medida que la fatiga concurre, los músculos aumentan su tasa de consumo de oxígeno para satisfacer las demandas energéticas que requiere el movimiento del cuerpo, incrementándose el consumo de oxígeno (Astorino, 2005; Draper & Wood, 2005).
- **Transmisión de impactos:** el efecto de la fatiga se ha asociado con el incremento del pico de aceleración y la atenuación del impacto (Clansey, Hanlon, Wallace, &

Lake, 2012; Derrick et al., 2002). Sin embargo, algunos autores han reportado también reducciones en la ratio de aceleración tibial (García-Pérez et al., 2014) y en la atenuación del impacto (Mercer et al., 2003), e incluso falta de modificaciones (Abt et al., 2011).

- **Distribución de las presiones plantares:** la tendencia general del efecto de la fatiga en el patrón de distribución plantar ha sido el aumento de la carga en el metatarso central y la reducción en los dedos y el talón (Bisiaux & Moretto, 2008; García-Pérez et al., 2013; Karagounis et al., 2009; Kim et al., 2018). No obstante, otros estudios no han encontrado diferencias en la presión plantar como consecuencia de la fatiga (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Hohmann et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014b).
- **Parámetros espacio-temporales:** el efecto de la fatiga en la longitud y frecuencia de zancada ha mostrado gran variabilidad entre estudios. Una gran mayoría de investigaciones obtuvo un aumento de la longitud de zancada acompañada por una disminución de la frecuencia (Candau et al., 1998; Chan-Roper, Hunter, W Myrer, L Eggett, & K Seeley, 2012; García-Pérez et al., 2013), pero otros también encontraron el efecto contrario (Elliott & Roberts, 1980; Kyröläinen et al., 2000; Vernillo et al., 2015), o falta de alteraciones (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015). Igualmente, los resultados en el tiempo de contacto también son dispares (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Chan-Roper et al., 2012; Degache et al., 2013).
- **Cinemática angular:** se ha observado una mayor flexión de rodilla y eversión del retropié como resultado del estado de fatiga (Derrick et al., 2002; Dierks, Davis, & Hamill, 2010; Hanley & Mohan, 2014; Koblbauer et al., 2014), mientras que otras investigaciones no han encontrado cambios (Abt et al., 2011; Gil-Calvo, 2018).
- **Temperatura superficial:** se ha demostrado que la realización de ejercicio físico comporta un incremento de la temperatura interna del cuerpo, que conlleva el aumento de la temperatura superficial de la piel de ciertas zonas, como las plantas de los pies, después de una carrera prolongada (Gil-Calvo et al., 2019; Shimazaki & Murata, 2015).

Como se ha visto, la influencia del estado de fatiga en los parámetros mencionados anteriormente no está clara y existen grandes discrepancias entre los estudios. La principal explicación de este desacuerdo parece ser el protocolo de fatiga utilizado en los estudios, y el nivel y el tipo de fatiga alcanzados por los participantes (Chevalier & Chockalingam, 2011; Clansey et al., 2012; Garcin, Fleury, Mille-Hamard, & Billat, 2005; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017). En esta línea, los **test** comúnmente utilizados en la literatura científica para causar fatiga son: a) eventos deportivos oficiales como **carreras populares** de diferentes distancias, medias maratones o maratones (Hohmann et al., 2016; Nagel et al., 2008); b) test

de **carrera en pista** a una intensidad determinada o durante un tiempo determinado (Alfuth & Rosenbaum, 2011; García-Pérez et al., 2013); c) **test de laboratorio** en cinta ergométrica, a velocidad constante, a intensidad determinada individualmente, o incrementales (Abt et al., 2011; Anbarian & Esmaeili, 2016; Gil-Calvo et al., 2019; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Mizrahi et al., 2000); d) **otras actividades** físicas distintas a la carrera (Christina et al., 2001; Milgrom et al., 2007).

Existen diferentes **herramientas** para medir el nivel de fatiga alcanzado por un atleta. Las más comunes están relacionadas con **parámetros fisiológicos** como la medición de la frecuencia cardíaca, el consumo de oxígeno, la concentración de lactato en sangre o la relación de intercambio respiratorio (Abt et al., 2011; Wilmore & Costill, 2007), pero también se utilizan con frecuencia las **escalas visuales de esfuerzo percibido** (*Rating of Perceived Exertion*, RPE), como la escala de Borg (Borg, 1982). Esta escala es una herramienta psicofísica muy utilizada para evaluar la percepción subjetiva del esfuerzo durante el ejercicio (Borg, 1982; Scherr et al., 2013). Su puntuación va de 6 a 20 puntos, donde los valores más bajos significan fatiga correspondiente a intensidades muy suaves y los valores más altos a intensidades muy duras. Se ha documentado como una herramienta asequible, práctica y válida para monitorizar y prescribir la intensidad del ejercicio, independientemente del género, la edad, la modalidad de ejercicio y el nivel de actividad física del deportista (Scherr et al., 2013). De hecho, se ha validado con otros parámetros de fatiga, como la concentración de lactato en sangre, el consumo máximo de oxígeno o la frecuencia cardíaca (ACSM, 2013; Borg, 1982; Irving et al., 2006; Scherr et al., 2013; Williams, 2014), entre los cuales se ha establecido cierta relación (ACSM, 2013) (Tabla 9). Además, en individuos sanos, su numeración (6-20) permite una asociación rápida y sencilla con los valores de la frecuencia cardíaca: 1 punto de esfuerzo percibido es aproximadamente 10 ppm (Borg, 1982; Scherr et al., 2013); así, un esfuerzo percibido de 6 puntos (Muy, muy ligero) correspondería a 60 ppm, uno de 15 puntos (Duro) correspondería a 150 ppm, y uno de 20 puntos (Máximo) correspondería a 200 ppm (Borg, 1982).

Tabla 9. Resumen de la relación entre el porcentaje del consumo máximo de oxígeno (%VO₂máx), la frecuencia cardíaca máxima (%FCmáx), y la puntuación en la escala de esfuerzo percibido de Borg (RPE) (ACSM, 2013).

%VO ₂ máx	<20	20-39	40-59	60-84	≥85	100
%FCmáx	<35	35-54	55-69	70-89	≥90	100
RPE	<10	10-11	12-13	14-16	17-19	19-20

En definitiva, el estado de fatiga juega un papel relevante en el análisis de la biomecánica de la carrera. Teniendo en cuenta que induce múltiples cambios en las variables fisiológicas

y biomecánicas, su estudio y control parece fundamental tanto a la hora de planificar el entrenamiento, como de evaluar el efecto del uso de sistemas de prevención de lesiones, como son los soportes plantares, pues los resultados podrían quedar enmascarados.

1.3.6.2. Género

Cada vez hay más mujeres practicando actividad física, y en concreto la carrera (CSD, 2015). Este auge se ha producido por los cambios en la aceptación social del deporte femenino, que ha abierto a las mujeres mayores oportunidades de entrenar y participar en competiciones y carreras (Cheuvront, Carter, DeRuisseau, & Moffatt, 2005; Noakes, 2003; Sparling, Nieman, & O'Connor, 1993). El incremento de la práctica de la carrera por parte de las mujeres se ha relacionado con un aumento en su rendimiento deportivo, pero aunque la progresión de éstas en las marcas y tiempos en carrera ha presentado un crecimiento mucho más positivo que el de los hombres, se cree improbable que las mujeres lleguen a alcanzar el mismo rendimiento que sus homónimos, por las diversas **diferencias** entre ambos (Cheuvront et al., 2005). Estas diferencias pueden dividirse en:

- **Anatómicas:** el hombre promedio suele ser mayor tanto en altura como en masa corporal, y suele tener un porcentaje de grasa corporal más bajo (Atwater, 1990). Concretamente, se ha reportado que los hombres son 0,12 m más altos de media que las mujeres, y pesan sobre 18 kg más, mientras que su porcentaje de grasa corporal es un 9% inferior (Atwater, 1990; Morris, Williams, Atwater, & Wilmore, 1982). Además, las mujeres tienen una menor densidad mineral ósea, un mayor ángulo Q, una base pélvica más ancha y una longitud femoral más corta (Brunet, Cook, Brinker, & Dickinson, 1990; Kaylani, 2015). Las diferencias antropométricas también implican que la morfología de sus pies sea distinta. El pie femenino se caracteriza por ser más estrecho, tener un arco más alto, un *hallux* más plano, una longitud más corta de tobillo y la circunferencia del empeine más pequeña (Krauss, Grau, Mauch, Maiwald, & Horstmann, 2008; Wunderlich & Cavanagh, 2001).
- **Fisiológicas:** las mujeres presentan volúmenes pulmonares más pequeños, niveles más bajos de hemoglobina, una mayor incidencia de hipoxemia arterial inducida por el ejercicio y un corazón más pequeño, por lo que es habitual que el ritmo cardíaco de las mujeres sea más alto que el de los hombres (Chiu & Wang, 2007a; Harms et al., 1998; Miller, Dougherty, Green, & Crouse, 2007). Por otro lado, aunque los hombres poseen mayor capacidad aeróbica, las mujeres demuestran mayor resistencia a la fatiga (Albert, Wrigley, McLean, & Sleivert,

2006; Billaut, Giacomoni, & Falgairette, 2003). La fluctuación de las hormonas durante el ciclo menstrual en las mujeres también acarrea cambios, como en los niveles de estrógeno, que influyen en multitud de aspectos relacionados con el ejercicio, como la resistencia de ligamentos y tendones, la termorregulación, e incluso el estado de ánimo y el cansancio (Kaylani, 2015). En relación a la termorregulación, las mujeres tienen mayor aislamiento corporal en vasoconstricción (excepto las manos y los pies) y disipan el calor periférico de mejor manera, pero requieren mayor esfuerzo fisiológico para equilibrar la producción y pérdida de calor (Burse, 1979). También presentan un retraso más pronunciado en el inicio de la sudoración, y una sudoración menos intensa, atribuido en parte a un menor contenido de agua en el cuerpo y a los efectos potenciales de la menstruación (Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001; Marins, Formenti, Costa, de Andrade Fernandes, & Sillero-Quintana, 2015; Smith & Havenith, 2012). Sin embargo, son capaces de mantener su temperatura corporal central a un nivel similar al de los hombres, como resultado de una mayor eficiencia de evaporación del sudor (Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001).

- **Mecánicas:** el patrón de movimiento entre hombres y mujeres se ha visto que es diferente (Bazuelo-Ruiz, Durá-Gil, Palomares, Medina, & Llana-Belloch, 2018; Ferber, McClay Davis, & Williams III, 2003; Sinclair, Greenhalgh, Edmundson, Brooks, & Hobbs, 2012). Concretamente, se ha observado una mayor aducción y rotación interna de cadera, y abducción y rotación interna de rodilla en las mujeres, y una mayor flexión de cadera en los hombres (Ferber et al., 2003; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001; Sinclair & Taylor, 2014). También se ha visto que las mujeres tienen mayor laxitud (Dugan, 2005), pero menor fuerza muscular, especialmente en los cuádriceps e isquiotibiales, incluso después de normalizar el peso corporal (Cheuvront et al., 2005; Häkkinen, Kraemer, & Newton, 1997; Kanehisa, Okuyama, Ikegawa, & Fukunaga, 1996). Por otro lado, los patrones de activación neuromuscular también son diferentes entre hombres y mujeres (Hewett, Paterno, & Myer, 2002). Por ejemplo, durante los movimientos y ejercicios de extensión de la rodilla, la atleta femenina prefiere contraer sus cuádriceps como primera respuesta, mientras que los atletas masculinos contraen sus isquiotibiales para contrarrestar la carga (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Huston & Wojtys, 1996; Sigward & Powers, 2006).

Debido a todas estas diferencias, se cree que las mujeres son más propensas a sufrir una lesión, pero esto únicamente ocurre en las lesiones de rodilla, donde es cierto que las mujeres suelen presentar mayor incidencia en el síndrome de dolor patelofemoral o la lesión del

ligamento cruzado anterior (Francis et al., 2019; Gwinn, Wilckens, McDevitt, Ross, & Kao, 2000; Kaylani, 2015; Taunton et al., 2002). Así, cabe resaltar que, si todas estas diferencias entre ambos géneros pueden afectar al rendimiento y el índice de lesiones, es también de esperar que puedan influir ante el uso de un producto deportivo. Por tanto, será de especial interés el estudio del género cuando se quiera evaluar un producto como los soportes plantares, para poder conocer su adecuación a cada uno de ellos.



PUNTOS CLAVE



- ✓ El estudio de los efectos de los soportes plantares en la carrera bajo diversas áreas de la biomecánica (transmisión de impactos, presión plantar, cinemática espacio-temporal y angular, temperatura superficial y percepción del confort) es escaso en algunos casos y aún muestra resultados heterogéneos y por tanto evidencias poco claras.
- ✓ Entre los factores que pueden afectar al análisis biomecánico de la carrera, la fatiga y el género presentan especial relevancia.
- ✓ La fatiga puede producir modificaciones en el patrón de carrera de los corredores/as, influyendo así en el efecto de un soporte plantar; mientras que las diferencias anatómicas, fisiológicas y mecánicas entre hombres y mujeres pueden provocar que un soporte plantar responda de forma distinta según el género del atleta.

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, relacionados tanto con la prevención de lesiones como con la mejora del rendimiento, y aunque sus efectos en el patrón biomecánico de carrera han sido ampliamente estudiados bajo diversas áreas de la biomecánica, hay evidencias poco claras y heterogeneidad en los resultados. Asimismo, existe gran variedad de soportes plantares en función de sus propiedades y materiales, lo cual conlleva que unos proporcionen beneficios distintos a otros.

En este contexto, y con el auge de las nuevas tecnologías y de la industria del calzado y del equipamiento deportivo, ha surgido un nuevo soporte plantar prefabricado con materiales **termoconformables**, que permite al propio usuario adaptárselo a la ergonomía de su pie con un microondas doméstico. Este nuevo producto podría suponer una ventaja respecto a un soporte prefabricado genérico y estándar sin adaptación individual, en la dinámica de carrera, así como en los factores que pueden influir en el patrón biomecánico de la misma, siendo ésta la hipótesis principal de esta tesis.

Por otra parte, algunos factores como la **fatiga** pueden provocar modificaciones en el patrón de carrera de los corredores/as. En concreto, la fatiga es un estado muy habitual en los corredores/as recreativos de larga distancia. Además, durante su aparición y desarrollo es donde se producen la mayoría de las lesiones, por lo que su estudio y control es fundamental a la hora de evaluar el efecto del uso de soportes plantares. Igualmente, las diferencias anatómicas, fisiológicas y mecánicas entre hombres y mujeres pueden causar que un soporte plantar responda de forma distinta según el **género** del usuario, o tenga un efecto diferente. Lo cual es también relevante en el estudio de soportes plantares.

Así pues, para analizar dicha hipótesis principal, en la presente tesis doctoral se plantearon los siguientes objetivos, con sus correspondientes hipótesis:

Objetivos generales:

- Valorar el efecto de un **soporte plantar prefabricado termoconformable** (ST) en la biomecánica de carrera, en comparación con un soporte prefabricado genérico (SC).
- Evaluar las modificaciones biomecánicas durante el desarrollo de **30 minutos de carrera en fatiga** con un soporte prefabricado termoconformable.
- Estudiar el comportamiento en la biomecánica de carrera de un soporte prefabricado termoconformable según el **género** de los participantes.

Objetivos específicos e hipótesis:

- 1) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en la **percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca**, según el género, a lo largo de 30 minutos de carrera en fatiga.
 - ✓ **H₁**: El uso de los soportes plantares termoconformables reducirá la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₂**: Los corredores/as presentarán un incremento de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca conforme evolucione la carrera.
 - ✓ **H₃**: Las mujeres mostrarán menor percepción del esfuerzo y mayor frecuencia cardíaca que los hombres, reduciéndose ambos parámetros en ambos géneros con el uso de los soportes termoconformables.

- 2) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en los **parámetros de la transmisión de impactos**, según el género, a lo largo de 30 minutos de carrera en fatiga.
 - ✓ **H₄**: El uso de los soportes termoconformables reducirá el impacto de aceleración respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₅**: Los corredores/as mostrarán un mayor impacto de aceleración conforme evolucione la carrera, pero con menores valores con el soporte termoconformable.
 - ✓ **H₆**: Los soportes termoconformables reducirán los impactos de aceleración en igual medida en ambos géneros, presentando las mujeres mayores valores en comparación con los hombres.

- 3) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en los **parámetros de presión plantar**, según el género, al inicio y al final de 30 minutos de carrera en fatiga.
 - ✓ **H₇**: El uso de los soportes termoconformables reducirá las presiones plantares respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₈**: Los corredores/as presentarán un aumento de las presiones plantares al final de la carrera, pero en menor medida con el soporte termoconformable.
 - ✓ **H₉**: Los soportes termoconformables mejorarán la distribución de las presiones plantares tanto en hombres como en mujeres, presentando los hombres mayores valores en comparación con las mujeres.

- 4) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en los **parámetros espacio-temporales**, según el género, a lo largo de 30 minutos de carrera en fatiga.
- ✓ **H₁₀**: El uso de los soportes termoconformables no alterará los parámetros espacio-temporales respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₁₁**: La longitud de zancada y el tiempo de contacto aumentarán, mientras que la frecuencia de zancada y el tiempo de vuelo disminuirán, conforme evolucione la carrera por el efecto de la fatiga, pero en menor medida con los soportes termoconformables.
 - ✓ **H₁₂**: Ni hombres ni mujeres presentarán diferencias en los parámetros espacio-temporales por el uso de los soportes termoconformables, en comparación con los prefabricados estándar.
- 5) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en la **flexión de rodilla y la eversión del retropié**, según el género, a lo largo de 30 minutos de carrera en fatiga.
- ✓ **H₁₃**: El uso de los soportes termoconformables no alterará la flexión de rodilla y reducirá la eversión del retropié respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₁₄**: Los corredores/as mostrarán un incremento en la flexión de rodilla y la eversión del retropié conforme evolucione la carrera como consecuencia de la fatiga, pero en menor medida con el soporte termoconformable.
 - ✓ **H₁₅**: Ninguno de los dos géneros verá modificada la flexión de rodilla con los soportes termoconformables, pero los hombres mostrarán una mayor reducción de la eversión del retropié.
- 6) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables frente a unos soportes prefabricados genéricos, en la **temperatura de la piel de diferentes regiones de la planta del pie**, según el género, antes y después de 30 minutos de carrera en fatiga.
- ✓ **H₁₆**: El uso de los soportes termoconformables reducirá la temperatura superficial de las plantas de los pies respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₁₇**: Los corredores presentarán un incremento de la temperatura plantar después de la carrera, como consecuencia del ejercicio, pero en menor medida con el soporte termoconformable.
 - ✓ **H₁₈**: Los soportes termoconformables provocarán menores incrementos de la temperatura plantar respecto a los soportes prefabricados estándar, por igual en ambos géneros, pero siendo estos incrementos superiores en hombres.

- 7) Analizar el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en la **percepción del confort**, según el género, después de 30 minutos de carrera en fatiga.
- ✓ **H₁₉**: Los soportes termoconformables se percibirán como más cómodos respecto a los soportes prefabricados estándar.
 - ✓ **H₂₀**: Las mujeres presentarán mayores valores de confort con los soportes termoconformables en relación a los hombres.

METODOLOGÍA



3. METODOLOGÍA

Este apartado detalla la descripción de los participantes, el estudio llevado a cabo, su diseño experimental y el protocolo realizado, junto con la metodología instrumental de cada área de estudio analizada.

3.1. Participantes

La muestra del presente estudio se compuso de **30 corredores/as populares** (n=30), 15 mujeres (50%) y 15 hombres (50%), 5 de ellos zurdos y 25 diestros, pertenecientes a diferentes clubes de atletismo y triatlón de la Comunidad Valenciana. Para llevar a cabo la selección de esta muestra, los participantes rellenaron previamente un cuestionario online (Anexo I). Los **criterios de inclusión** tomados fueron los siguientes:

- ✓ No haber sufrido lesiones graves en las extremidades inferiores en los 6 meses anteriores al estudio.
- ✓ No presentar lesiones en el momento de las pruebas del estudio.
- ✓ No utilizar ni haber utilizado con anterioridad soportes plantares prescritos por podólogo, por alguna patología o alteración, ni para correr ni para caminar.
- ✓ Estar habituado a realizar un entrenamiento semanal mínimo de 15/20 km.
- ✓ Correr una distancia de 10 km entre 40/50 minutos los hombres, y entre 42/55 minutos las mujeres.

Todos los corredores/as participaron de forma voluntaria y presentaron las siguientes características (Tabla 10):

Tabla 10. Características de los participantes (Media y Desviación Estándar (DE)).

Ítem	Total	Mujeres	Hombres
	Media (DE)	Media (DE)	Media (DE)
Edad (años)	32 (7)	35 (7)	28 (7)
Masa Corporal (kg)	62,5 (9,9)	55,2 (6,9)	69,7 (6,5)
Altura (m)	1,69 (0,08)	1,63 (0,06)	1,74 (0,05)
Entrenamiento semanal (km/sem)	32 (12)	31 (11)	33 (12)
Experiencia (años práctica)	7 (6)	7 (6)	7 (7)
VO ₂ /kg (ml/min/kg)	52 (6)	48 (4)	56 (5)
vVO ₂ máx (m/s)	4,5 (0,5)	4,1 (0,4)	5,0 (0,3)

Previamente al estudio, los participantes fueron informados de las características y el diseño del mismo y firmaron su consentimiento informado por escrito (Anexo II). El estudio fue

aprobado por el comité de ética de la Universitat de València (número de procedimiento H1457612626675) (Anexo III), de modo que todos los procedimientos descritos cumplieron con los requisitos establecidos en la declaración de Helsinki de 1975 y revisada en 2008 (World Medical Association, 2008).

De cada participante se analizó el tipo de pie evaluándose la huella plantar en estático del pie dominante, empleando la técnica de **pedigrafía** y siguiendo el protocolo de Hernández-Corvo (1989). Este protocolo permite tipificar el pie según las medidas obtenidas de la imagen plantar extraída con un pedígrafo (Figura 23). Además, permite la clasificación del tipo de pie en 6 posibilidades, que abarcan desde el pie plano hasta el pie cavo extremo, con buena precisión tanto en la realización como en la clasificación (Hernández-Corvo, 1989; Vázquez, 2002).



Figura 23. Pedígrafo utilizado en el estudio.

Sobre cada huella se aplicó el **protocolo** de Hernández-Corvo (1989) de la siguiente manera (Figura 24):

- 1) Marcar los puntos 1 y 1' en las prominencias internas del antepié y del retropié respectivamente, y unir los puntos para formar el trazo inicial.
- 2) Marcar los puntos 2 y 2' en el extremo anterior y posterior de la huella respectivamente. Trazar dos líneas perpendiculares al trazo inicial que pasen por 2 y por 2'.
- 3) Obtener la medida fundamental (mf): distancia entre la línea que pasa por 2 y el punto 1.
- 4) Trasladar la mf a lo largo del trazo inicial, tantas veces como quepa en la huella, y trazar tres líneas perpendiculares al trazo inicial que pasen por las divisiones de la mf (denominadas de arriba a abajo: 3, 4 y 5).
- 5) Trazar una línea entre 3 y 4, perpendicular a 3, que pase por el punto más externo del pie (denominada 6). Se mide el valor X: distancia entre el trazo inicial y la línea 6.
- 6) Trazar una línea entre 4 y 5, perpendicular a 4, que pase por el punto más externo del pie (denominada 7).

- 7) Trazar una línea por debajo de la línea 5, que pase por el punto más externo del pie, perpendicular a 5 (denominada 8). Se mide el valor de la amplitud del talón (ta): distancia entre la línea 8 y el trazo inicial.
- 8) Trazar una línea paralela al trazo inicial, que pase por el punto más externo de la zona interna entre 4 y 5 (denominada 9). Medir el valor Y: distancia entre 9 y 7.

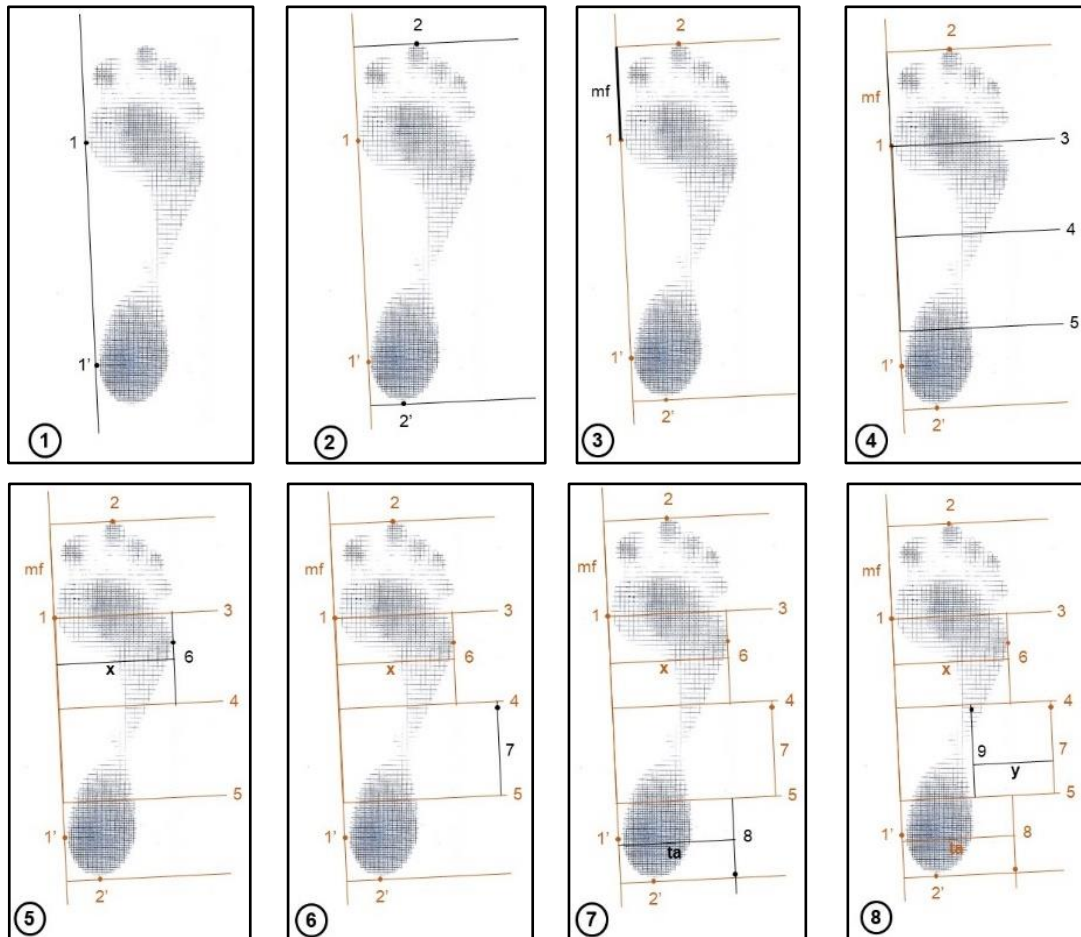


Figura 24. Pasos seguidos en la evaluación de la huella plantar.

A partir de aquí se calculó el %X para determinar la valoración del pie según la clasificación de Hernández-Corvo (1989) (Tabla 11), mediante la siguiente ecuación:

$$\%X = \frac{(X - Y)}{X} \times 100$$

Tabla 11. Clasificación del tipo de pie según el protocolo de Hernández-Corvo (1989).

%X	Tipo de pie
0-34%	Pie plano
35-39%	Pie plano/normal
40-54%	Pie normal
55-59%	Pie normal/cavo
60-74%	Pie cavo
75-84%	Pie cavo fuerte
85-100%	Pie cavo extremo

La valoración del tipo de pie de los corredores/as de este estudio mostró que casi la mitad de los participantes tenían los pies cavos (47%), mientras que la otra mitad destacó entre pies normales/cavos (23%) y normales (23%) (Figura 25).

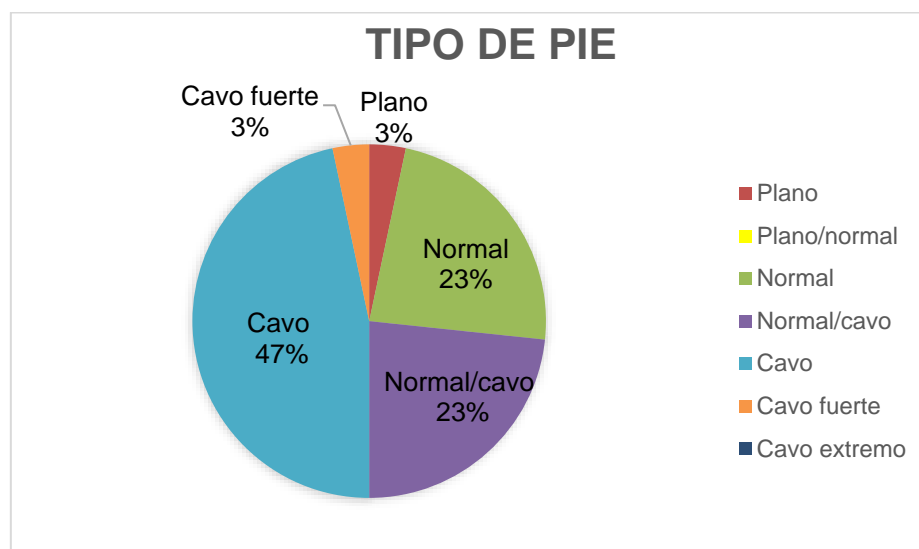


Figura 25. Clasificación en porcentaje (%) del tipo de pie de los participantes estudiados.

3.2. Diseño experimental

Para cumplir con los objetivos mencionados, los participantes realizaron 2 pruebas de carrera en cinta alternando dos tipos de soportes plantares prefabricados: Soportes Control [SC] y Soportes Termoconformables [ST]. El diseño que se planteó en el estudio fue **multifactorial intra/inter-sujeto**, en el cual se analizó el efecto de dos variables independientes intra-sujeto (tipo de soporte plantar y tiempo), y una variable independiente inter-sujeto (género) sobre distintas variables dependientes de las siguientes áreas de estudio:


- fatiga,
- transmisión de impactos,
- presión plantar,
- cinemática espacio-temporal,
- cinemática angular,
- temperatura superficial plantar,
- percepción del confort.

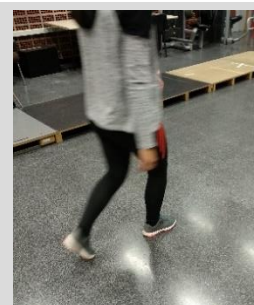
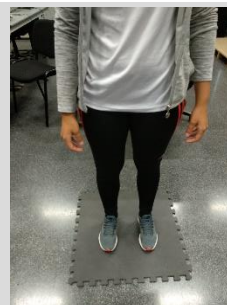
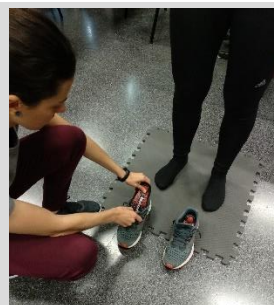
3.2.1. Soportes plantares de estudio

Los dos tipos de soportes plantares prefabricados utilizados fueron: 1) unos soportes **prefabricados genéricos**, comercializados como específicos para la carrera y seleccionados según la talla de cada participante, como soporte control (SC); y 2) un nuevo prototipo de soporte plantar **prefabricado con materiales termoconformables**, personalizable individualmente (ST) (Tabla 12).

El soporte prefabricado termoconformable presenta materiales que se adaptan a la ergonomía del pie del usuario por termoconformación, como se explica en la información referente a este soporte en apartado de introducción (*Véase apartado 1.2.1. Tipos y clasificación de los soportes plantares – Nuevas tendencias en el desarrollo de soportes plantares*). En la presente investigación, este soporte fue adaptado a cada corredor/a por la investigadora principal del estudio, siempre con el mismo microondas y siguiendo las indicaciones que detalla el fabricante (Figura 26).

Tabla 12. Descripción de los soportes control (izquierda) y de los soportes termoconformables (derecha).

Soporte Control	Soporte Termoconformable
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Modelo: Aptonia Shock 300 (Decathlon SA, Villeneuve-d’Ascq, Francia). ▪ Composición: espuma (5 mm de grosor): 100% poliuretano; forro (hoja superior): 100% poliéster. Posee insertos de Poron en el talón y la parte anterior del pie. ▪ Peso: aprox. 40 g, según talla. ▪ Diseñado para la práctica deportiva, como sustitución de las plantillas de origen. Permiten la absorción del sudor y la reducción de impactos. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Modelo: Biontech® (Grupo Morón, La Rioja, España). ▪ Composición: 3 capas. Capa inferior con espuma de poliuretano, capa intermedia con resinas termoplásticas de poliéster no tejidas, y capa superior con tejido sobre espuma de poliuretano con carbono. El material base es termoconformable con efecto memoria, y la superficie 100% microfibra transpirable. ▪ Peso: aprox. 75 g, según talla. ▪ Diseñado para aumentar la superficie de pisada, el equilibrio, y disminuir la fatiga y el impacto articular. Personalizable por el usuario, con adaptación total a la ergonomía del pie. 



1) Calentar los soportes en un microondas a 500 W de potencia (potencia media), durante 40 segundos. Al finalizar dejar enfriar 1 minuto.

2) Colocar los soportes en el calzado deportivo, habiendo sacado previamente la plantilla original del calzado.

3) Permanecer de pie y en estático, haciendo presión sobre los soportes, alrededor de 2 minutos.

4) Permanecer calzado al menos 1 hora, para permitir que el soporte fije la adaptación mientras se enfría.

Figura 26. Pasos e instrucciones para la adaptación individual de los soportes termoconformables.

3.2.2. Protocolo general del estudio

La fase experimental del estudio se llevó a cabo durante 4 semanas, donde los participantes realizaron un total de 3 test en días distintos: una prueba de esfuerzo y dos pruebas de laboratorio (Figura 27).



Figura 27. Temporización del protocolo de la fase experimental del estudio.

El primer test fue **una prueba de esfuerzo máxima**, que tuvo lugar en una clínica de medicina deportiva, bajo la dirección de un médico deportivo y personal sanitario especializado (Figura 28). Esta prueba consistió en un test incremental máximo en carrera sobre tapiz rodante (Trackmaster, Norav Medical Ltd., Yokneam, Israel), escalonado y continuo, con ergoespirometría (Cortex Metalyzer 3B-R3, Leipzig, Alemania), electrocardiograma (Ecg Wireless Norav Medical Ltd., Yokneam, Israel) y monitorización de la frecuencia cardíaca mediante pulsómetro (Polar V800, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia). Se siguió el protocolo de carga de trabajo de Wasserman 2.0 (Wasserman et al., 1999; Wasserman, 2002), donde los participantes comenzaron el test caminando a una velocidad de 1,11 m/s (4 km/h), para ir incrementándola en 0,28 m/s (1 km/h) en escalones de 1 minuto. La inclinación fue del 1,5%. La prueba finalizaba por voluntad del participante o cuando se alcanzaba la maximalidad, entendida como (Abt et al., 2011):

- alcanzar la meseta en captación de O_2 ,
- alcanzar el 95% de la frecuencia cardíaca máxima prevista,
- una vez alcanzado un cociente respiratorio (relación de intercambio respiratorio) superior a 1,1.

Mediante este test se determinaron los umbrales ventilatorios o umbrales de lactato (umbral aeróbico y umbral anaeróbico) y el consumo máximo de oxígeno ($VO_{2\text{máx}}$) de cada

participante, para adecuar e individualizar la velocidad de carrera de los dos test siguientes. Los umbrales ventilatorios y el consumo máximo de oxígeno se definieron a partir del comportamiento de las variables cardiovasculares registradas en la prueba de esfuerzo (Taylor, Buskirk, & Henschel, 1955; Wasserman, 2002; Wasserman, Hansen, Sue, Whipp, & Froelicher, 1987).

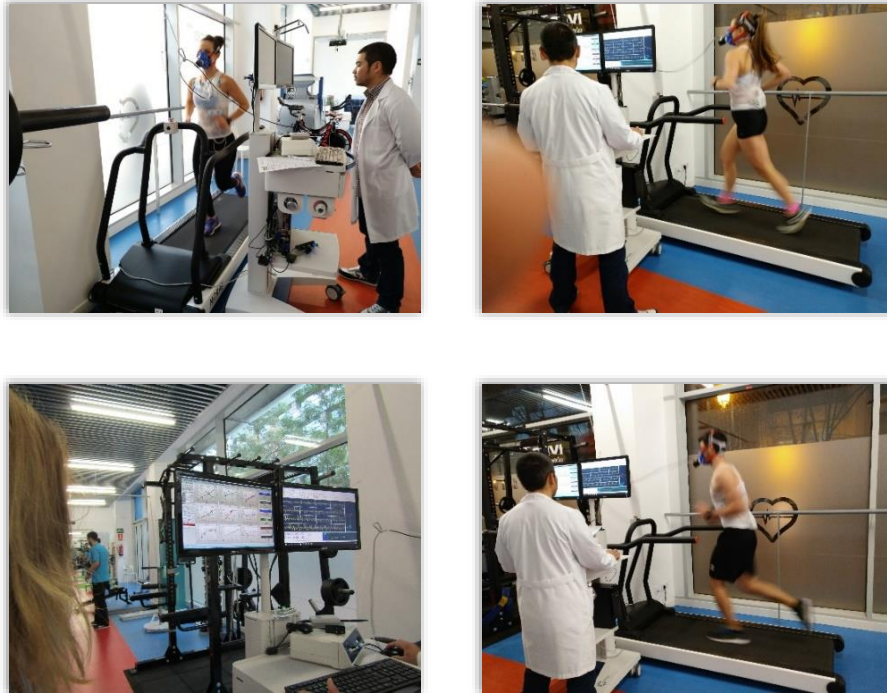


Figura 28. Participantes realizando la prueba de esfuerzo máxima en la clínica deportiva.

A continuación, cada corredor/a realizó **dos pruebas de carrera en el laboratorio** de biomecánica de la Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport (FCAFE) de la Universitat de València (Figura 29). Estas pruebas se llevaron a cabo en dos días diferentes, cada una con unos soportes plantares prefabricados distintos (SC y ST), cuyo orden fue aleatorizado previamente. Cada una de estas pruebas consistió en una carrera en cinta ergométrica (Excite Run 900, TechnoGymSpA, Gambettola Italia), con 1% de pendiente, realizándose un calentamiento de 6 minutos, más una carrera continua de 30 minutos de duración, donde se llevaron a cabo las mediciones de las áreas de estudio antes citadas.

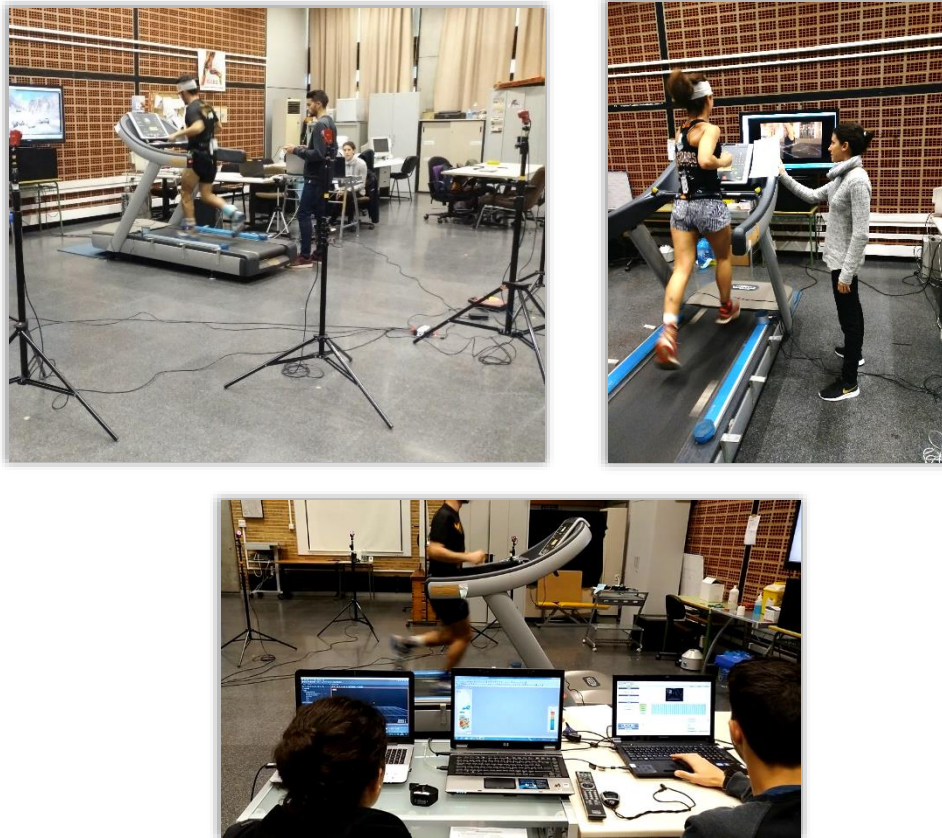


Figura 29. Participantes realizando una prueba de carrera en el laboratorio de biomecánica de la FCAFE.

Tanto al finalizar el primer test (la prueba de esfuerzo máxima), como al finalizar la primera prueba de laboratorio, se entregó a los participantes el soporte plantar asignado. En el caso de los soportes termoconformables, también se les adaptó este mismo día de la entrega. De tal forma que, previamente a cada test de laboratorio, los corredores/as tuvieron un **periodo de adaptación** progresivo de 2 semanas al soporte plantar asignado, como se hizo en estudios previos (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Stackhouse et al., 2004) (Figura 27). Durante las semanas de adaptación a los soportes plantares, se les solicitó a los participantes que utilizaran dichos soportes únicamente en las zapatillas deportivas de entrenamiento diario con las que fueran a realizar todas las pruebas del estudio, quitando primero las plantillas originales de las zapatillas. Además, para que la adaptación a los soportes fuera progresiva, se les recomendó que evitaran realizar entrenamientos de carrera de gran intensidad o distancias largas los 2 primeros días de uso, usándolos únicamente en el calentamiento y la vuelta a la calma de su entrenamiento. A partir de estos días, si no habían percibido molestias, podían emplearlos durante el entrenamiento completo, e incluso en la rutina de vida diaria (Gil-Calvo et al., 2019).

3.2.3. *Protocolo de los test de laboratorio*

En cada uno de los test de laboratorio se siguió el **mismo protocolo** (Figura 30). Al llegar los participantes al laboratorio realizaron 10 minutos de aclimatación a la temperatura de la sala, sentados en una camilla, con las piernas extendidas, y los pies al descubierto y elevados del suelo. Tras la aclimatación, se les tomaron imágenes termográficas de las plantas de los pies.

Al finalizar la primera toma termográfica, se les tomaron medidas antropométricas (peso y altura) y se llevó a cabo la valoración del tipo de pie (pedigrafía), de forma estática y en el pie dominante. A continuación, se les instrumentó con todos los equipos de medición a utilizar y se procedió a dar comienzo al calentamiento, con una duración de 6 minutos, aumentando la velocidad cada 2 minutos (50%, 60%, y 70-75% del VO_2 máx, respectivamente). En el último minuto del calentamiento se registró una primera medición con todos los equipos (denominado como minuto 1 en el análisis de los datos).

Tras acabar el calentamiento, se detuvo brevemente a los participantes para retirar el equipo de medición de presión plantar, y ajustar mejor el resto de equipos (el tiempo promedio de estas acciones no fue superior a 45 segundos en ningún corredor/a). Al reanudar la carrera, se inició el primer minuto al 60% del VO_2 máx, para a partir de aquí seguir con los 30 minutos de carrera continua al 70-75% del VO_2 máx. Durante este periodo se registraron datos de transmisión de impactos, cinemática espacio-temporal, y cinemática angular, cada 5 minutos. Asimismo, para controlar el estado de fatiga de los participantes, se tomaron también registros de la frecuencia cardíaca y de la percepción del esfuerzo en los minutos 3, 15 y 27. Al concluir el minuto 27 se volvió a detener brevemente a los participantes para obtener la imagen termográfica de la planta del pie, y se les instrumentó con el equipo de medición de presión plantar. Seguidamente, se retomó la carrera, el minuto 28 al 60% del VO_2 máx, y los dos últimos minutos restantes a la velocidad establecida para los 30 minutos. Al final de este último minuto (tomado como minuto 30) se tomaron registros con todos los equipos. Para finalizar, al concluir los 30 minutos de carrera, se les pasó un cuestionario de percepción del confort.

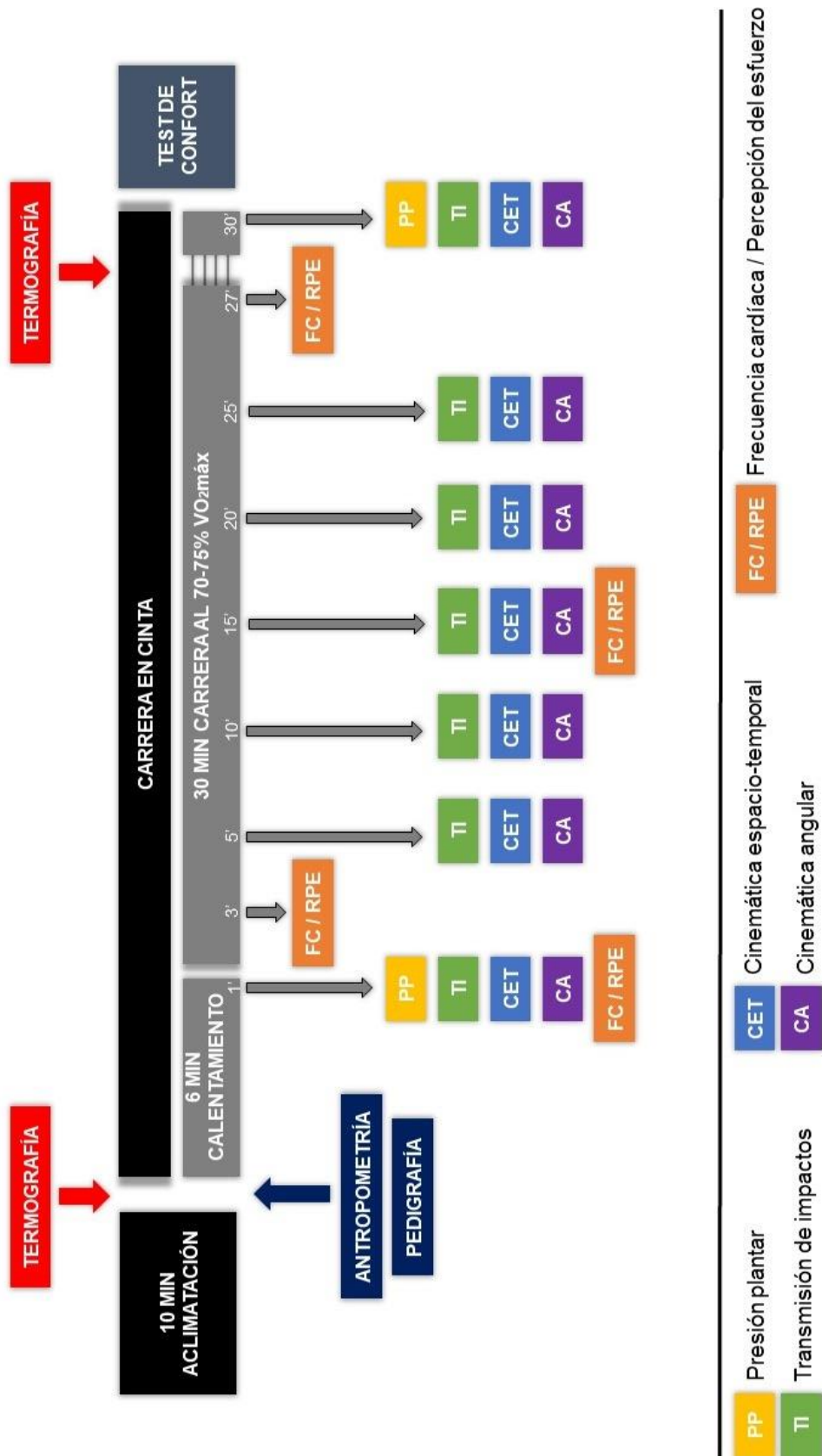


Figura 30. Representación del protocolo de los test de laboratorio.

3.2.4. Condiciones de los test

Para controlar la influencia de variables extrañas en los resultados y garantizar la similitud entre las condiciones de los test, se tuvieron en consideración las siguientes especificaciones:

- ✓ El periodo de **adaptación de 2 semanas** a cada soporte plantar se considera suficiente para producir adaptaciones al nuevo soporte y eliminar las adaptaciones al soporte anterior (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Stackhouse et al., 2004), permitiendo así evitar la interacción entre tratamientos y el efecto de arrastre.
- ✓ Para el factor de soporte plantar se utilizó un **simple ciego**, para que los participantes no conocieran que condición de soporte estaban utilizando, eliminando así posibles sesgos subjetivos.
- ✓ A lo largo de todo el estudio, los participantes mantuvieron las **mismas zapatillas** deportivas, tanto para los periodos de adaptación como para los test. Cada uno llevó sus **propias** zapatillas para simular una situación más real, y no interferir así en un nuevo patrón de pisada o alterar la biomecánica de carrera con el uso de unas zapatillas distintas a las habituales (Gerlach et al., 2005; Lewinson et al., 2016; Weist et al., 2004).
- ✓ Los corredores/as utilizaron en todos los test los **mismos calcetines** (Kalenji KipRun, Decathlon SA, Villeneuve-d'Ascq, Francia), para controlar su influencia en el efecto de los soportes. Y realizaron también los tres test con la misma **vestimenta** (pantalón y camiseta), para evitar diferencias intra-sujetos por el efecto de las prendas entre test.
- ✓ En el momento de realizar las **mediciones** (registro de datos) se tuvo en cuenta que el participante **no fuera consciente** de ello para evitar modificaciones en su patrón normal de carrera.
- ✓ Se utilizaron siempre los **mismos instrumentos** para medir, siendo la misma **investigadora** la que aportó las **instrucciones**, instrumentó a los participantes y analizó los datos.
- ✓ La **dominancia lateral** de las piernas fue determinada mediante la pregunta “¿Qué pierna usarías para golpear un objetivo chutando un balón?” (van Melick, Meddeler, Hoogeboom, Nijhuis-van der Sanden, & van Cingel, 2017), antes de iniciarse el estudio, para tenerse en cuenta en la instrumentación de los diferentes equipos. También se preguntó la marca, modelo y tiempo de uso de las zapatillas de cada participante para tenerse en consideración, y en el caso de las mujeres el momento del ciclo menstrual en el que se encontraban.
- ✓ Las **condiciones del ambiente**, tales como temperatura, humedad, iluminación, ruido, u otros factores que pudieran afectar a la realización de las pruebas, se mantuvieron **constantes** durante los dos test de laboratorio.

- ✓ Se procuró que cada participante realizara los dos test de laboratorio el **mismo día** de la semana y en la misma **franja horaria**, para evitar modificaciones en el ciclo circadiano y en su rutina semanal.
- ✓ Para realizar las pruebas de laboratorio en las **mismas condiciones**, y sobre todo evitar perjuicios en el análisis termográfico, se les dieron las siguientes instrucciones a los participantes (Gil-Calvo et al., 2019; Moreira et al., 2017; Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017):
 - **Acudir** a la prueba de **forma tranquila**, evitando realizar una actividad física moderada/intensa;
 - **Evitar** realizar **actividad física intensa** las 24 horas previas a la prueba;
 - **Evitar** el consumo de **tabaco, alcohol, medicamentos, café o té** en las 12 horas previas a la prueba;
 - **No comer** en las **2 horas previas** a la prueba y no hacerlo de forma copiosa o abundante;
 - **Evitar tratamientos terapéuticos** o la exposición a rayos UVA las 24 horas previas a la prueba;
 - **Evitar** la utilización de **productos cosméticos** (cremas, aceites, aerosoles, ...) en las piernas y los pies antes de la prueba.
- ✓ Se aseguró que los participantes **no** tuvieran ninguna **lesión** o molestia en el momento de realizar cada test.
- ✓ Los test se llevaron a cabo en una **cinta** ergométrica con el objetivo de poder controlar mejor la investigación. A pesar de que algunos estudios han sugerido pequeñas variaciones biomecánicas entre la carrera en cinta y al aire libre (Bowtell, Tan, & Wilson, 2009; García-Pérez et al., 2013; García-Pérez et al., 2014), otros estudios argumentan que correr en cinta puede ser representativo de correr al aire libre. Sin embargo, de cara a las investigaciones, debe tenerse en cuenta que los resultados podrán ser comparables, pero no equivalentes (Fellin, Manal, & Davis, 2010; Jones & Doust, 1996; Riley et al., 2008).
- ✓ La **pendiente** o inclinación de la cinta ergométrica donde se desarrollaron los test fue del 1% para simular la carga fisiológica propia de una carrera al aire libre (Jones & Doust, 1996).
- ✓ La realización de un **calentamiento de 6 minutos** fue suficiente para que la carrera se estabilizara, ya que según Hamill, Bates y Holt (1992) 5 min es el tiempo mínimo para conseguir dicha estabilización. Además, este periodo de calentamiento sirvió también para ayudar a los corredores/as a familiarizarse con la carrera en cinta (Lavcanska, Taylor, & Schache, 2005).

- ✓ Se determinó un **protocolo de 30 minutos** de carrera, para que fuera lo más real posible, pues esta duración es la mejor referencia de lo que ocurre normalmente cuando una persona sale a correr (MacLean, Van Emmerik, & Hamill, 2010). Además, el protocolo de una duración de 30 minutos, a una intensidad similar a la de este estudio, ya ha sido aplicado anteriormente con éxito (García-Pérez et al., 2013; García-Pérez et al., 2014; Mizrahi et al., 2000, 1997; Verbitsky et al., 1998).
- ✓ La **intensidad** de carrera se estableció en un rango entre el **70-75% del VO₂máx**, según el porcentaje en el que se situara el umbral anaeróbico individual de cada participante. Con esto se pretendió que ningún participante corriera los 30 minutos por encima de su umbral anaeróbico, para intentar simular la fatiga habitual de un entrenamiento, pues la mayoría de los corredores/as recreativos de larga distancia entrenan en cargas de trabajo por debajo de este umbral (Clansey et al., 2012).

3.3. Variables del estudio

A continuación, se detalla para cada área de estudio el instrumental de medida utilizado, la metodología seguida, así como el proceso de exportación de los datos para la determinación de las variables dependientes, y la descripción de las mismas.

3.3.1. Análisis de la fatiga

Instrumental de medida

Para la valoración de la percepción de la fatiga, se utilizó la **escala de percepción del esfuerzo de Borg** (Borg, 1982), de 15 puntos (comprende una puntuación entre 6 y 20 puntos) (Figura 31A). Esta escala es una herramienta que permite cuantificar la percepción subjetiva del esfuerzo del deportista, para determinar la intensidad del ejercicio que se está realizando.

Además, también se midió la frecuencia cardíaca mediante un **pulsómetro** de banda pectoral (Polar V800, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) (Figura 31B).



Figura 31. A) Escala de percepción del esfuerzo de Borg; B) Pulsómetro.

Metodología

Previamente al inicio de la prueba de carrera, se explicó a los corredores/as la escala de Borg. Así, al finalizar el calentamiento (tomado como minuto 1), y tanto al inicio, a mitad y al final de los 30 minutos de carrera (minutos 3, 15 y 27, respectivamente), se les pidió a los

participantes que valoraran su percepción del esfuerzo indicando una puntuación de la escala de Borg. Igualmente, en los mismos instantes se registró la frecuencia cardíaca.

Exportación de datos y variables

Los valores de la percepción del esfuerzo y de la frecuencia cardíaca registrados en cada uno de los instantes de la prueba de carrera, en cada una de las condiciones de soporte plantar estudiadas se anotaron, determinando las dos variables a analizar de esta área (Tabla 13).

Tabla 13. Variables del análisis de la fatiga.

Variables:	Descripción:
Percepción del esfuerzo (puntos)	Calificación del esfuerzo percibido.
Frecuencia cardíaca (ppm)	Registro de frecuencia cardíaca en pulsaciones por minuto.

3.3.2. Análisis de la transmisión de impactos

Instrumental de medida

Para la medición de la transmisión de impactos se utilizó un **equipo de acelerometría** formado por dos acelerómetros triaxiales (MEMS in MPU-60X0, BlauTic®, Valencia, España) de 2,5 g de masa total y dimensiones 40 mm x 22 mm x 12 mm. Con una potencia de 500 μ A y una frecuencia de muestreo de 415 Hz. Ambos acelerómetros se unieron a un transmisor (UL 94 HB, BlauTic®, Valencia, España) de dimensiones 65 mm x 105 mm x 19 mm, el cual se conectó por Bluetooth 4.0 a una tableta, con la aplicación AccelSys-tem® (BlauTic®, Valencia, España), a partir de la cual se tomaron registros de 15 segundos (Figura 32).

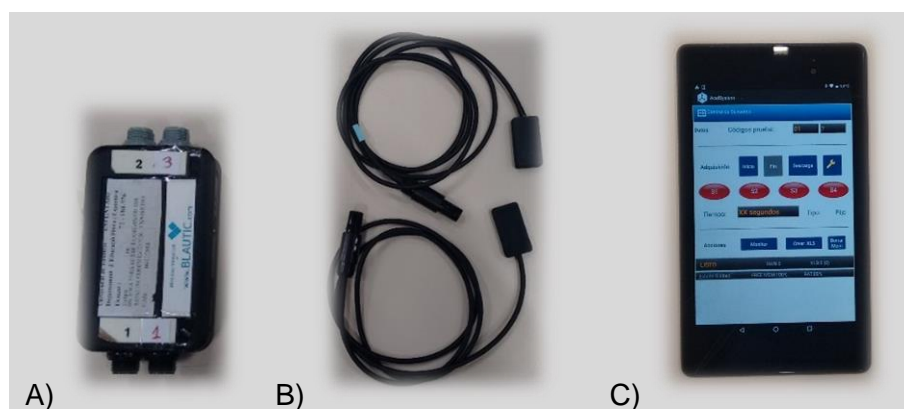


Figura 32. Equipo de acelerometría: A) Transmisor; B) Acelerómetros; C) Tableta con la aplicación de registro.

Metodología

Previamente a la prueba de carrera, se instrumentó a los participantes con el equipo de transmisión de impactos (Figura 33), colocándose un acelerómetro en la tibia de la pierna no dominante, para no interferir con el equipo de presión plantar de la pierna dominante, y otro en la cabeza. El primero se situó en la zona anteromedial distal de la tibia (Derrick et al., 2002; Mercer et al., 2002; Milner et al., 2006; O'Leary et al., 2008), y se alineó con el eje longitudinal del hueso (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch, & Pérez-Soriano, 2017). El otro se ubicó en la zona central de la frente. Ambos acelerómetros se fijaron a la piel mediante cinta adhesiva médica, y además se aseguraron con venda cohesiva alrededor de la pierna y la cabeza, respectivamente (Sheerin et al., 2019). Una vez fijados, se conectaron por cable al transmisor, situado en la espalda del corredor/a mediante un cinturón. Finalmente, el transmisor quedaba conectado por Bluetooth a una tableta, para su mejor manipulación.

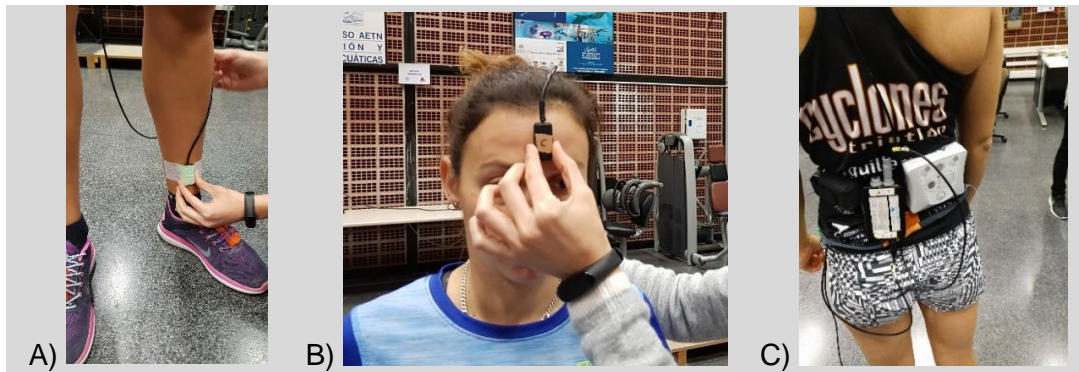


Figura 33. Colocación del equipo de transmisión de impactos: A) Situación del acelerómetro de la tibia; B) Situación del acelerómetro de la cabeza; C) Situación del transmisor.

Este protocolo de instrumentación cumplió con las recomendaciones de estudios previos para reducir el error y minimizar la señal de ruido (Coventry, O'Connor, Hart, Earl, & Ebersole, 2006; Gruber, Boyer, Derrick, & Hamill, 2014):

- ✓ 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 la tolerancia del participante.

Exportación de datos y variables

Los datos de aceleración se registraron en el transmisor, y fueron volcados a un ordenador como archivos “.xls”. Estos archivos se trataron con el programa Matlab (versión 9.9 (R2018b), The Math Works Inc., Natick, EEUU). Previa transformación a formato “.mat”, un software de diseño propio filtró la señal. El filtro utilizado fue un filtro de paso bajo con filtro Chebyshev tipo II (Parks & Burrus, 1987) de orden 8, con una frecuencia de corte de 120 Hz, y un rizado de la banda atenuada de 40 dB, con el objetivo de eliminar el ruido de la señal. Después de filtrar la señal, el software identificó y exportó automáticamente las variables de análisis (Camacho García, Llinares Llopis, Lucas-Cuevas, & Pérez Soriano, 2016).

A partir de la señal de aceleración global, el software fue programado para realizar el siguiente análisis de las componentes verticales de la señal (Figura 34):

- Calcular el periodo de la señal (duración del paso), situando el instante temporal de máxima autocorrelación en la señal (Orfanidis, 1988).
- Detectar el instante de máxima aceleración dentro del primer periodo de la señal, y registrar la posición (tiempo) y la aceleración de este punto.

- Determinar el primer mínimo local de aceleración anterior al máximo, y registrar 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 puntos de interés de cada paso, obtenidos mediante este proceso, se mostraron de forma gráfica para ser revisados de forma individual y manualmente, y así poder confirmar que el programa identificó los puntos correspondientes, y en su caso descartar los erróneos y corregirlos.

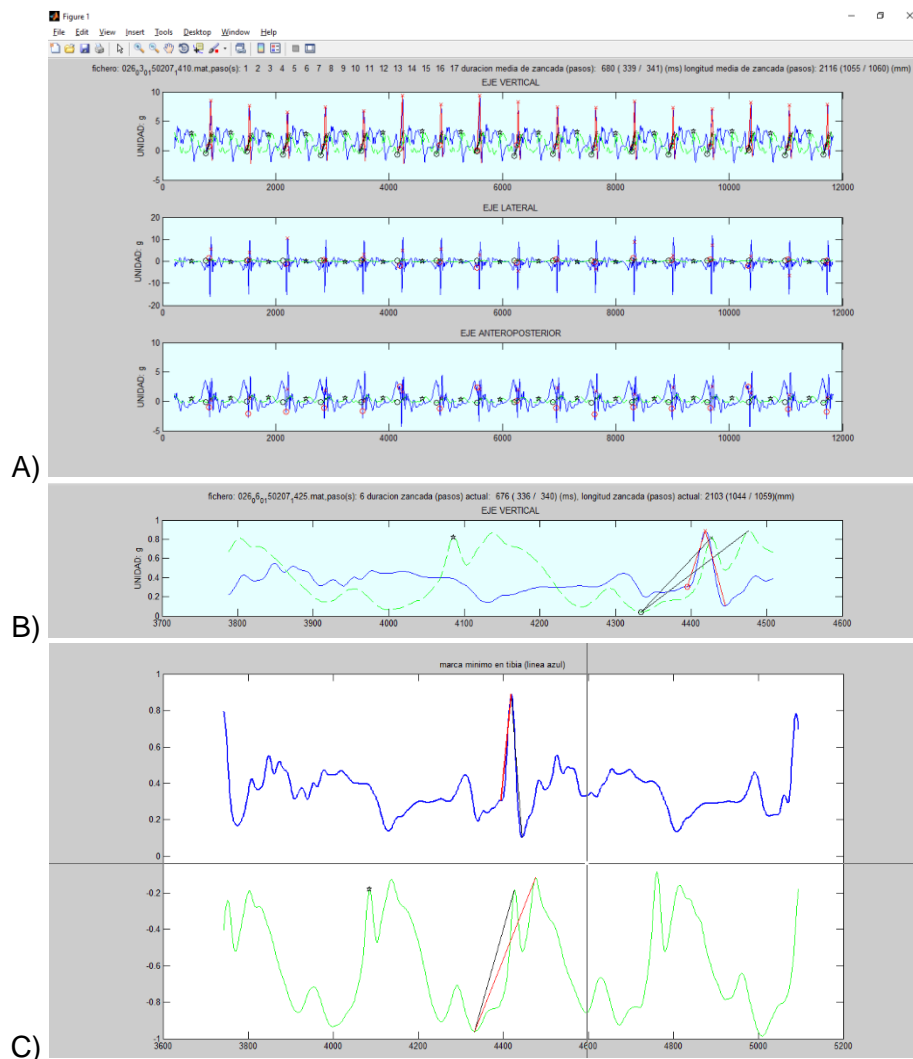


Figura 34. Tratamiento de datos con Matlab: A) Representación gráfica de la totalidad de la señal en sus tres ejes; B) Identificación de los puntos de interés de un único paso en el eje vertical; C) Ventana de confirmación o modificación de los puntos de interés de un paso concreto.

Una vez se confirmaron todos los pasos, el software exportó en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU) el valor medio para cada una de las diferentes variables de análisis de esta área (Tabla 14).

Tabla 14. Variables de transmisión de impactos analizadas en el estudio.

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

3.3.3. Análisis de la presión plantar

Instrumental de medida

Para la medición de las presiones plantares en las diferentes condiciones de estudio, se empleó el sistema de **plantillas instrumentadas F-Scan®** (3000E Sport, Tekscan, Massachusetts, EEUU) (Figura 35). Este sistema utiliza una plantilla instrumentada recortable, flexible, extremadamente fina (0,406 mm), con una resolución espacial de 3,9 sensores/cm², y un rango de presión de 75-125 PSI / 517-862 kPa. Cada plantilla posee como máximo 954 sensores de detección, y se puede ajustar a cualquier tipo de calzado y talla mediante su recorte según las instrucciones del fabricante, lo cual reduce el número de sensores. Se basa en tecnología resistiva, cuyos sensores son resistencias sensoras de fuerzas, donde al aumentar la presión, la lámina conductora ve disminuida su resistencia eléctrica (Moreno et al., 2004). La frecuencia de muestreo fue de 200 Hz, y se tomaron registros de 15 segundos en los momentos detallados anteriormente en el protocolo.

Este equipo ha sido valorado con aceptable fiabilidad en estudios anteriores (Ahroni, Boyko, & Forsberg, 1998; Luo, Berglund, An, & others, 1998; Mueller & Strube, 1996; Okholm Kryger, Jarratt, Mitchell, & Forrester, 2017; Randolph, Nelson, Akkapeddi, Levin, & Alexandrescu, 2000; Salles & Gyi, 2013).

El sistema está compuesto por los siguientes dispositivos (Figura 35):

- A. Plantillas instrumentadas.
- B. Un módulo amplificador de señal.
- C. Un transmisor de telemetría.
- D. Software de análisis.

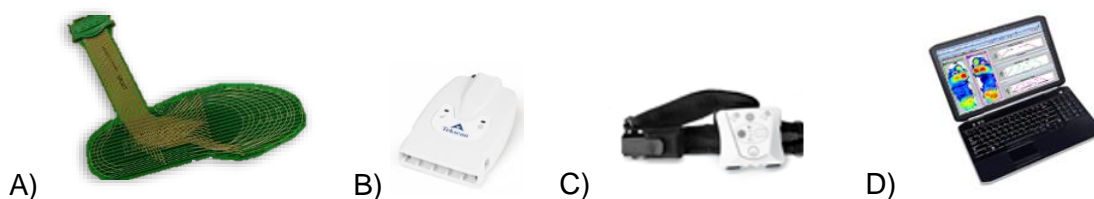


Figura 35. Sistema de plantillas instrumentadas F-Scan®. A) Plantilla instrumentada; B) Módulo amplificador de señal; C) Transmisor de telemetría; D) Software de análisis.

La plantilla instrumentada se conecta a un amplificador, colocado en la parte inferior de la pierna del participante, conectado a su vez a un transmisor de telemetría, dispuesto en la cintura del participante. El transmisor envía los datos vía wifi al ordenador con el software específico del equipo (F-Scan Research® V7.50, Tekscan, Massachusetts, EEUU).

Metodología

Se pidió la talla de calzado a cada participante para preparar el tamaño de la plantilla instrumentada. Se introdujo la plantilla instrumentada dentro de la zapatilla del pie dominante del corredor/a, encima del soporte plantar de estudio, asegurándola con cinta adhesiva de doble cara (Figura 36A). Únicamente se midió la presión plantar en un pie, ya que estudios previos no encontraron diferencias significativas entre ambos pies (Weist et al., 2004; Willson & Kernozek, 1999) y para no interferir con los equipos de transmisión de impactos y cinemática angular, colocados en la pierna no dominante.

Una vez el participante se hubo calzado la zapatilla, se conectó la plantilla instrumentada al amplificador de señal, que se colocó mediante una cincha con velcro al tobillo del participante (Figura 36B). A su vez, se conectó el amplificador al transmisor de telemetría, dispuesto en la cintura del corredor/a con un cinturón (Figura 36C).

Posteriormente, y justo antes de comenzar la prueba de carrera, se llevó a cabo la calibración a presiones cero. En este punto, primero se introdujo el peso del participante en el sistema. A continuación, se les pidió a los participantes que elevaran su pierna izquierda para mantenerse en equilibrio sobre su pierna derecha durante 10 segundos, haciendo presión sobre la plantilla instrumentada, mientras el sistema realizaba la calibración (Figura 36D). De esta forma el sistema determinó esa presión como el valor cero, quedando así la carga normalizada al peso individual de cada participante.

Una vez se realizaron todos los pasos explicados del proceso de calibración, los participantes iniciaron el calentamiento y el resto de la prueba de carrera, de acuerdo al protocolo anteriormente detallado.

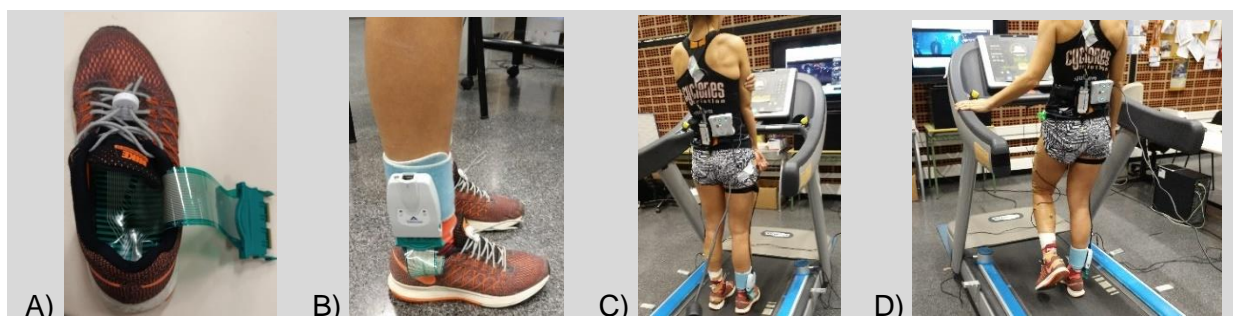


Figura 36. Proceso de calibración con el sistema de plantillas instrumentadas F-Scan®. A) Inserción de la plantilla instrumentada; B) Conexión de la plantilla instrumentada con el amplificador; C) Conexión del amplificador con el transmisor de telemetría; D) Calibración del sistema.

Exportación de datos y variables

El tratamiento de datos se llevó a cabo con el software específico del equipo (F-Scan Research® V7.50, Tekscan, Massachusetts, EEUU). De cada registro de 15 segundos se obtuvo la media de todos los pasos comprendidos en este tiempo, desestimándose el primero y el último, para garantizar la toma de la totalidad de cada paso. A continuación, en cada registro se dividió la planta del pie en 9 zonas, siguiendo la misma división que sugieren otros estudios (García-Pérez et al., 2013; Hong, Wang, Li, & Zhou, 2012; Lucas-Cuevas et al., 2014b), pero añadiendo también la planta del pie completa como una zona más (Figura 37). La división de las zonas se realizó de forma manual mediante la incorporación de cajas, ajustándose a cada talla de pie/plantilla, y siguiéndose siempre el mismo método, presentado en la figura 37, y que se especifica con más detalle en el apartado del análisis de la temperatura superficial plantar (Véase apartado 3.3.6. *Análisis de la temperatura superficial plantar – Exportación de datos y variables*). Tras la división de las zonas, se extrajo cada una de las variables de presión plantar (Tabla 15), para cada zona establecida, excepto en las variables integral presión-tiempo y presión relativa que no se obtuvieron de la planta completa.

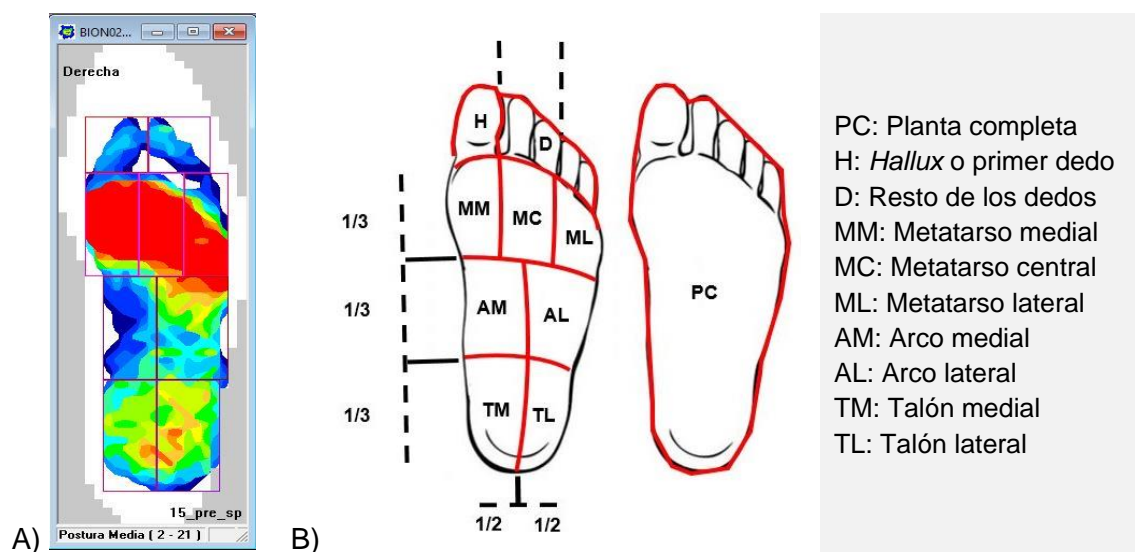


Figura 37. Representación de las zonas de la planta del pie para el análisis de la presión plantar: A) Ejemplo del sistema de cajas utilizado en un registro; B) Método, división y descripción de las 10 zonas analizadas.

Tabla 15. Variables de presión plantar analizadas en el estudio en cada una de las zonas.

Variables:	Descripción:
Media de presión máxima (kPa)	Promedio de todas las presiones máximas registradas (en cada zona).
Integral presión-tiempo (kPa/s)	La presión que se está aplicando en una zona determinada durante la fase de apoyo (el área bajo la curva de presión-tiempo).
Presión Relativa (%)	Calculada como el porcentaje que supone la media de presión máxima de una zona del pie en relación a la media de presión máxima de toda la planta completa del pie (suma de todas las zonas).

3.3.4. Análisis de la cinemática espacio-temporal

Instrumental de medida

Para la medición de los parámetros cinemáticos espacio-temporales se usó el sistema de **células fotoeléctricas de medición óptica** OptoGait (Microgate, Bolzano, Italia), formado por dos barras ópticas de 96 LEDs de infrarrojo, situadas una a cada lado de la cinta ergométrica (García-Pinillos et al., 2018; Lee et al., 2014; Lienhard, Schneider, & Maffiuletti, 2013; Lussiana et al., 2017) (Figura 38). Las barras se conectaron a un ordenador y fueron controladas mediante el software proporcionado por OptoGait (V.1.9.9.0) para tomar registros de 15 segundos, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Además, también se utilizó una webcam conectada al mismo software, y colocada en el plano lateral, según indicaciones del fabricante, para la grabación en vídeo de la carrera durante la toma de datos de forma sincronizada. Se tomaron registros de ambas extremidades (pierna dominante y no dominante).

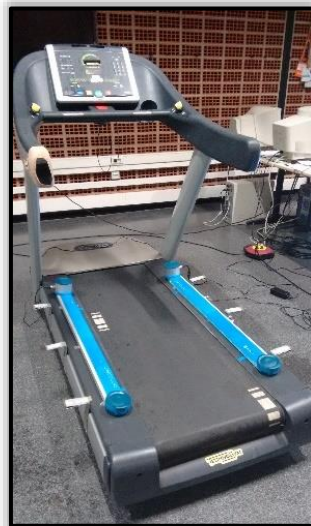


Figura 38. Colocación del sistema OptoGait en la cinta ergométrica.

Metodología

Antes de comenzar la prueba de carrera, se midió de forma automática la longitud de uno de los pies de cada participante (tomando los LEDs que ocupara el pie como unidad de medida), con la propia zapatilla, mediante el software de OptoGait. Para esto, se pidió a los corredores/as que se situaran en el centro de la cinta, con los pies paralelos a las barras del equipo, y que levantaran uno de ellos. Una vez estabilizados, se tomaba la medida.

Exportación de datos y variables

Previamente a la exportación de los datos, se identificó en el software de OptoGait el pie con el que se realizó el primer contacto en cada registro, visualizando las grabaciones tomadas por la webcam (Figura 39). A partir de aquí, se exportaron los registros de una misma sesión en un archivo “.xml”, en el cual aparecen diferentes variables espacio-temporales calculadas de forma automática por el propio software, donde se organizaron y seleccionaron las variables a analizar de esta área (Tabla 16).

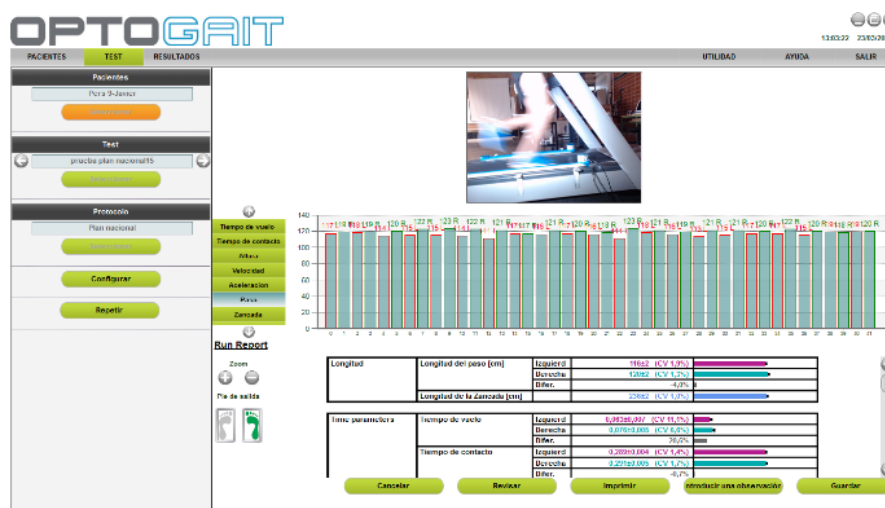


Figura 39. Identificación del primer pie de contacto con el software de OptoGait.

Tabla 16. 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 despega hasta que el pie contrario contacta con el suelo.
Longitud de zancada (m)	Distancia recorrida con una zancada (desde el contacto de un pie hasta el siguiente contacto con el mismo pie).
Frecuencia de zancada (zancadas/s = Hz)	Número de zancadas (o ciclos, 2 pasos) que se dan en un segundo.

3.3.5. Análisis de la cinemática angular

Instrumental de medida

Para el análisis de los parámetros de la cinemática angular se empleó el sistema de **captura del movimiento en 3 dimensiones** (3D) Optitrack (NaturalPoint Inc., Oregon, EEUU). Dicho sistema estuvo compuesto por 6 cámaras infrarrojas (Flex 3), una de ellas con función de grabación de vídeo digital, dispuestas alrededor de la cinta ergométrica. Además, se utilizaron 6 marcadores pasivos y reflectantes, de 12 mm de diámetro (Figura 40). Tres de ellos fueron empleados para la medición del ángulo de flexo-extensión de la rodilla, y los otros tres para la medición del ángulo de eversión del retropié, ambas mediciones de la extremidad no dominante. Se tomaron registros de una duración de 15 segundos y con una frecuencia de muestreo de 100 Hz con el software Motive: Tracker (NaturalPoint Inc., Oregon, EEUU), versión 1.10.



Figura 40. Sistema de captura del movimiento Optitrack. A) Cámara Flex 3; B) Disposición de las cámaras en el laboratorio; C) Marcadores.

Metodología

Antes de cada test, se instrumentó a los participantes con los marcadores en la pierna no dominante. Los marcadores fueron adheridos a la superficie de la piel mediante pegamento especial para pieles y cinta adhesiva médica. Para el análisis cinemático de la flexo-extensión de rodilla, se utilizó un modelo de 3 marcadores (De Lucca & Melo, 2012; De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000; Hardin, van den Bogert, & Hamill, 2004; Mündermann et al., 2003a), situados: 1) en el trocánter mayor de la cadera, 2) en el epicóndilo femoral lateral de la rodilla, y 3) en el maléolo lateral del tobillo. El ángulo de estudio fue el ángulo α , definido por el ángulo formado entre el segmento rodilla-tobillo, y la prolongación del segmento rodilla-cadera (Figura 41).

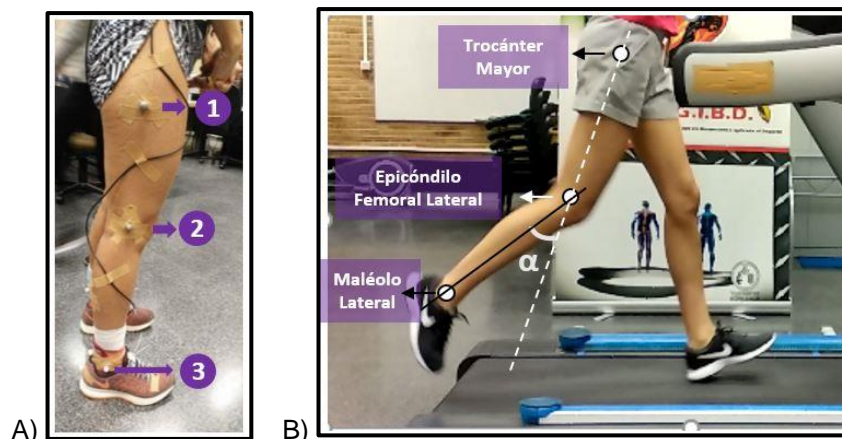


Figura 41. Modelo empleado para el análisis de la flexo-extensión de rodilla: A) Posición de los marcadores; B) Formación del ángulo α de estudio.

Por otro lado, para el análisis cinemático de la eversión del retropié, se usó un modelo de 3 marcadores, adaptado del modelo de 4 de Clarke et al. (1984) habitualmente usado en este análisis (Cheung & Ng, 2007; De Wit et al., 2000; Tartaruga et al., 2010). Los marcadores se situaron: 1) bajo la bifurcación de los gastrocnemios, 2) en el tendón de Aquiles, y 3) en el centro del calcáneo. El ángulo de estudio fue el ángulo β , definido por el ángulo formado entre el segmento calcáneo-tendón de Aquiles, y la prolongación del segmento tendón de Aquiles-gastrocnemios (Figura 42).

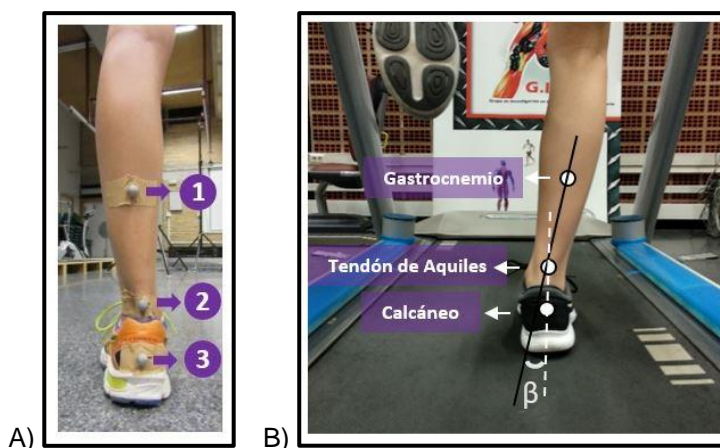


Figura 42. Modelo empleado para el análisis de la eversión del retropié: A) Posición de los marcadores; B) Formación del ángulo β de estudio.

El espacio fue calibrado antes de comenzar cada test, según las indicaciones del fabricante del sistema, mediante una varita de calibración, y una escuadra para establecer el plano del suelo (Figura 43A-B). Además, también se tomó una medición con el participante sobre la cinta en bipedestación y en estático, con las piernas paralelas y extendidas de forma natural, con el objetivo de normalizar los datos de los registros tomados (Figura 43C). De esta forma, se establecieron como 0° los ángulos en dicha posición.

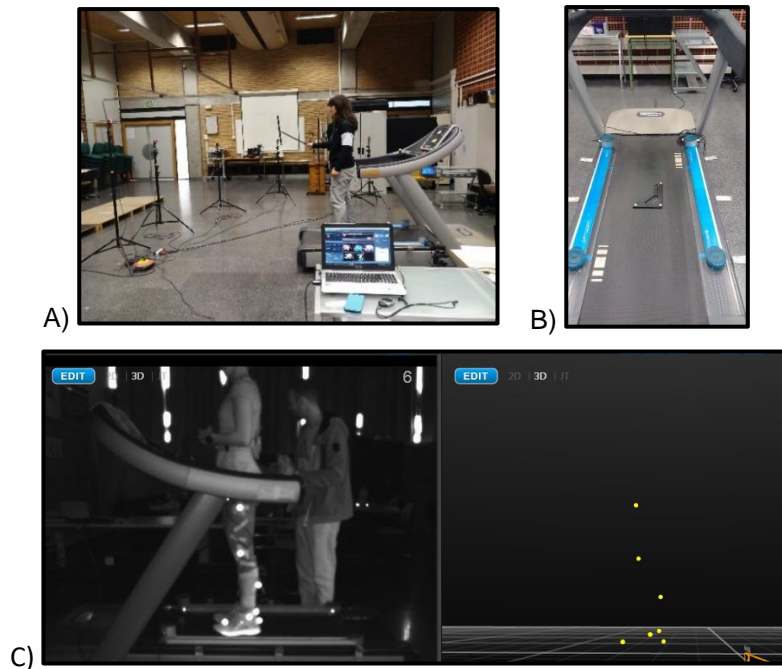


Figura 43. Proceso de calibración: A) Calibración del espacio con la varita; B) Definición del plano del suelo; C) Posición del corredor/a para la normalización de los datos.

Exportación de datos y variables

En primer lugar, se llevó a cabo el proceso de digitalización, mediante el propio software de registro (Motive: Tracker). En este proceso se asignaron manualmente nombres a cada uno de los marcadores, en el primer fotograma registrado en cada medición, para que a partir de aquí el programa los detectara y nombrara de forma automática (Figura 44). Después de esto, cada archivo fue revisado individualmente para confirmar que los marcadores se habían reconocido de forma adecuada y poder corregir posibles errores.

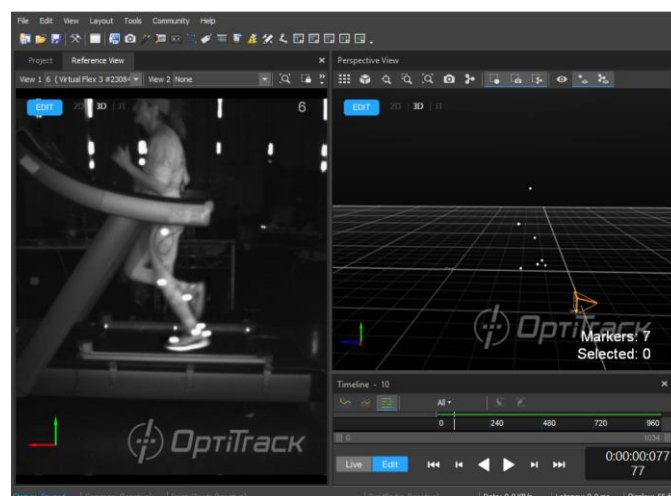


Figura 44. Visualización en el software Motive el proceso de digitalización de los marcadores.

A continuación, se exportaron los datos en un formato “.csv” y se convirtieron a “.xls” para poder ser organizadas las columnas en un orden específico. A partir de aquí, los archivos se trataron con Matlab (versión 9.9 (R2018b), The Math Works Inc., Natick, EEUU), mediante un software de diseño propio, que realizó el siguiente procedimiento:

- Calcular matemáticamente a partir de las coordenadas de los marcadores en el espacio, los ángulos de flexo-extensión de rodilla y de eversión del retropié, a lo largo de todo el registro tomado.
- Restar a estos datos los valores obtenidos en la posición en estático, para establecer como 0° los ángulos en dicha posición.
- Determinar a partir de la señal de la flexo-extensión de rodilla, los instantes del ciclo de carrera: contacto inicial, instante de la máxima flexión durante la fase de apoyo y despegue de los dedos, según sugieren De Lucca y Melo (2012) (Véase *Figura 17, apartado 1.3.3.2. Parámetros angulares*).
- Determinar los valores de estos instantes, en 5 pasos seguidos, mediante la identificación de máximos y mínimos, mostrando gráficamente la señal para ser confirmada manualmente (Figura 45).
- Determinar los valores de la eversión del retropié, a partir de la señal de la flexo-extensión de rodilla, y los instantes anteriormente calculados.
- Extraer el promedio de los 5 pasos para cada variable.

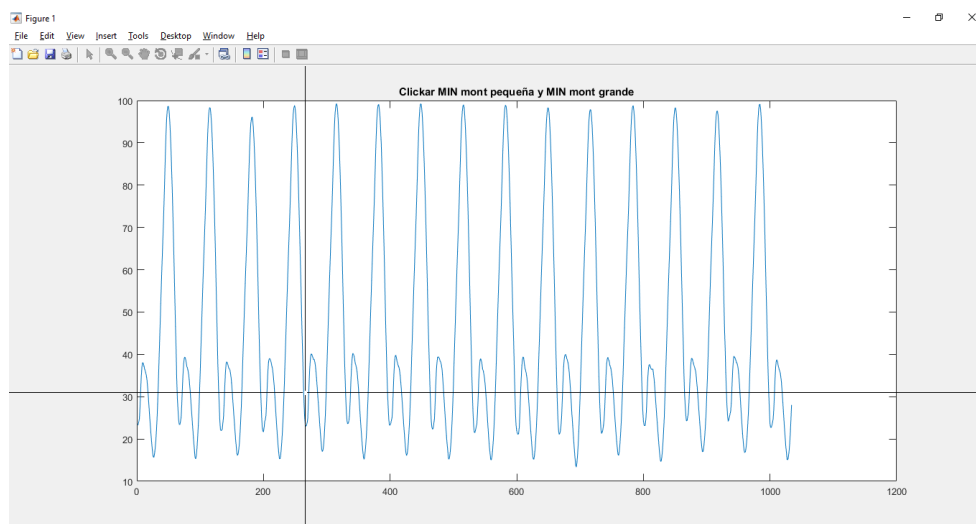


Figura 45. Señal de la flexión de rodilla creada con Matlab, mostrada gráficamente ángulo/tiempo, para el tratamiento de los datos.

Una vez se ejecutó todo el procedimiento, el software exportó en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU) el valor medio, para cada una de las diferentes variables de análisis de esta área (Tabla 17).

Tabla 17. Variables del análisis de la cinemática angular estudiadas.

Variables:	Descripción:
Flexión en el contacto (°)	Ángulo de flexión de rodilla en el contacto inicial del pie en el suelo.
Flexión Máxima (°)	Ángulo de flexión máxima de rodilla durante la fase de apoyo del pie.
Flexión en el despegue (°)	Ángulo de flexión de rodilla en el despegue del pie del suelo.
Porcentaje Ciclo Flexión Máx (%)	Porcentaje del ciclo completo en el que se produce la máxima flexión de rodilla.
Eversión en el contacto (°)	Ángulo de eversión del retropié en el contacto inicial del pie en el suelo.
Eversión Máxima (°)	Ángulo de eversión máxima del retropié durante la fase de apoyo del pie.
Eversión en el despegue (°)	Ángulo de eversión del retropié en el despegue del pie del suelo.
Porcentaje Apoyo Eversión Máx (%)	Porcentaje de la fase de apoyo en el que se produce la eversión máxima.

3.3.6. Análisis de la temperatura superficial plantar

Instrumental de medida

Para el análisis de la temperatura superficial de la piel se utilizó la **cámara termográfica FLIR E60bx** (Flir Systems Inc., Oregon, EEUU), con una resolución infrarroja de 320x240 píxeles, y una sensibilidad térmica de 0,05°C (Figura 46). La precisión de las mediciones de temperatura superficial es de $\pm 2^\circ\text{C}$ y la escala en la que mide la cámara está entre -20°C y 650°C .



Figura 46. Cámara termográfica utilizada en el estudio.

Metodología

Como se ha detallado en el protocolo, se tomaron imágenes termográficas en dos momentos diferentes:

- 1) Pre ejercicio: antes de comenzar el test de carrera, pero tras 10 minutos de aclimatación a la temperatura de la sala, tiempo mínimo que sugieren diversos autores para una correcta adaptación a las condiciones de la sala (Gil-Calvo et al., 2019; Marins et al., 2014; Sillero-Quintana et al., 2015);
- 2) Post ejercicio: al concluir el minuto 27 del test de carrera, antes de instrumentar de nuevo el equipo de presión plantar.

Durante el tiempo de aclimatación, los participantes se situaron sentados en una camilla, con las piernas extendidas, y los pies al descubierto y elevados del suelo (Gil-Calvo et al., 2017, 2019).

En cada uno de estos momentos se tomó una imagen de la planta del pie dominante del participante, descalzo, sin zapatilla ni calcetín, con el participante en la misma posición en la que había estado durante la aclimatación y con las plantas de los pies perpendiculares al suelo. La cámara termográfica se colocó con el objetivo perpendicular al suelo y paralelo a las plantas de los pies, y a 1 metro de distancia de las plantas de los participantes (Gil-Calvo et al., 2019; Hildebrandt et al., 2010); y fue encendida 10 minutos antes de cada medición para garantizar su estabilización electrónica. Además, se situó tras los pies del participante

un panel negro mate anti-reflectante para minimizar los efectos de la temperatura reflejada del ambiente de la sala, como también para evitar la visualización de otras regiones del cuerpo como las piernas, que pudieran causar confusión en el análisis (Gil-Calvo et al., 2017, 2019; Priego Quesada et al., 2015) (Figura 47).

Estas tomas se realizaron en una sala anexa a la que se llevaba a cabo el test de carrera, únicamente con el evaluador y el participante en la zona de la toma, sin equipos electrónicos cerca que perturbasen la medida y en ausencia de luz solar y eléctrica. Asimismo, la temperatura ambiente y la humedad relativa fueron registradas mediante un higrómetro digital (Digital thermo-hygrometer, TFA Dostmann, Wertheim-Reicholzheim, Alemania). Estos parámetros se controlaron para que todas las pruebas se desarrollaran en condiciones similares, y evitar diferencias de temperatura ambiente superiores a 2°C entre test, con condiciones de soporte plantar distintas. De esta forma, la temperatura ambiente media fue de 20,9 (1,0)°C y la humedad relativa media fue de 39,4 (6,4) %. Igualmente, antes de las tomas de las imágenes, se midió la temperatura reflejada de la sala siguiendo la normativa ISO 18434-1:2008, mediante un panel con papel de aluminio rugoso, e introduciéndose dicho valor en la configuración de la cámara (Gil-Calvo et al., 2019; ISO, 2008; Priego Quesada, 2017) (Figura 47C).

Los participantes habían sido previamente informados de las condiciones que debían cumplir para la correcta obtención de las imágenes termográficas y se pasó una encuesta justo antes de las tomas de las imágenes, para corroborar que se habían seguido dichas instrucciones (*Véase apartado 3.2.4. Condiciones de los test*) (Gil-Calvo et al., 2019; Moreira et al., 2017; Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017).

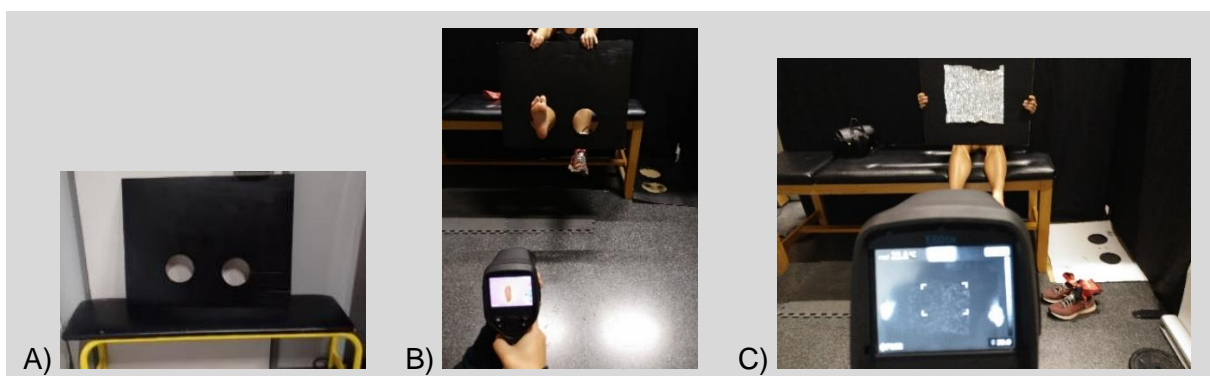


Figura 47. Protocolo para la toma de las imágenes termográficas: A) Panel negro mate anti reflectante; B) Posición del participante durante la toma de una imagen termográfica; C) Medición de la temperatura reflejada.

Exportación de datos y variables

Para el análisis de las imágenes termográficas de las plantas de los pies se utilizó el software ThermaCam Researcher Pro 2.10 (Flir Systems Inc., Oregon, EEUU). En primer lugar, se definieron un total de 10 regiones de interés (ROI's), siguiendo la división de la planta utilizada en el análisis de las presiones plantares, mediante el método descrito en la figura 48. Este análisis fue realizado siempre por la misma evaluadora, de tal forma que el área de cada ROI fuera lo más constante posible para todos los participantes. A continuación, se extrajo la temperatura media de cada ROI. Para ello, la emisividad de la piel se fijó en 0,98 (Steketee, 1973). Los datos fueron registrados en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU), donde para finalizar, se calcularon las variaciones de temperatura de cada ROI (Vargas et al., 2009), y se prepararon y organizaron las variables a analizar (Tabla 18).

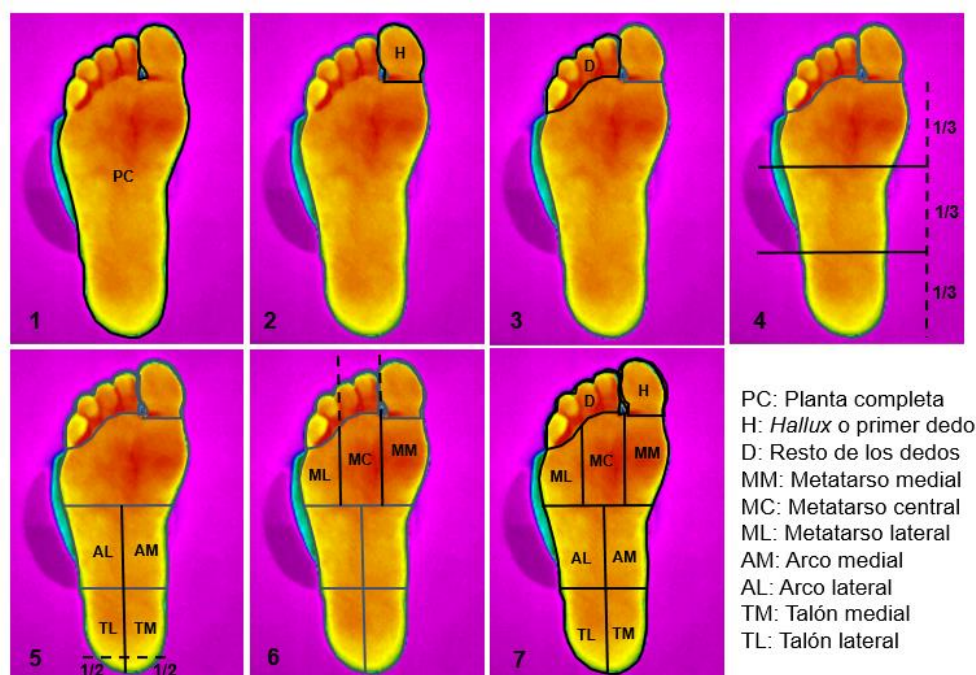


Figura 48. Método utilizado en la definición de las 10 ROI's analizadas: 1) Contorno de la planta; 2) Delimitación del primer dedo; 3) Delimitación del resto de los dedos; 4) Determinación de las líneas horizontales; 5) Determinación de la línea media inferior; 6) Definición de las líneas verticales del metatarso; y 7) Delimitación de las 9 ROI's.

Tabla 18. Variables del análisis de la temperatura superficial plantar estudiadas en cada ROI.

Variables:	Descripción:
Temperatura absoluta (°C)	Temperatura media (en cada ROI).
Variación de temperatura (°C)	Incremento de la temperatura desde el momento Pre ejercicio hasta el momento Post ejercicio, calculada como la resta de la temperatura Post menos la temperatura Pre (en cada ROI).

Estudio de la capacidad de transferencia de calor de cada soporte

Con la finalidad de una mejor interpretación de los resultados en el área de termografía, se determinó la capacidad de transferencia o transmisión de calor que presentaba cada uno de los soportes plantares utilizados. Para ello, se llevó a cabo un experimento de laboratorio donde se calentaron los dos soportes a la vez, mediante una plancha de calentamiento que permitía regular la temperatura y mantenerla estable (Figura 49). Primero se configuraron las características de la cámara termográfica FLIR E60bx (Flir Systems Inc., Oregon, EEUU), introduciendo la temperatura ambiente, humedad relativa y temperatura reflejada (previamente medida). A continuación, se puso en marcha la plancha de calentamiento (Agimatic-E, Selecta, Barcelona, España) para que calentara a 50°C y se mantuvo estable. Una vez hubo alcanzado esta temperatura, se situaron encima los dos soportes plantares y se tomaron tres imágenes: una nada más colocar los soportes encima del hornillo (minuto 0), otra a los 3 minutos, y una última a los 5 minutos. Constantemente se controló la temperatura de la plancha. Este proceso se llevó a cabo tres veces, una para cada zona de los soportes que se consideró distinta: antepié, mediopié y retropié.



Figura 49. Soportes plantares colocados en la plancha, para su calentamiento.

El análisis de las imágenes termográficas se realizó también mediante el software ThermaCam Researcher Pro 2.10 (Flir Systems Inc., Oregon, EEUU). Se extrajo la media de temperatura de un área circular de 2209 píxeles en cada una de las regiones a analizar (Figura 50). La emisividad se fijó en 0,95, por ser los materiales de los soportes lo más similares al tejido de algodón cuya emisividad es conocida con este valor (Carr et al., 1997).

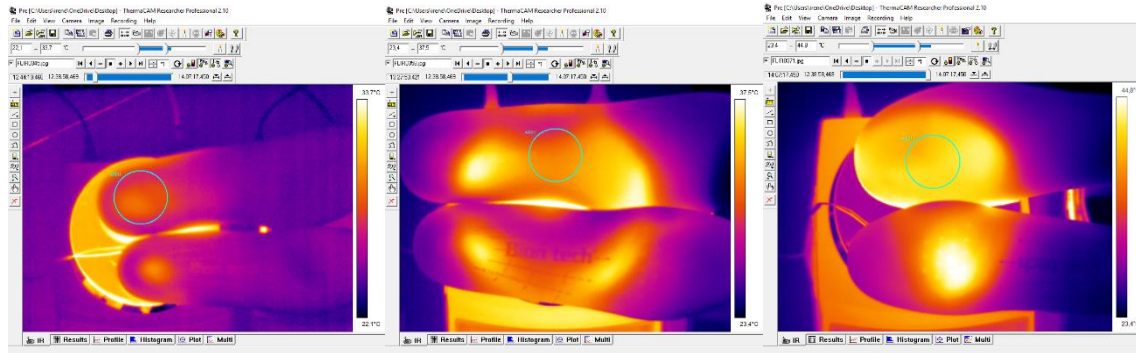


Figura 50. Análisis de las imágenes termográficas en el retropié, mediopié y antepié, de izquierda a derecha.

A partir de aquí se aplicó la fórmula del calor suministrado (Kreith, Manglik, & Bohn, 2012):

$$\Delta Q = m \cdot Ce \cdot \Delta T$$

Donde:

- ΔQ (kJ): Calor suministrado;
- m (kg): Masa;
- Ce (kJ/kg°C): Calor específico;
- ΔT (°C): Diferencia de Temperaturas.

Puesto que el objetivo del experimento era estimar cuál de los dos soportes presentaba mayor capacidad de transferencia de calor, en función de su calor específico, se asumió un mismo calor suministrado para los dos soportes en el experimento dado, quedando la relación de la siguiente manera:

$$\frac{Ce_1}{Ce_2} = \frac{m_2 \cdot \Delta T_2}{m_1 \cdot \Delta T_1}$$

Siendo:

$$\frac{Ce_{ST}}{Ce_{SC}} = \frac{m_{SC} \cdot \Delta T_{SC}}{m_{ST} \cdot \Delta T_{ST}}$$

Así, se estableció una relación inversa entre el calor específico y el producto de la masa por la diferencia de temperaturas (la diferencia entre la temperatura del hornillo y la temperatura medida en el soporte plantar con termografía). Según esta relación, si el calor específico es mayor, para la misma transferencia de calor, el incremento de temperatura será menor. Deduciéndose así que, ante un calor específico mayor, la transferencia de calor será mejor.

3.3.7. Análisis de la percepción del confort

Instrumental de medida

Para el estudio de la percepción del confort proporcionado por los soportes plantares, se utilizó una **escala visual analógica** (VAS) de 150 mm, con 12 ítems (Anexo IV), que conformó un cuestionario de una hoja. Se ha demostrado que esta escala es una herramienta fiable para la evaluación del confort (Gil-Calvo, 2018; Mündermann et al., 2002), y ha sido utilizada anteriormente en numerosos estudios con el fin de evaluar el confort con el uso de soportes plantares (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mills et al., 2011; Mündermann et al., 2004; Mündermann et al., 2003, 2002; O’Leary et al., 2008; Salles & Gyi, 2013).

Para cada variable, la escala contenía una línea horizontal de 150 mm de longitud, siendo la calificación en su extremo izquierdo (0 mm) de “Nada confortable” (0%), y en el extremo derecho (150 mm) de “Mejor confort imaginable” (100%) (Figura 51).



Figura 51. Escala visual analógica de 150 mm, utilizada para el análisis de la percepción del confort (Adaptado de Mündermann et al. (2002)).

Metodología

Al concluir los 30 minutos de la prueba de carrera se pasó a los participantes el cuestionario de confort para que valoraran sus sensaciones con los soportes plantares. Se les explicó que debían realizar una línea vertical que cortara con la horizontal de la escala, a la altura que consideraran según su sensación de confort, en cada uno de los ítems mostrados. Además, también se les detalló la descripción de cada ítem para facilitar su mejor comprensión (Mündermann et al., 2002) (Tabla 19).

Para la valoración del soporte control se les proporcionó un bolígrafo de color rojo, y para la valoración del soporte termoconformable uno de color azul, de tal forma que se pudieran distinguir las dos mediciones en el análisis posterior.

Exportación de datos y variables

El análisis de los cuestionarios de confort se llevó a cabo mediante una regla, midiendo la distancia en milímetros entre el extremo izquierdo (punto 0 mm) y la marca (línea vertical) realizada por los participantes, en cada uno de los ítems, conformando cada una de las

variables a tratar (Tabla 19). Estos valores fueron introducidos en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU), donde se normalizaron en porcentaje para facilitar su comprensión. Así, se consideraron los 150 mm como el 100%, y se obtuvo el porcentaje del valor medido respecto a estos 150 mm.

Tabla 19. Variables del análisis de 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.

3.4. Análisis estadístico

Los datos de cada una de las variables de cada área estudiada fueron introducidos en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU), donde se organizaron y prepararon para el tratamiento estadístico. A continuación, estos datos se importaron al programa estadístico SPSS versión 23.0 (SPSS, IBM, Armonk, EEUU), donde se llevaron a cabo los tratamientos estadísticos correspondientes para cada uno de ellos. Antes que nada, se realizó un análisis descriptivo de las características de los participantes (edad, masa corporal, altura, entrenamiento semanal, años de experiencia, VO_2/kg y $vVO_2máx$) con su media y desviación estándar, en conjunto y separados por género.

Seguidamente, se llevó a cabo un **análisis exploratorio** de los datos obtenidos con cada instrumento, para detectar y eliminar valores atípicos o erróneos (*outliers*). Tras esto, se comprobó la **normalidad** de las variables dependientes de cada área (desglosadas en el *apartado 3.3. Variables del estudio*) mediante la prueba estadística Kolmogorov-Smirnov. Todas las variables mostraron un valor de significación de $P > 0,05$; lo cual indicó que los datos se distribuyeron de forma normal, y pudieron realizarse pruebas paramétricas. Después, se extrajeron los **estadísticos descriptivos** de cada una de las variables, con lo que los resultados se presentan en la sección de resultados (*Véase apartado 4. Resultados*) con sus medias e intervalos de confianza (95% IC).

Únicamente en las variables espacio-temporales, al haberse registrado ambas extremidades, previamente se llevaron a cabo pruebas T-Student para muestras relacionadas, para realizar las comparaciones por pares entre las dos extremidades (pierna dominante y pierna no dominante). Al no encontrarse diferencias entre extremidades ($P > 0,05$), se tomó la media de ambas, y se utilizó este valor para el siguiente análisis.

Así, una vez comprobada la normalidad de los datos, se llevaron a cabo **análisis de varianza** con pruebas de ANOVAs de medidas repetidas (Modelo Lineal General), con diferentes factores según el área a tratar:

1. Análisis de la percepción del confort:

Se consideraron un total de 2 factores, uno de ellos intra-sujetos: soporte plantar (con dos niveles: ST, SC), y el otro inter-sujetos: género (con dos niveles: mujer y hombre) para cada variable dependiente (Tabla 19).

2. Análisis de la fatiga, la transmisión de impactos, la cinemática espacio-temporal y la cinemática angular:

Se consideraron un total de 3 factores, dos de ellos intra-sujetos: soporte plantar (con dos niveles: ST, SC) y tiempo (con 4 niveles para la fatiga: 1', 3', 15', 27'; y 7 niveles para el resto: 1', 5', 10', 15', 20', 25', 30'), y un factor inter-sujetos: género

(con dos niveles: mujer y hombre) para cada una de las variables dependientes (Tabla 13, Tabla 14, Tabla 16, Tabla 17).

3. Análisis de la presión plantar y la temperatura superficial plantar:

Se consideraron un total de 4 factores: tres intra-sujetos: soporte plantar (con dos niveles: ST, SC), tiempo (con 2 niveles: pre y post) y zona/región (con 10 niveles: PC, H, D, MM, MC, ML, AM, AL, TM y TL), y un factor inter-sujetos: género (con dos niveles: mujer y hombre) para cada una de las variables dependientes de presión plantar (Tabla 15), y la variable Temperatura absoluta del análisis termográfico. Para la variable Variación de temperatura el análisis fue el mismo, pero se eliminó el factor intra-sujetos tiempo, siendo el ANOVA de medidas repetidas de dos factores intra-sujetos (soporte plantar y región) y un factor inter-sujetos (género).

También se comprobó el supuesto de esfericidad con la prueba de Esfericidad de Mauchly. Cuando se asumió la esfericidad, el análisis de varianza (ANOVA) se realizó mediante una aproximación univariada. En caso contrario, se tomó la aproximación con mayor potencia entre las siguientes: aproximación multivariante o ajuste de grados de libertad (Greenhouse-Geisser, Huynh-Feldt y Lower-bound). Además, se utilizó una corrección de Bonferroni como **prueba post-hoc** para conocer las diferencias de las comparaciones por pares, con un nivel de significación establecido en $\alpha = 0,05$.

Finalmente, se calculó el **tamaño del efecto** de Cohen (ES) únicamente para las diferencias significativas encontradas en las comparaciones por pares (d), clasificado en: pequeño ($ESd = 0,2-0,5$), moderado ($ESd = 0,5-0,8$) y grande ($ESd >0,8$) (Cohen, 1988).

RESULTADOS



4. RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados del presente trabajo divididos por áreas de estudio: fatiga, transmisión de impactos, presión plantar, cinemática espacio-temporal, cinemática angular, temperatura superficial plantar y percepción del confort; haciendo hincapié en el efecto de los soportes plantares, la fatiga y el género, en dicho orden.

Cabe resaltar, que a pesar de que se asume que las variaciones de cada magnitud entre soportes plantares son independientes del género, primero se muestran las comparaciones entre los dos soportes plantares en el total de los participantes, de forma general, y posteriormente en función del género. Así, en el caso del género, únicamente se expondrán las variables donde se encuentren diferencias significativamente estadísticas, y por tanto relevantes.

Como información adicional, en la figura 52 se expone la media de entrenamiento que realizaron los participantes con cada soporte plantar durante las dos semanas del periodo de adaptación a cada uno. Además, la figura 53 muestra la media de la velocidad del VO_2 máx y la velocidad promedio a la que realizaron los test los corredores/as en función del género.

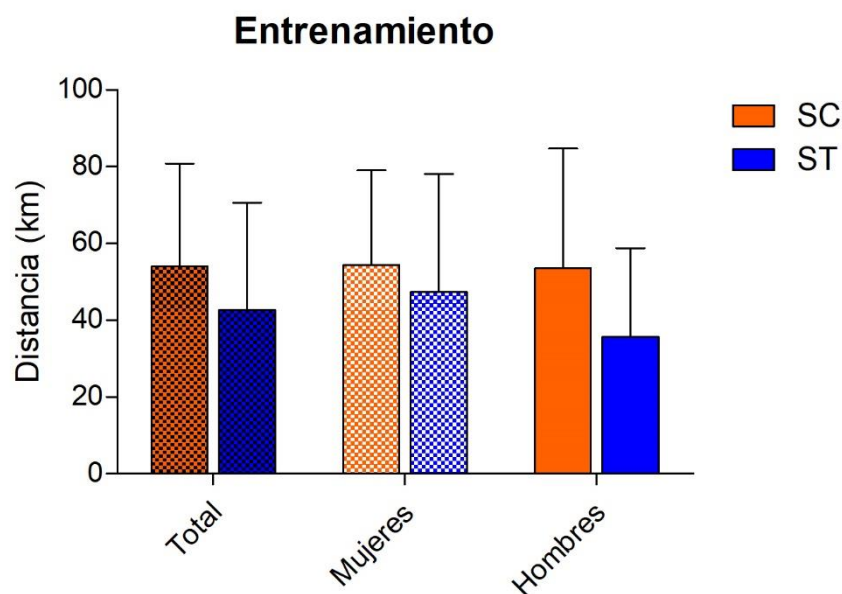


Figura 52. Media (DE) de entrenamiento realizado en el periodo de adaptación con cada soporte plantar. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

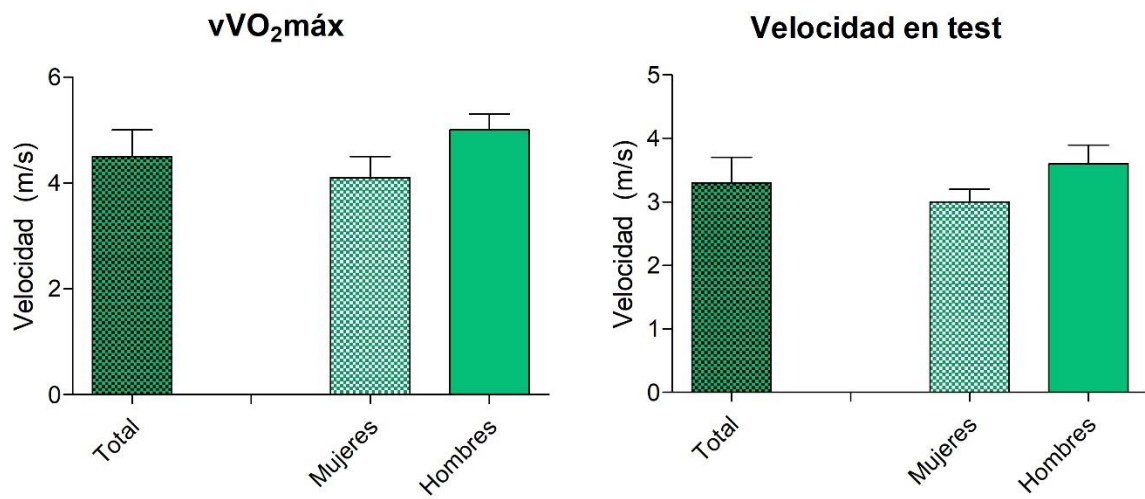


Figura 53. Media (DE) de la velocidad del VO₂máx (izquierda) y de la velocidad llevada a cabo en los test (derecha).

4.1. Análisis de la fatiga

La percepción del esfuerzo fue similar con los dos **soportes plantares** estudiados, excepto en el minuto 3, donde se observó una pequeña reducción de 0,5 (95%CI [0,1 – 0,9]) puntos con los ST, con un tamaño del efecto pequeño (Figura 54 y Tabla 20). En el mismo sentido, no se encontraron diferencias significativas ($P > 0,05$) entre ambos soportes en la frecuencia cardíaca (Figura 55 y Tabla 21).

Sin embargo, en relación al análisis de la evolución de la carrera a lo largo del tiempo, y el desarrollo de **fatiga**, tanto en la percepción del esfuerzo como en la frecuencia cardíaca, se observó un aumento progresivo desde el minuto 3 al minuto 27, con ambos soportes plantares, con elevada significatividad y un tamaño del efecto grande ($ESd > 1$). De esta forma, en la percepción del esfuerzo el incremento fue de aproximadamente 2 (95%IC [1,4 – 2,6]) puntos entre los instantes 1 y 15, y 3 y 15; y de 1,1 (95%IC [0,7 – 1,6]) puntos entre el instante 15 y el 27 (Figura 54 y Tabla 20). Mientras, en la frecuencia cardíaca el aumento entre los minutos 1 y 15, y 3 y 15 fue de aproximadamente 12 (95%IC [8 – 15]) ppm; y entre el 15 y el 27 fue de 3 (95%IC [2– 4]) ppm (Figura 55 y Tabla 21). Además, únicamente con los ST se encontró diferencias entre el minuto 1 y el 3, pero con un tamaño del efecto pequeño.

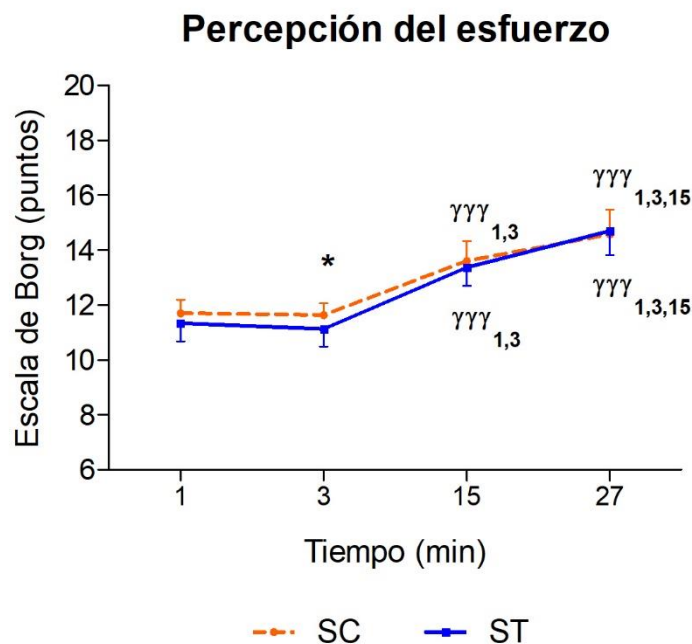


Figura 54. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo para las dos condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: $*P < 0,05$. Diferencias significativas comparado con el instante señalado: $YYY P < 0,001$.

Tabla 20. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ESd)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Percepción del esfuerzo (puntos)	1	11,7(11,2-12,2) ^c	11,3(10,7-12,0) ^c	N.S.
	3	11,6(11,2-12,1) ^c	11,1(10,5-11,8) ^{*c}	0,033 (0,3)
	15	13,6(12,9-14,3) ^b	13,4(12,7-14,0) ^b	N.S.
	27	14,6(13,7-15,5) ^a	14,7(13,8-15,6) ^a	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,001$).

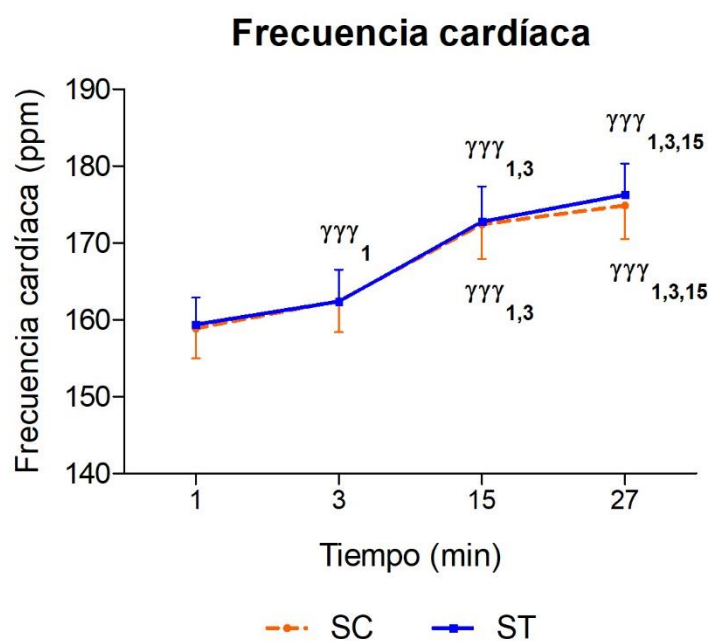


Figura 55. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca para las dos condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas comparado con el instante señalado: ^{yyy} $P < 0,001$.

Tabla 21. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ESd)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Frecuencia cardíaca (ppm)	1	159(155-163) ^c	159(156-163) ^d	N.S.
	3	162(158-166) ^c	162(158-167) ^c	
	15	172(168-177) ^b	173(168-177) ^b	
	27	175(171-179) ^a	176(172-180) ^a	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,001$).

En cuanto al análisis teniendo en cuenta el **género**, en la percepción del esfuerzo no se observaron diferencias ($P > 0,05$) entre hombres y mujeres, en ninguno de los dos soportes plantares. No obstante, las mujeres mostraron una reducción de $\sim 0,8$ (95%IC [0,1 – 1,4]) puntos con los ST, respecto a la condición control, tanto en el minuto 1 como en el 3 (Figura 56 y Tabla 22). Además, igual que se ha comentado en el apartado de fatiga, también se observó en los dos géneros un aumento progresivo desde el minuto 3 al minuto 27, con ambos soportes plantares, con elevada significatividad y un tamaño del efecto grande ($ESd > 1$).

Por otro lado, la frecuencia cardíaca fue más elevada en hombres que en mujeres durante toda la prueba, pero solo con significación estadística en los minutos 15 y 27, y con la condición control (SC). Sin embargo, tanto en hombres como en mujeres, la frecuencia cardíaca no difirió por el uso de los ST ($P > 0,05$). Y por último, también se encontró en ambos géneros un incremento progresivo desde el minuto 3 al 27, y en los hombres con los ST con diferencias entre el minuto 1 y el 3 (Figura 57 y Tabla 23).

Percepción del esfuerzo

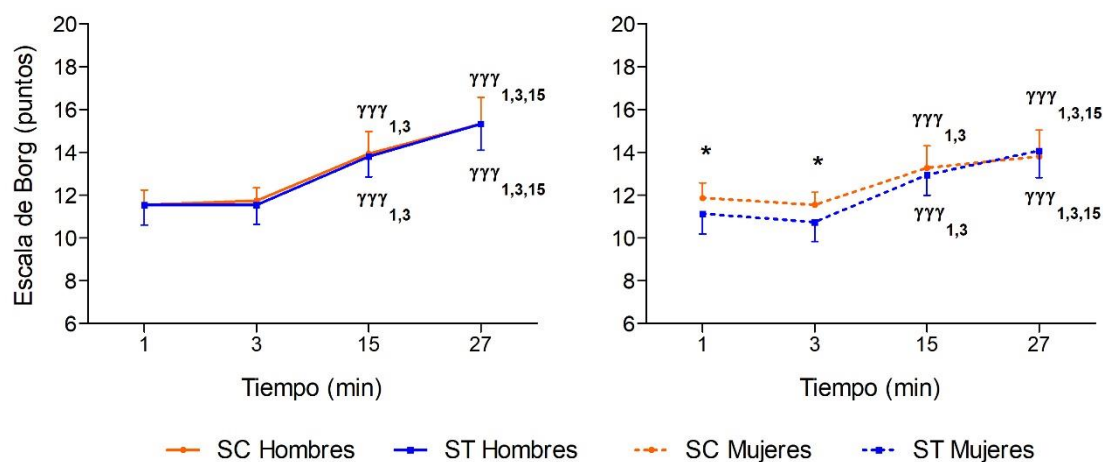


Figura 56. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: $*P < 0,05$. Diferencias significativas comparado con el instante señalado: $^{YYY}P < 0,001$.

Tabla 22. Media (95% IC) de la percepción del esfuerzo según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable/ Condición	Tº (min)	Mujeres		Hombres		P valor (ESd)
		SC	ST	SC	ST	
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Percepción del esfuerzo (puntos)	1	11,9(11,2-12,6) ^c	11,1(10,2-12) ^{*c}	11,5(10,8-12,2) ^c	11,5(10,6-12,5) ^c	0,040 (0,5)
	3	11,5(10,9-12,1) ^c	10,7(9,8-11,6) ^{*c}	11,7(11,1-12,3) ^c	11,5(10,6-12,4) ^c	0,016 (0,5)
	15	13,3(12,2-14,3) ^b	12,9(12,0-13,9) ^b	13,9(12,9-15,0) ^b	13,8(12,9-14,7) ^b	N.S.
	27	13,8(12,6-15,0) ^a	14,1(12,8-15,3) ^a	15,3(14,1-16,6) ^a	15,3(14,1-16,6) ^a	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable, Tº: tiempo.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,001$).

Frecuencia cardíaca

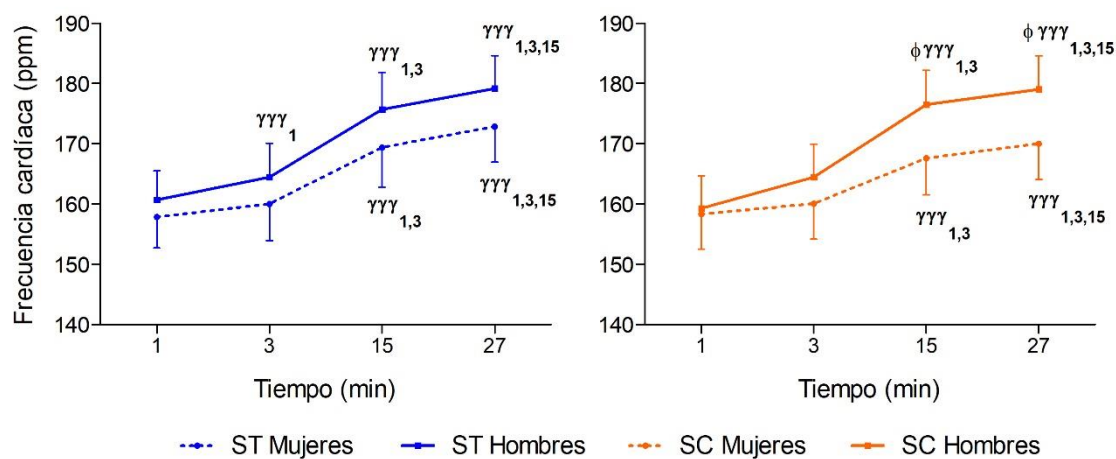


Figura 57. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: $\phi P < 0,05$. Diferencias significativas comparado con el instante señalado: $^{yyy}P < 0,001$.

Tabla 23. Media (95% IC) de la frecuencia cardíaca según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable/ Condición	Tº (min)	Mujeres		Hombres		P valor (ESd)
		SC	ST	SC	ST	
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Frecuencia cardíaca (ppm)	1	158(153-164) ^c	158(153-163) ^c	159(154-165) ^c	161(156-166) ^d	N.S.
	3	160(154-166) ^c	160(154-166) ^c	164(159-170) ^c	164(159-170) ^c	N.S.
	15	168(162-174) ^b	169(163-176) ^b	177(171-182) ^{ϕb}	176(170-182) ^b	0,037 (0,8)
	27	170(164-176) ^a	173(167-179) ^a	179(174-185) ^{ϕa}	179(174-185) ^a	0,030 (0,9)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable, Tº: tiempo.

Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: $\phi P < 0,05$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,001$).

4.2. Análisis de la transmisión de impactos

El uso de **soportes plantares** termoconformables modificó los parámetros de la transmisión de impactos (Figura 58 y 59, y Tabla 24 y 25). En este sentido, el uso de ST conllevó un aumento en el pico de aceleración tibial, la magnitud tibial y la atenuación de impactos en los minutos 1 y 5, comparado con los SC, pero con un tamaño del efecto pequeño. Además, los ST mostraron un incremento de la ratio de aceleración tibial, en todos los instantes, de una media de 81,52 (95%IC [25,94 – 137,11]) g, y con un tamaño del efecto desde pequeño a moderado. No obstante, en los parámetros registrados en la cabeza, únicamente se observó una reducción en el pico de aceleración y un aumento en la ratio de aceleración, con los ST, en el minuto 10 de carrera, y con un tamaño del efecto también pequeño (Tabla 25).

Por otra parte, el estado de **fatiga** por el desarrollo de la carrera a lo largo del tiempo no produjo cambios en los valores de los impactos de aceleración con el uso de los ST ($P > 0,05$). Sin embargo, con los SC se encontró un aumento significativo de la magnitud tibial entre el minuto 15, 20, 25 y 30, comparado con el instante inicial (minuto 1); y entre el minuto 20 y los minutos 5 y 10 (Figura 59 y Tabla 25). Asimismo, la atenuación del impacto también se incrementó de forma significativa en el minuto 15, respecto al 10 (Figura 58 y Tabla 24). Todo ello con un tamaño del efecto pequeño ($ESd = 0,1 - 0,3$).

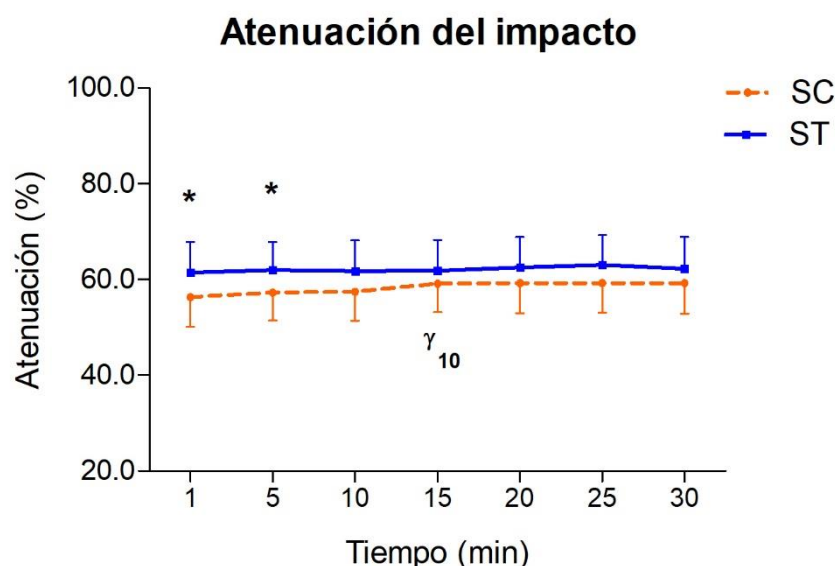


Figura 58. Media (95% IC) de la atenuación del impacto para las dos condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: $*P < 0,05$. Diferencias significativas comparado con el minuto indicado: $^{\gamma}P < 0,05$.

Tabla 24. Media (95% IC) de la atenuación del impacto para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ES σ)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Atenuación del impacto (%)	1	56,32(50,11-62,54) ^{ab}	61,42(55,04-67,79)*	0,014 (0,3)
	5	57,25(51,42-63,08) ^{ab}	61,96(56,06-67,86)*	0,040 (0,3)
	10	57,46(51,35-63,58) ^b	61,78(55,41-68,15)	N.S.
	15	59,12(53,15-65,09) ^a	61,85(55,50-68,21)	N.S.
	20	59,27(52,96-65,57) ^{ab}	62,49(56,17-68,82)	N.S.
	25	59,22(53,11-65,33) ^{ab}	63,04(56,83-69,26)	N.S.
	30	59,26(52,85-65,68) ^{ab}	62,25(55,59-68,91)	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,05$).

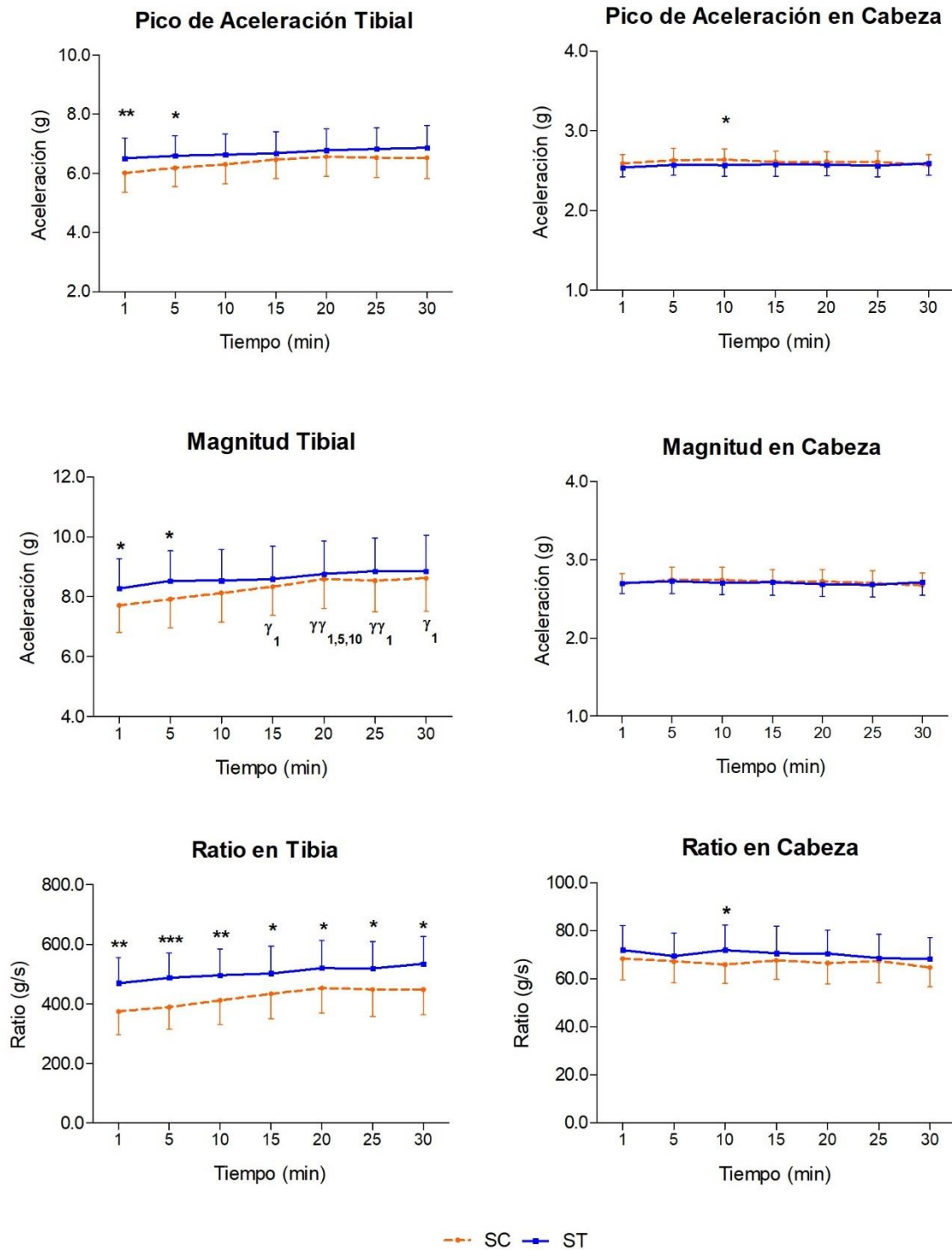


Figura 59. Media (95% IC) de los parámetros de la transmisión de impactos para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$. Diferencias significativas comparado con el minuto indicado: $\gamma P < 0,05$, $\gamma\gamma P < 0,01$.

Tabla 25. Media (95% IC) de los parámetros de la transmisión de impactos para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ESd)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Pico de Aceleración Tibial (g)	1	6,01(5,36-6,66)	6,51(5,81-7,20)**	0,009 (0,3)
	5	6,19(5,55-6,82)	6,60(5,93-7,27)*	0,035 (0,2)
	10	6,30(5,65-6,95)	6,63(5,94-7,33)	N.S.
	15	6,46(5,83-7,09)	6,68(5,95-7,41)	N.S.
	20	6,57(5,90-7,23)	6,78(6,05-7,51)	N.S.
	25	6,53(5,86-7,21)	6,82(6,10-7,55)	N.S.
	30	6,52(5,83-7,21)	6,87(6,11-7,63)	N.S.
Pico de Aceleración en Cabeza (g)	1	2,59(2,47-2,70)	2,54(2,42-2,66)	N.S.
	5	2,63(2,48-2,78)	2,57(2,44-2,70)	N.S.
	10	2,63(2,49-2,78)	2,57(2,43-2,71)*	0,022 (0,2)
	15	2,61(2,48-2,74)	2,58(2,43-2,73)	N.S.
	20	2,61(2,48-2,74)	2,57(2,43-2,71)	N.S.
	25	2,61(2,47-2,74)	2,56(2,42-2,69)	N.S.
	30	2,57(2,44-2,70)	2,59(2,44-2,74)	N.S.
Magnitud Tibial (g)	1	7,71(6,81-8,62) ^c	8,28(7,30-9,26)*	0,030 (0,2)
	5	7,92(6,96-8,88) ^{cb}	8,53(7,53-9,53)*	0,026 (0,2)
	10	8,13(7,15-9,11) ^{cb}	8,53(7,49-9,58)	N.S.
	15	8,33(7,37-9,28) ^{ab}	8,59(7,50-9,68)	N.S.
	20	8,59(7,60-9,58) ^a	8,76(7,66-9,86)	N.S.
	25	8,54(7,51-9,57) ^{ab}	8,85(7,75-9,96)	N.S.
	30	8,61(7,51-9,72) ^{ab}	8,86(7,68-10,04)	N.S.
Magnitud en Cabeza (g)	1	2,69(2,55-2,83)	2,70(2,57-2,84)	N.S.
	5	2,75(2,58-2,91)	2,73(2,57-2,89)	
	10	2,74(2,58-2,90)	2,71(2,55-2,86)	
	15	2,72(2,56-2,87)	2,71(2,55-2,88)	
	20	2,72(2,58-2,87)	2,69(2,53-2,84)	
	25	2,70(2,54-2,86)	2,68(2,52-2,84)	
	30	2,67(2,51-2,83)	2,71(2,55-2,88)	
Ratio en Tibia (g/s)	1	374,19(297,24-451,14)	469,94(383,67-556,20)**	0,001 (0,5)
	5	389,33(314,04-464,63)	487,46(404,1-570,81)***	<0,001 (0,5)
	10	411,50(331,32-491,68)	496,55(408,24-584,85)**	0,008 (0,4)
	15	433,88(350,66-517,11)	502,21(410,90-593,52)*	0,033 (0,3)
	20	453,14(368,08-538,20)	520,09(427,71-612,46)*	0,041 (0,3)
	25	448,65(357,07-540,23)	519,24(429,31-609,16)*	0,025 (0,3)
	30	448,51(362,82-534,19)	534,40(442,55-626,26)*	0,035 (0,4)
Ratio en Cabeza (g/s)	1	68,33(59,46-77,20)	71,94(61,84-82,04)	N.S.
	5	67,21(58,37-76,05)	69,38(59,79-78,96)	N.S.
	10	65,83(57,93-73,74)	71,96(61,66-82,25)*	0,018 (0,3)
	15	67,67(59,79-75,54)	70,57(59,30-81,83)	N.S.
	20	66,45(57,91-74,99)	70,49(60,87-80,12)	N.S.
	25	67,27(58,20-76,35)	68,56(58,67-78,45)	N.S.
	30	64,62(56,67-72,56)	68,21(59,32-77,11)	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,05$).

El análisis según el **género** mostró diferencias en la ratio en cabeza y en la atenuación del impacto. Las mujeres presentaron un aumento de la ratio en cabeza de 19,37 (95%IC [2,91 – 35,82]) g/s, respecto a los hombres, únicamente con los ST y en el minuto 30 de carrera, y con un tamaño del efecto grande (Figura 64 y Tabla 26). En la atenuación del impacto, los hombres mostraron un incremento de una media de 13,23 (95%IC [1,78– 24,67]) g/s respecto a las mujeres, con los SC, en los minutos 5, 10, 15, 20 y 25, y con un tamaño del efecto también grande (Figura 65 y Tabla 27).

También se observaron diferencias entre soportes dentro de cada uno de los géneros. Los hombres presentaron un incremento con los ST en el pico de aceleración tibial en el minuto 1 con un tamaño del efecto pequeño, y un aumento también con los ST en la ratio en tibia, en los minutos 1, 5 y 30, pero con tamaños del efecto moderados (Figuras 60 y 63, y Tabla 26). Además, en la magnitud tibial se observó un aumento entre los minutos 5, 15, 20 y 25, respecto al minuto 1, con los SC, también con tamaños del efecto pequeños (Figura 62 y Tabla 26). Mientras, las mujeres mostraron con los ST una reducción del pico de aceleración en cabeza en los minutos 5 y 10; e incrementos en la ratio en tibia en los minutos 1 y 5, en la ratio en cabeza en los minutos 10 y 20, y en la atenuación del impacto en los minutos 1, 5, 10 y 25, todo ello con tamaños del efecto pequeños (Figuras 61, 63, 64 y 65, y Tablas 26 y 27).

Pico de Aceleración Tibial

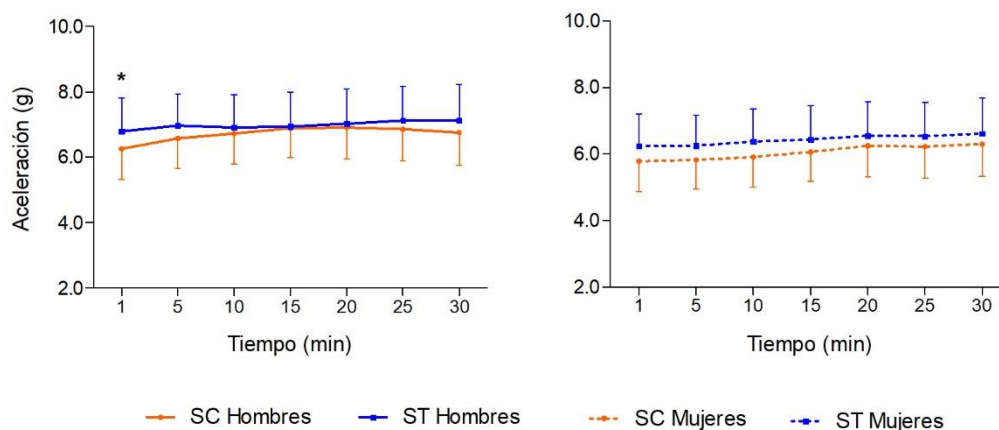


Figura 60. Media (95% IC) del pico de aceleración tibial según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$.

Pico de Aceleración en Cabeza

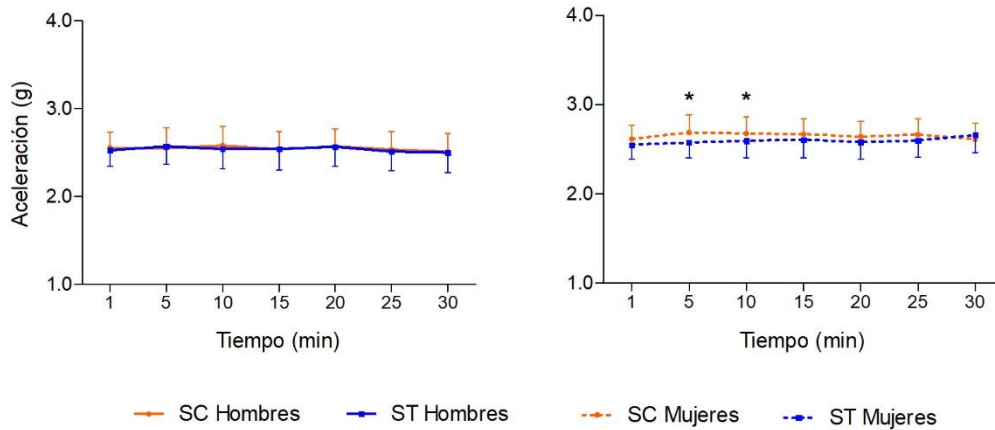


Figura 61. Media (95% IC) del pico de aceleración en cabeza según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$.

Magnitud Tibial

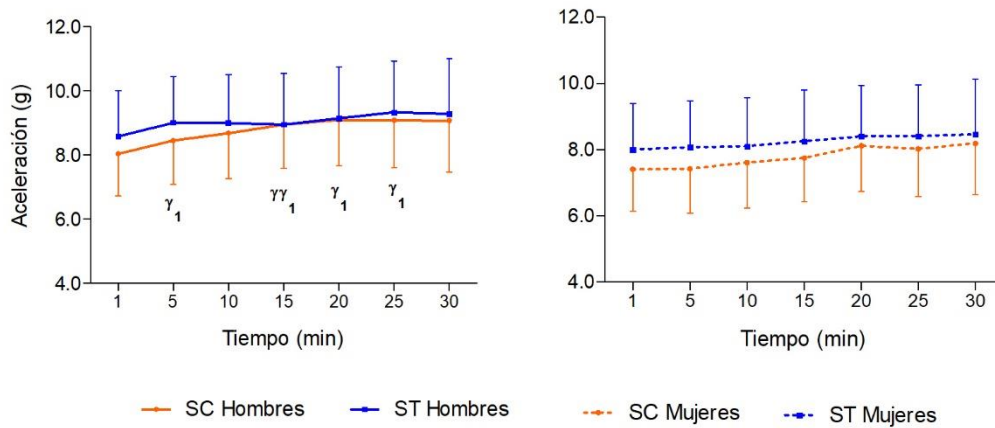


Figura 62. Media (95% IC) de la magnitud tibial según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas comparado con el minuto indicado: ^γ $P < 0,05$, ^{γγ} $P < 0,01$.

Ratio en Tibia

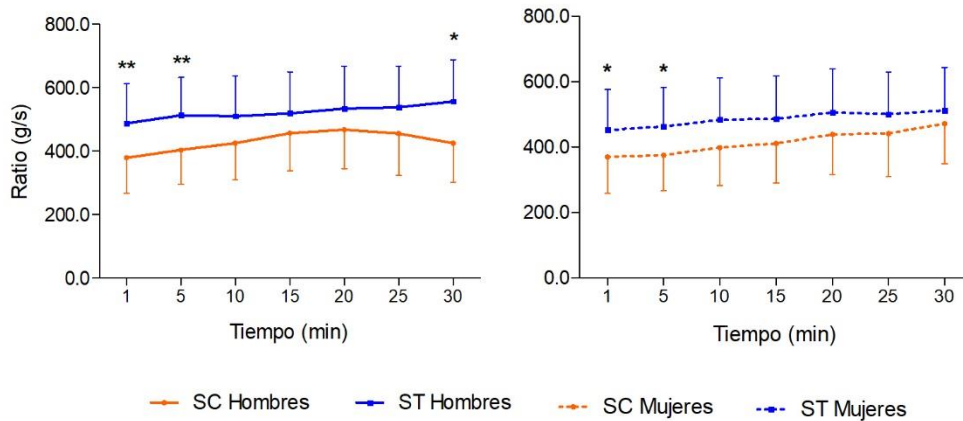


Figura 63. Media (95% IC) de la ratio en tibia según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$.

Ratio en Cabeza

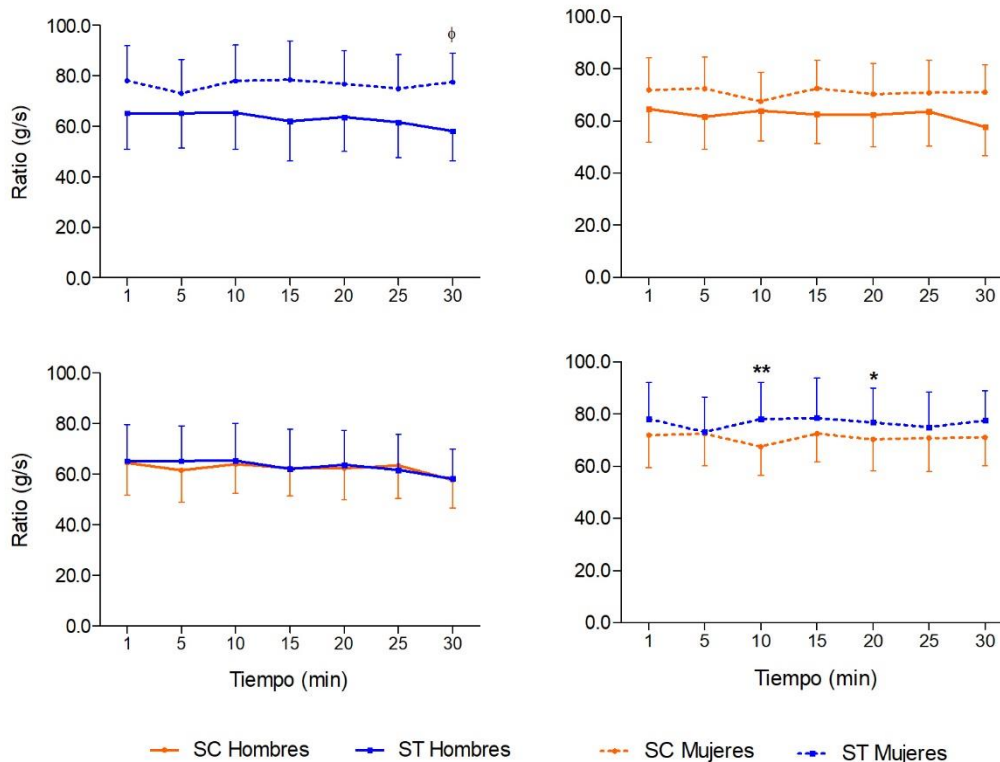


Figura 64. Media (95% IC) de la ratio en cabeza según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres $\phi P < 0,05$.

Atenuación del impacto

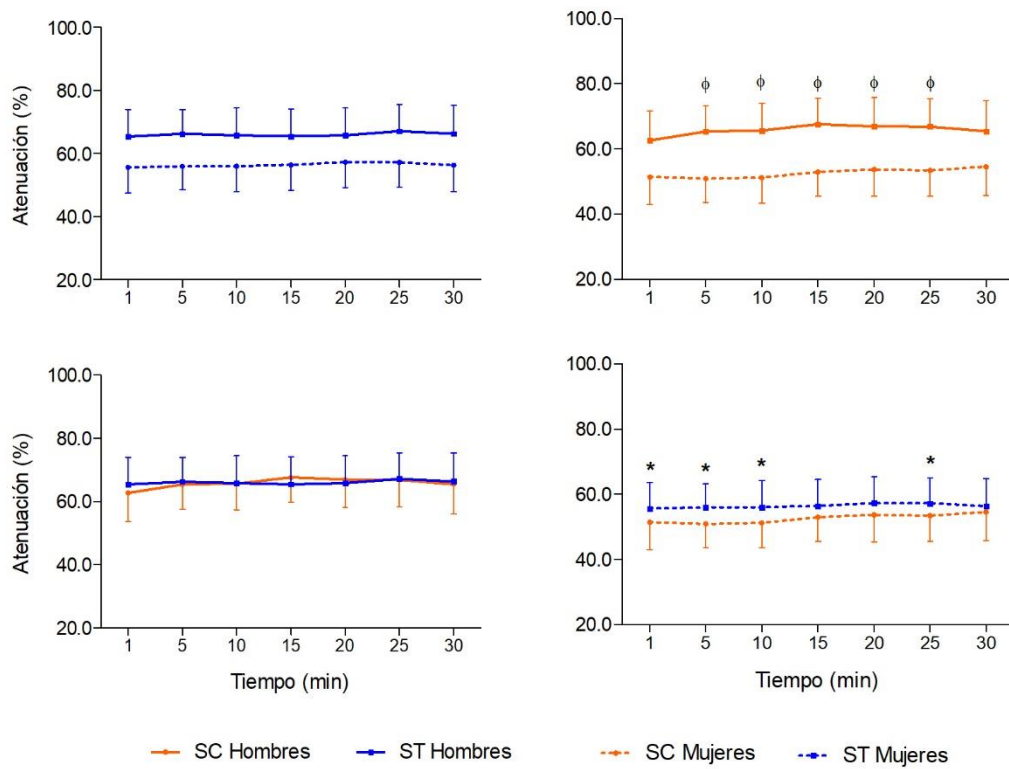


Figura 65. Media (95% IC) de la atenuación del impacto según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres $\phi P < 0,05$.

Tabla 26. Media (95% IC) de los parámetros de la transmisión de impactos según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable/ Condición	T ^o (min)	Mujeres		Hombres		P valor (Es _d)
		SC	ST	SC	ST	
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Pico de Aceleración Tibial (g)	1	5,78(4,87-6,69)	6,24(5,27-7,21)	6,26(5,31-7,20)	6,80(5,79-7,80)*	0,049 (0,3)
	5	5,82(4,95-6,70)	6,25(5,33-7,18)	6,58(5,67-7,48)	6,97(6,01-7,93)	N.S.
	10	5,91(5,01-6,80)	6,38(5,40-7,35)	6,72(5,79-7,65)	6,91(5,89-7,92)	N.S.
	15	6,06(5,19-6,93)	6,44(5,41-7,46)	6,89(5,99-7,79)	6,94(5,88-8,00)	N.S.
	20	6,25(5,33-7,17)	6,55(5,52-7,58)	6,91(5,95-7,86)	7,03(5,97-8,10)	N.S.
	25	6,22(5,28-7,16)	6,54(5,52-7,56)	6,86(5,89-7,84)	7,13(6,07-8,18)	N.S.
	30	6,30(5,33-7,27)	6,62(5,55-7,69)	6,76(5,75-7,76)	7,13(6,03-8,24)	N.S.
Pico de Aceleración en Cabeza (g)	1	2,61(2,46-2,77)	2,55(2,39-2,70)	2,55(2,37-2,73)	2,53(2,34-2,71)	N.S.
	5	2,69(2,49-2,89)	2,57(2,40-2,75)*	2,55(2,32-2,78)	2,57(2,37-2,77)	0,033 (0,3)
	10	2,68(2,49-2,86)	2,59(2,40-2,78)*	2,58(2,36-2,80)	2,54(2,32-2,76)	0,025 (0,2)
	15	2,67(2,49-2,84)	2,61(2,40-2,81)	2,54(2,34-2,74)	2,54(2,30-2,77)	N.S.
	20	2,64(2,47-2,81)	2,58(2,39-2,77)	2,57(2,37-2,77)	2,56(2,35-2,78)	N.S.
	25	2,66(2,49-2,84)	2,60(2,41-2,78)	2,53(2,32-2,74)	2,51(2,30-2,72)	N.S.
	30	2,61(2,44-2,79)	2,66(2,46-2,86)	2,51(2,30-2,71)	2,50(2,27-2,73)	N.S.
Magnitud Tibial (g)	1	7,41(6,14-8,68)	8,01(6,62-9,39)	8,04(6,72-9,36) ^b	8,58(7,14-10,01)	N.S.
	5	7,42(6,10-8,75)	8,08(6,68-9,48)	8,45(7,08-9,82) ^a	9,01(7,57-10,46)	N.S.
	10	7,61(6,25-8,97)	8,11(6,64-9,57)	8,68(7,28-10,1) ^{ab}	8,99(7,48-10,51)	N.S.
	15	7,75(6,44-9,06)	8,26(6,72-9,79)	8,95(7,59-10,31) ^a	8,95(7,36-10,54)	N.S.
	20	8,12(6,74-9,49)	8,40(6,86-9,95)	9,10(7,67-10,52) ^a	9,14(7,54-10,74)	N.S.
	25	8,03(6,59-9,46)	8,41(6,86-9,96)	9,08(7,6-10,57) ^a	9,33(7,73-10,93)	N.S.
	30	8,19(6,64-9,73)	8,46(6,8-10,13)	9,07(7,5-10,7) ^{ab}	9,28(7,56-11,01)	N.S.
Ratio en Tibia (g/s)	1	369(258-480)	452(327-576)*	379(267-489)	487(364-612)**	0,040 (0,3) 0,008 (0,6) 0,019 (0,4) 0,004 (0,6)
	5	375(266-483)	462(342-582)*	403(295-512)	512(393-632)**	
	10	398(282-513)	482(355-610)	424(309-540)	510(383-637)	N.S.
	15	410(291-530)	485(354-617)	457(337-576)	518(387-650)	N.S.
	20	438(316-561)	505(372-639)	467(345-590)	534(401-667)	N.S.
	25	441(309-574)	500(370-629)	455(323-588)	538(409-667)	N.S.
	30	471(348-595)	511(379-644)	425(302-548)	557(425-689)*	0,022 (0,6)
Ratio en Cabeza (g/s)	1	71,9(59,4-84,3)	78,1(64,2-92,0)	64,5(51,7-77,4)	65,3(50,9-79,7)	N.S.
	5	72,4(60,2-84,6)	73,2(59,7-86,6)	61,7(49,0-74,3)	65,3(51,4-79,2)	N.S.
	10	67,6(56,4-78,7)	78,0(63,9-92,2)**	64,0(52,4-75,5)	65,4(50,8-80,1)	0,003 (0,5)
	15	72,4(61,6-83,3)	78,4(63,1-93,8)	62,5(51,3-73,8)	62,1(46,3-78,0)	N.S.
	20	70,3(58,4-82,2)	76,8(63,7-90,0)*	62,4(50,0-74,7)	63,7(50,1-77,3)	0,031 (0,3)
	25	70,8(58,1-83,5)	74,9(61,4-88,5)	63,5(50,4-76,7)	61,7(47,7-75,8)	N.S.
	30	71,1(60,4-81,7)	77,6(66,1-89,0)	57,7(46,7-68,7)	58,2(46,4-70,0) ^φ	0,023 (0,9)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable, T^o: tiempo.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,05$). Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: $φP < 0,05$.

Tabla 27. Media (95% IC) de la atenuación del impacto según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable/ Condición	T ^o (min)	Mujeres		Hombres		P valor (Esd)
		SC	ST	SC	ST	
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Atenuación del impacto (%)	1	51,4(43,0-59,8)	55,6(47,6-63,6)*	62,7(53,7-71,7)	65,4(56,8-74,0)	0,016 (0,3)
	5	50,9(43,6-58,2)	55,9(48,7-63,2)*	65,5(57,6-73) ^φ	66,3(58,5-74,1)	*0,020(0,4) ^φ 0,010 (1)
	10	51,3(43,5-59,0)	56,1(47,9-64,1)*	65,7(57,4-74) ^φ	65,8(57,1-74,5)	*0,046(0,4) ^φ 0,015 (1)
	15	52,9(45,6-60,3)	56,4(48,3-64,5)	67,7(59,7-76) ^φ	65,5(56,8-74,1)	0,010 (1)
	20	53,7(45,5-61,9)	57,3(49,2-65,4)	66,9(58,1-75,7) ^φ	65,8(57,2-74,5)	0,032 (0,8)
	25	53,5(45,6-61,4)	57,2(49,4-65,0)*	66,9(58,4-75,0) ^φ	67,2(58,8-75,5)	*0,043(0,3) ^φ 0,025(0,9)
	30	54,6(45,8-63,3)	56,3(47,9-64,8)	65,5(56,0-74,8)	66,3(57,3-75,4)	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable, T^o: tiempo.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,05$). Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: ^φ $P < 0,05$.

4.3. Análisis de la presión plantar

A continuación, se muestran los resultados referentes al uso de los dos **soportes plantares** estudiados, al inicio y al final de los 30 minutos de carrera, en los parámetros de presión plantar analizados. Se observó un incremento de la media de presión máxima, con los ST en el arco medial, tanto al inicio como al final de la carrera, de 34,3 (95%IC [10,9 – 57,7]) kPa y 42,7 (95%IC [12,9 – 72,5]) kPa respectivamente, y en el arco lateral, únicamente al inicio, de 27,9 (95%IC [5,1 – 50,7]) kPa. Todos ellos con una significatividad elevada y un tamaño del efecto moderado (Figura 66 y Tabla 28).

En relación a la integral presión-tiempo, los ST no produjeron ninguna modificación significativa respecto a los SC (Figura 67 y Tabla 29), mientras que en la presión relativa las alteraciones fueron numerosas (Figura 68 y Tabla 30). En este sentido, con el uso de los ST se observó un incremento en el resto de los dedos y el *hallux* (solo post) y en el mediopié (en el arco medial y el lateral (solo pre)); mientras que el antepié (metatarso central, metatarso lateral (solo pre) y metatarso medial (solo post)) y el retropié (talón lateral) mostraron una reducción de esta magnitud respecto a los SC. Únicamente en las zonas del resto de los dedos, el metatarso medial y el arco lateral el tamaño del efecto fue moderado, y en el arco medial fue grande. Concretamente, en el arco medial los incrementos fueron de una media de 2,2 (95%IC [1,4 – 3,0]) %.

En cuanto al efecto de la **fatiga**, la media de presión máxima se vio incrementada en el instante final de carrera, prácticamente en todas las zonas, con el uso los dos soportes. No obstante, los aumentos significativos únicamente se presentaron en la planta completa y el metatarso medial, con ambos soportes; y además en el *hallux*, el metatarso central, el metatarso lateral y el talón medial con los ST (Figura 66 y Tabla 28). Mientras, en la integral presión-tiempo el efecto de la fatiga también produjo un incremento en el *hallux*, el metatarso lateral y el metatarso central con el uso de los ST; y en el metatarso medial con el uso de ambos soportes (Figura 67 y Tabla 29). Y por último, al final de la carrera, la presión relativa se incrementó en el metatarso medial con los SC; y se redujo en el arco medial con ambos soportes, y en el arco lateral y el talón medial con los ST (Figura 68 y Tabla 30). A pesar de todos estos resultados, el tamaño del efecto de todos ellos fue pequeño.

Las diferencias en relación a la comparación entre zonas no se muestran ni explican por no ser relevantes para el objetivo de este trabajo.

Media de presión máxima

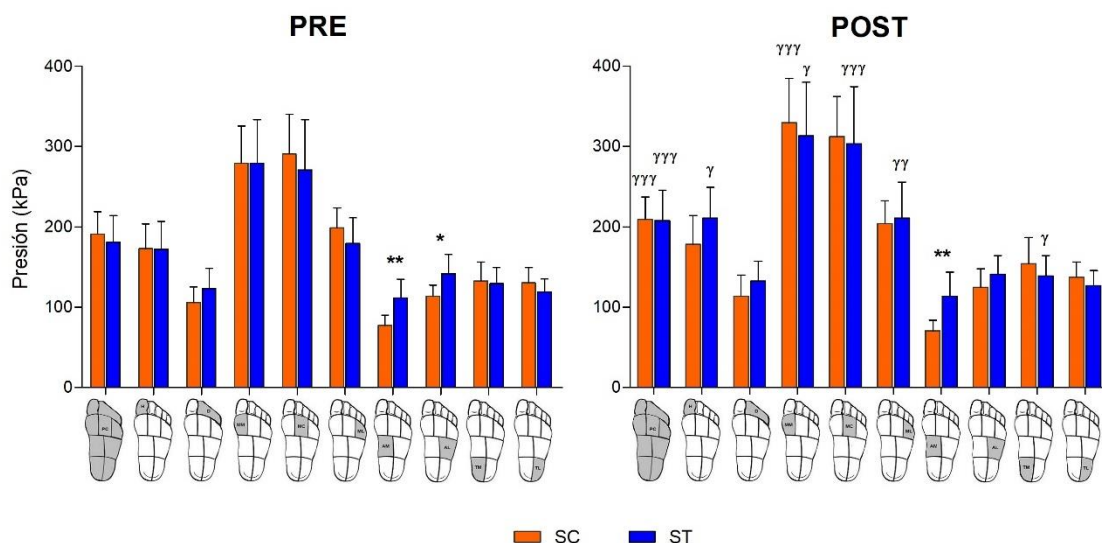


Figura 66. Media (95% IC) de la media de presión máxima para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en la zona señalada: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre, en el soporte y la zona indicada: $^Y P < 0,05$, $^{YY} P < 0,01$, $^{YYY} P < 0,001$.

Tabla 28. Media (95% IC) de la media de presión máxima (kPa) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.

Zona / Condición	SC Media (95% IC)			ST Media (95% IC)			P (ESd) SC vs ST
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
PC	191 (162-219)	209 (181-237) ^{YY}	<0,001 (0,3)	181 (148-214)	208 (170-245) ^{YY}	<0,001 (0,3)	N.S.
H	173 (142-204)	178 (142-214)	N.S.	172,3 (138-207)	211 (173-249) ^Y	0,029 (0,4)	N.S.
D	106 (86-125)	114 (88-140)	N.S.	123 (98-148)	132 (107-157)	N.S.	N.S.
MM	279 (234-325)	329 (274-385) ^{YY}	<0,001 (0,4)	279 (225-333)	313 (246-379) ^Y	0,020 (0,2)	N.S.
MC	291 (241-340)	312 (262-362)	N.S.	271 (209-333)	303 (232-375) ^{YY}	<0,001 (0,2)	N.S.
ML	199 (174-224)	204 (176-232)	N.S.	179 (148-211)	211 (166-255) ^Y	0,008 (0,3)	N.S.
AM	77 (64-90)	71 (57-84)	N.S.	111 (88-135) ^{**}	113 (83-143) ^{**}	N.S.	0,006 (0,8)
AL	114 (99-128)	125 (102-148)	N.S.	142 (117-166) [*]	141 (118-164)	N.S.	0,019 (0,6)
TM	133 (109-156)	154 (122-187)	N.S.	129 (109-149)	139 (114-164) ^Y	0,029 (0,2)	N.S.
TL	130 (111-149)	137 (118-156)	N.S.	119 (102-135)	127 (108-146)	N.S.	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el instante indicado: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: $^Y P < 0,05$, $^{YY} P < 0,01$, $^{YYY} P < 0,001$.

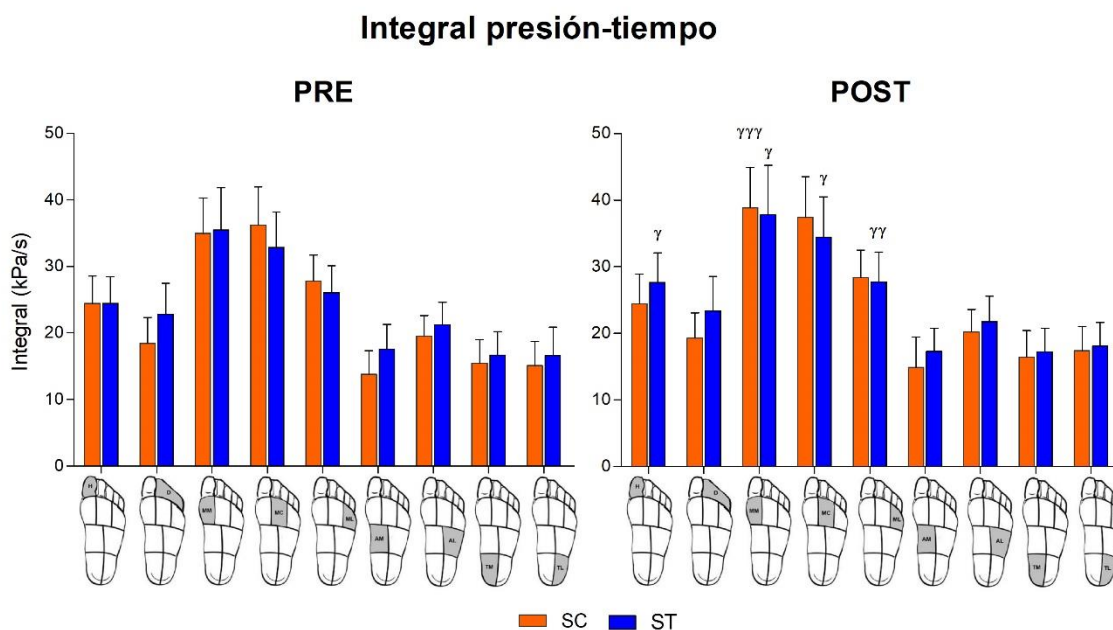


Figura 67. Media (95% IC) de la integral presión-tiempo para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas comparado con el instante Pre, en el soporte y la zona indicada: $\gamma P < 0,05$, $^{YY}P < 0,01$, $^{YYY}P < 0,001$.

Tabla 29. Media (95% IC) de la integral presión-tiempo (kPa/s) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.

Zona / Condición	SC Media (95% IC)			ST Media (95% IC)			P(ES d) SC vs ST
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
H	24(20-29)	24(20-29)	N.S.	24(20-28)	28(23-32) ^Y	0,011 (0,3)	N.S.
D	18(14-22)	19(15-23)	N.S.	23(18-27)	23(18-28)	N.S.	
MM	35(30-40)	39(33-45) ^{YY}	<0,001 (0,3)	35(29-42)	38(30-45) ^Y	0,018 (0,1)	
MC	36(30-42)	37(31-43)	N.S.	33(28-38)	34(28-40) ^Y	0,022 (0,1)	
ML	28(24-32)	28(24-32)	N.S.	26(22-30)	28(23-32) ^{YY}	0,002 (0,1)	
AM	14(10-17)	15(10-19)	N.S.	18(14-21)	17(14-21)	N.S.	
AL	19(16-23)	20(17-24)	N.S.	21(18-25)	22(18-26)	N.S.	
TM	15(12-19)	16(12-20)	N.S.	17(13-20)	17(14-21)	N.S.	
TL	15(11-19)	17(14-21)	N.S.	17(12-21)	18(14-22)	N.S.	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas comparado con el instante Pre: $\gamma P < 0,05$, $^{YY}P < 0,01$, $^{YYY}P < 0,001$.

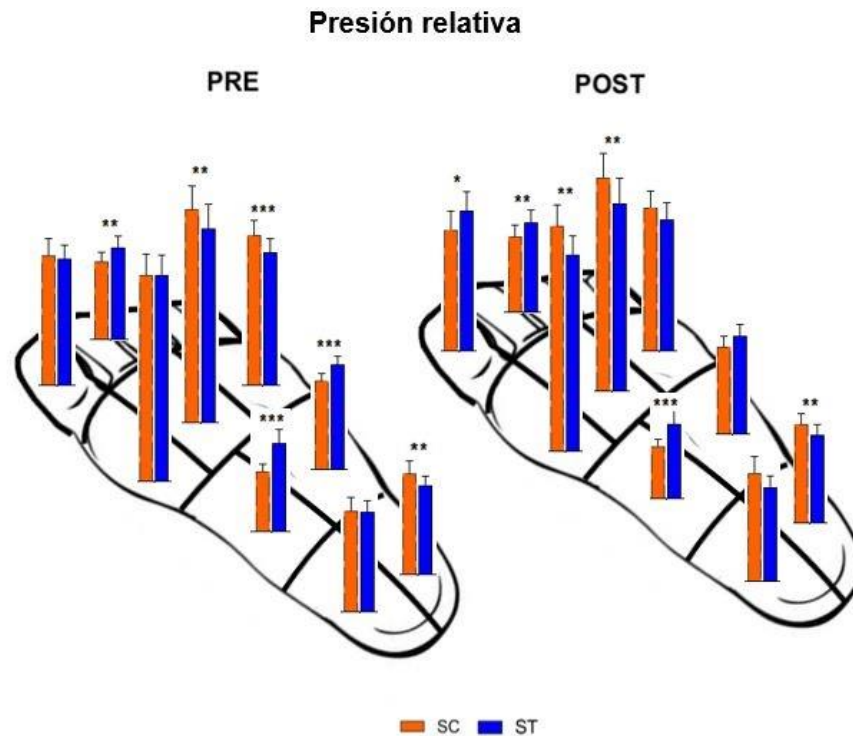


Figura 68. Media (95% IC) de la presión relativa (%) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en la zona señalada: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$. No se muestran las diferencias entre instantes.

Tabla 30. Media (95% IC) de la presión relativa (%) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.

Zona / Condición	SC Media (95% IC)			ST Media (95% IC)			P (ESd) SC vs ST
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
H	11(10-13)	11(9-12)	N.S.	11(10-12)	12(11-14)*	N.S.	0,038 (0,4)
D	7(6-8)	6(5-8)	N.S.	8(7-9,1)**	8(7-9)**	N.S.	0,001 (0,5)
MM	18(16-20)	20(18-22) ^{yy}	<0,001 (0,4)	18(16-20)	17(15-19)**	N.S.	0,005 (0,5)
MC	19(17-21)	19(17-21)	N.S.	17(15-19)**	16(14-19)**	N.S.	0,009 (0,4)
ML	13(12-14)	12(11-14)	N.S.	12(10-13)***	11(10-13)	N.S.	<0,001 (0,4)
AM	5(4-6)	4(4-5) ^{yy}	0,005 (0,3)	8(6-9)***	6(5-8) ^{yy***}	0,006 (0,3)	<0,001 (0,9)
AL	8(7-8)	7(6-8)	N.S.	9(8-10)***	8(7-9) ^{yy}	0,007 (0,3)	<0,001 (0,8)
TM	9(7-10)	9(8-11)	N.S.	9(8-10)	8(7-9) ^y	0,035 (0,2)	N.S.
TL	9(8-10)	9(8-10)	N.S.	8(7-9)**	8(7-9)**	N.S.	0,002 (0,4)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el instante indicado: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: ^y $P < 0,05$, ^{yy} $P < 0,01$, ^{yyy} $P < 0,001$.

El análisis del **género** mostró diferencias significativas en las tres variables de presión plantar estudiadas. En la media de presión máxima las mujeres mostraron una reducción en la planta completa y el metatarso central con los SC, y en la planta completa, el resto de los dedos y el arco lateral con los ST, pero únicamente al inicio de la carrera (pre). Además, las mujeres presentaron una disminución en el talón medial con los ST, respecto a los SC, en el momento post; mientras que los hombres mostraron incrementos en el arco medial en ambos momentos, y en el arco lateral en el momento inicial. Asimismo, en la medición final (post) la media de presión máxima fue superior en la mayoría de zonas, respecto a la medición inicial, pero con tamaños del efecto pequeños (Figura 69 y Tabla 31).

En la integral presión-tiempo se observó una reducción en las mujeres en las zonas laterales de la planta (metatarso lateral, arco lateral y talón lateral) con los ST, y solo en el talón lateral con los SC y en el momento pre. Sin embargo, únicamente en los hombres y en el momento pre, se encontró un incremento en el resto de los dedos y el arco medial, con los ST respecto a los SC. Y la fatiga también aumentó la integral presión-tiempo, pero solo significativamente en los hombres en el metatarso medial con los SC, y en el metatarso lateral y el talón medial con los ST, y en las mujeres en el metatarso medial y el talón lateral con los SC (Figura 70 y Tabla 32).

Finalmente, en la presión relativa no se observaron diferencias entre hombres y mujeres ($P > 0,05$). No obstante, de forma general, con el uso de los ST la presión aumentó en el *hallux*, el resto de los dedos y en el mediopié (arco medial y lateral); y disminuyó en el antepié (metatarso medial, central y lateral) y el retropié (talón medial y lateral), con tamaños del efecto entre moderados y grandes. El efecto de la fatiga también afectó a esta variable, de tal forma que en las mujeres se observaron reducciones en el arco medial y el talón medial, e incrementos en el *hallux*; mientras que en los hombres se encontraron disminuciones en el metatarso medial y central y en el arco lateral con los ST, pero aumentos en el metatarso medial con los SC (Figura 71 y Tabla 33).

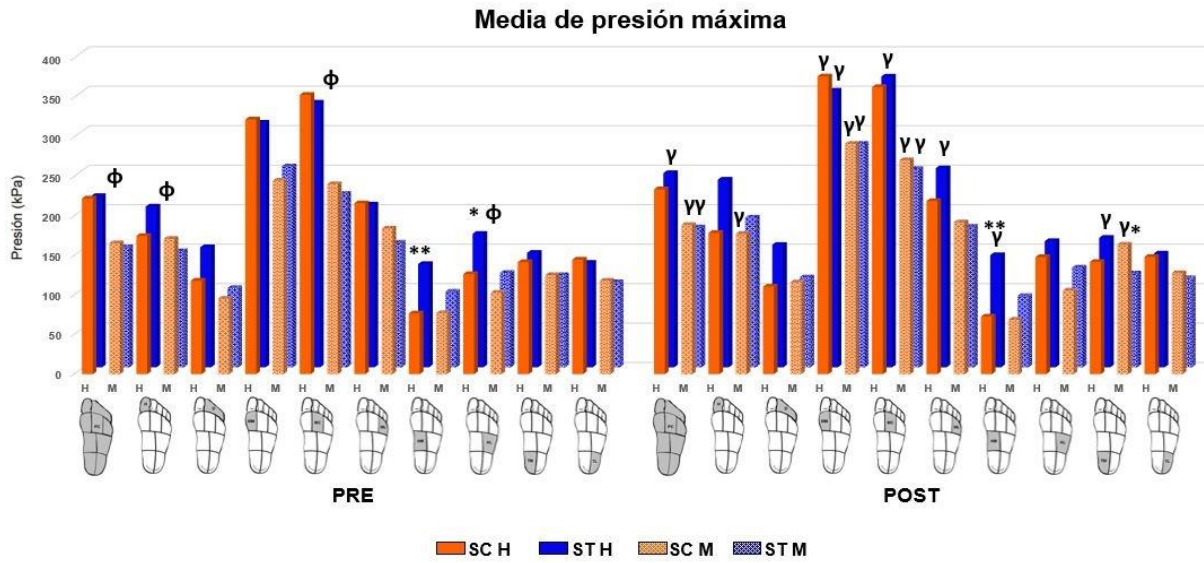


Figura 69. Media de la media de presión máxima según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el género y la zona señalada: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, en la zona indicada: $\phi P < 0,05$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre, en el soporte y la zona indicada $\gamma P < 0,05$.

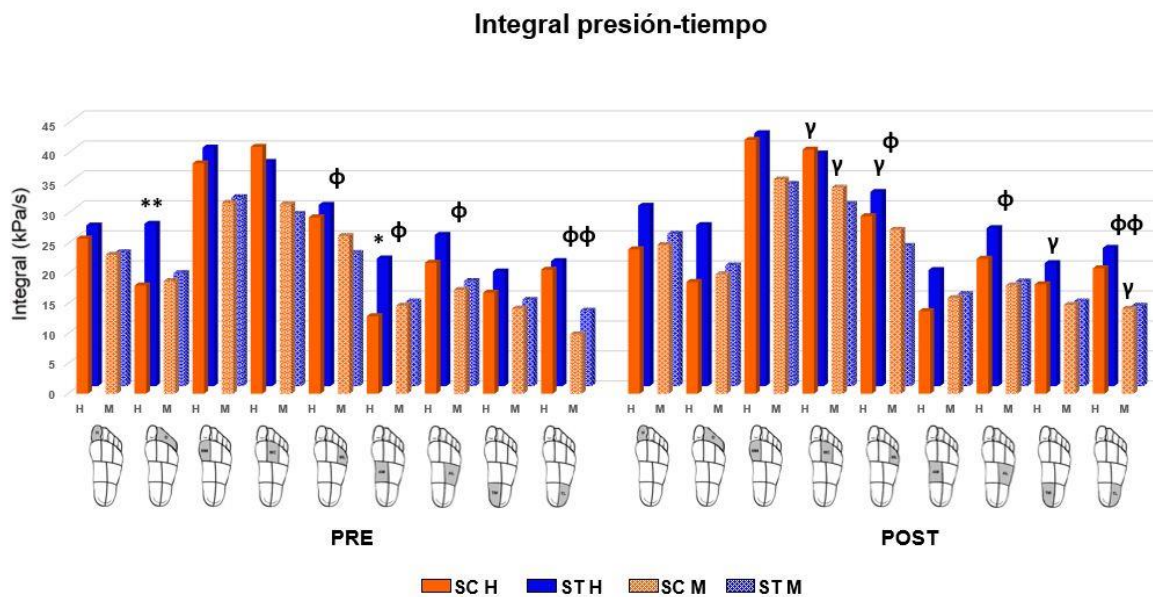


Figura 70. Media de la integral presión-tiempo según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el género y la zona señalada: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, en la zona indicada: $\phi P < 0,05$, $\phi\phi P < 0,01$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre, en el soporte y la zona indicada $\gamma P < 0,05$.

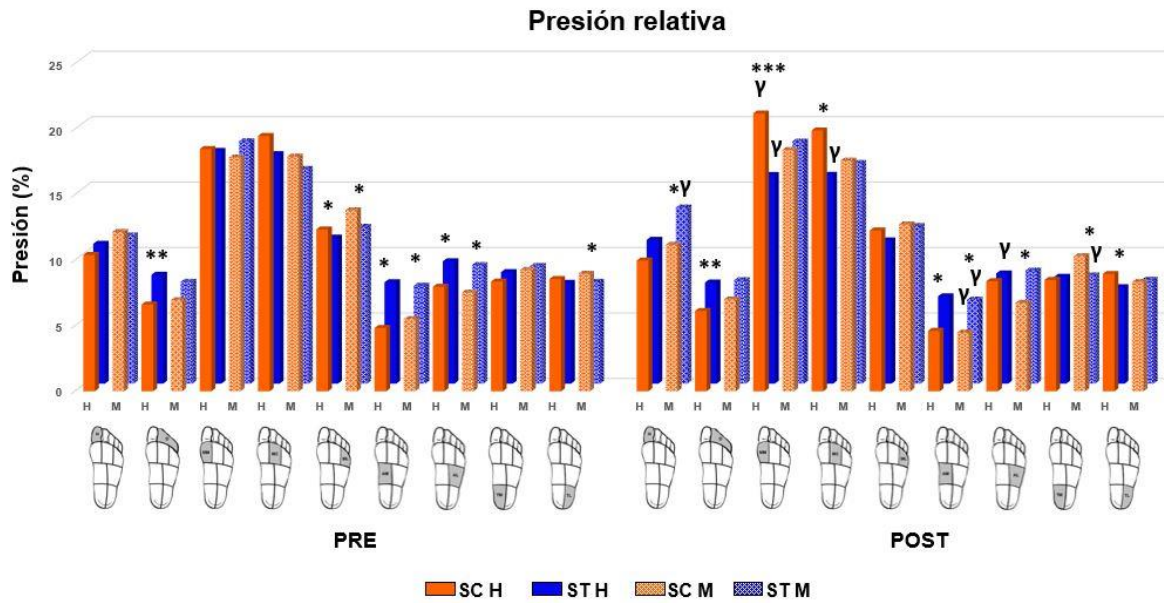


Figura 71. Media de la presión relativa según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el género y la zona señalada: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, * $P < 0,001$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre, en el soporte y la zona indicada $^{\vee}P < 0,05$.**

Tabla 31. Media (95% IC) de la media de presión máxima (kPa) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.

Zona/ Condición	Mujeres						Hombres						P (ES ϕ)
	SC			ST			SC			ST			
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
PC	165,8(130,5-201,1)	188,9(152,8-225,1) ^w	0,001 (0,4)	152,2(110,5-193,8)	177,4(129,4-225,4) ^{ww}	<0,001 (0,3)	222,5(183,1-262,0) ^{\phi}	234,1(193,6-274,5)	N.S.	217,0(170,4-263,6) ^{\phi}	246,0(192,3-299,7) ^{ww}	<0,001 (0,3)	ϕ 0,040 (0,8)
H	171,4(129,1-213,6)	177,7(128,7-226,7)	N.S.	147,2(102,6-191,8)	189,6(139,0-240,2)	N.S.	175,0(127,8-222,3)	179,0(124,2-233,7)	N.S.	203,6(153,8-253,4)	237,8(181,2-294,3)	N.S.	N.S.
D	95,6(69,6-121,6)	116,2(80,4-152,0) ^y	0,028 (0,3)	100,4(68,8-131,9)	114,0(81,3-146,7)	N.S.	118,4(89,3-147,4)	110,8(70,8-150,9)	N.S.	152,1(116,8-187,4) ^{\phi}	155,1(118,6-191,7)	N.S.	ϕ 0,034 (0,9)
MM	245,1(185,9-304,3)	291,7(219,7-363,6) ^{ww}	<0,001 (0,4)	254,5(181,5-327,6)	283,1(193,5-372,7) ^y	0,042 (0,2)	322,6(256,4-388,8)	377,1(296,7-457,5) ^{ww}	<0,001 (0,4)	309,8(228,1-391,5)	350,5(250,3-450,6) ^y	0,011 (0,3)	N.S.
MC	240,7(180,4-300,9)	271,0(207,3-334,7) ^y	0,049 (0,3)	219,7(140,2-299,2)	251,5(159,3-343,6) ^y	0,001 (0,3)	353,8(286,4-421,1) ^{\phi}	363,5(292,4-434,7)	N.S.	335,2(246,3-424,1)	368,3(265,3-471,4) ^y	0,003 (0,2)	ϕ 0,016 (1)
ML	184,6(151,6-217,5)	192,3(154,3-230,2)	N.S.	158,1(116,5-199,7)	178,1(120,4-235,8)	N.S.	216,5(179,7-253,3)	219,3(176,8-261,8)	N.S.	206,3(159,8-252,7)	252,2(187,7-316,7) ^y	0,009 (0,4)	N.S.
AM	77,4(59,3-95,5)	68,9(50,8-87,0)	N.S.	95,9(65,1-126,7)	90,4(51,7-129,2)	N.S.	77,0(56,8-97,2)	73,0(52,7-93,2)	N.S.	130,9(96,5-165,3) ^{**}	142,1(98,9-185,4) ^{**y}	0,049 (0,1)	*0,003 (1,1)
AL	103,2(85,2-121,2)	106,0(76,4-135,6)	N.S.	119,6(89,4-149,7)	126,4(96,2-156,6)	N.S.	126,8(106,7-146,9)	148,3(115,2-181,4)	N.S.	169,1(135,4-202,8) ^{\phi**}	159,8(126,1-193,6)	N.S.	ϕ 0,033 (0,9) *0,017 (0,8)
TM	125,6(93,7-157,4)	164,0(119,9-208,1) ^y	0,016 (0,5)	116,8(90,1-143,5)	118,9(86,4-151,3) [*]	N.S.	141,9(106,3-177,5)	142,2(92,9-191,4)	N.S.	145,0(115,2-174,9)	164,1(127,8-200,3) ^y	0,003 (0,3)	*0,045 (0,6)
TL	118,4(93,0-143,9)	128,0(102,5-153,4)	N.S.	107,9(86,5-129,2)	113,1(88,7-137,4)	N.S.	145,1(116,7-173,5)	148,6(120,1-177,1)	N.S.	132,4(108,6-156,3)	144,2(117,0-171,4)	N.S.	N.S.

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termocoformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares, en el género indicado: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: $y^P < 0,05$, $w^P < 0,01$, $ww^P < 0,001$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: $\phi^P < 0,05$.

Tabla 32. Media (95% IC) de la integral presión-tiempo (kPa/s) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.

Zona/ Cond ición	Mujeres						Hombres						P (ESd)
	SC			ST			SC			ST			
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
H	23,1 (17,3-29)	24,8 (18,5-31,1)	N.S.	22,3 (16,8-27,8)	25,4 (19,2-31,5)	N.S.	25,9 (19,8-31,9)	24,1 (17,5-30,6)	N.S.	26,8 (21,0-32,5)	30,1 (24,0-36,5)	N.S.	N.S.
D	18,8 (13,2-24,4)	19,9 (14,5-25,3)	N.S.	18,8 (12,6-25,0)	20,1 (13,1-27,2)	N.S.	18,0 (12,3-23,8)	18,6 (13,1-24,2)	N.S.	27,1 (20,6-33)**	26,8 (19,6-34,1)	N.S.	*0,007 (0,6)
MM	31,8 (24,5-39,1)	35,7 (27,3-44)**	<0,001 (0,3)	31,5 (22,8-40,2)	33,7 (23,4-44)	N.S.	38,4 (30,8-45,9)	42,3 (33,6-51)**	<0,001 (0,2)	39,7 (30,7-49,0)	42,1 (31,5-53,0)	N.S.	N.S.
MC	31,6 (23,8-39,3)	34,3 (25,8-42,9)	N.S.	28,7 (21,6-35,7)	30,3 (22,1-38,6)	N.S.	41,1 (33,1-49,2)	40,7 (31,8-49,5)	N.S.	37,4 (30,0-44,7)	38,8 (30,0-47,3)	N.S.	N.S.
ML	26,3 (20,8-31,8)	27,3 (21,6-33,1)	N.S.	22,2 (17,0-27,5)	23,4 (17,5-29,2)	N.S.	29,4 (23,7-35,1)	29,6 (23,6-35,5)	N.S.	30,2 (25-35,6)φ	32 (26-38)φ	0,005 (0,2)	φ0,038 (0,8)
AM	14,7 (9,7-19,7)	15,9 (9,5-22,4)	N.S.	14,1 (9,2-19,0)	15,4 (10,6-20,2)	N.S.	12,9 (7,8-18,1)	13,8 (7,1-20,4)	N.S.	21,3 (16-26,3)φ*	19,4 (14,4-24,0)	N.S.	φ0,046 (0,8) *0,026 (0,9)
AL	17,3 (13,0-21,6)	18,0 (13,4-22,7)	N.S.	17,5 (13,2-21,8)	17,5 (12,6-22,4)	N.S.	21,8 (17,3-26,3)	22,5 (17,7-27,3)	N.S.	25,2 (20,7-30)φ	26,3 (21-31,4)φ	N.S.	φ0,016 (1)
TM	14,2 (9,3-19,2)	14,8 (9,3-20,3)	N.S.	14,4 (9,5-19,2)	14,1 (9,4-18,8)	N.S.	16,8 (11,7-22,0)	18,2 (12,5-24,0)	N.S.	19,1 (14,1-24,0)	20,5 (15,6-25)γ	0,011 (0,1)	N.S.
TL	9,9 (5,7-14,1)	14,1 (9,4-18,9)γ	0,035 (0,5)	12,6 (7,0-18,2)	13,4 (9,0-17,8)	N.S.	20,7 (16-25)φφ	20,9 (16,0-25,8)	N.S.	20,8 (15-26,7)φ	23 (18-28)φ	N.S.	φ0,004 (1)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares, en el género indicado: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: γ $P < 0,05$, γγ $P < 0,01$, γγγ $P < 0,001$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: φ $P < 0,05$, φφ $P < 0,01$.

Tabla 33. Media (95% IC) de la presión relativa (%) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de la carrera.

Zonal/ Cond ición	Mujeres						Hombres						P (Essd)
	SC Media (95% IC)		P	ST Media (95% IC)		P	SC Media (95% IC)		P	ST Media (95% IC)		P	
	Pre	Post		Pre	Post		Pre	Post		Pre	Post		
H	12,2 (10,1-14,2)	11,2 (8,9-13,5)	N.S.	11,3 (9,5-13,2)	13,5 (11,0-15,7)* ^w	0,017 (0,5)	10,4 (8,3-12,5)	10,0 (7,6-12,4)	N.S.	10,7 (8,8-12,6)	11,0 (8,7-13,3)	N.S.	0,043 (0,5)
D	7,0 (5,7-8,2)	7,0 (5,6-8,5)	N.S.	7,8 (6,3-9,3)	7,9 (6,3-9,5)	N.S.	6,6 (5,4-7,9)	6,1 (4,6-7,6)	N.S.	8,3 (6,8-9,9)**	7,7 (6,1-9,4)**	N.S.	0,001 (0,6)
MM	17,9 (15,2-20,5)	18,4 (15,8-21,1)	N.S.	18,5 (16,0-21)	18,5 (16,2-20,8)	N.S.	18,5 (15,7-21,3)	21,2 (18,5-24)* ^w	0,001 (0,5)	17,8 (15,2-20,4)	16 (13-18)*** ^w	0,028 (0,4)	<0,001 (1,2)
MC	17,9 (15,0-20,9)	17,6 (14,6-20,6)	N.S.	16,4 (13,3-20)	16,9 (13,7-20,0)	N.S.	19,5 (16,5-22,5)	19,9 (16,8-23)	N.S.	17,5 (14,3-20,7)	16 (13-19)*** ^w	0,003 (0,2)	<0,001 (0,6)
ML	13,8 (12,0-15,6)	12,7 (10,6-14,9)	N.S.	12 (10-14)*	12,0 (10,0-14,1)	N.S.	12,4 (10,5-14,3)	12,3 (10,1-14,5)	N.S.	11,2 (9,3-13,0)*	10,9 (8,8-13,1)	N.S.	0,01 (0,5)
AM	5,5 (4,6-6,4)	4,5 (3,6-5,4) ^{ww}	<0,001 (0,6)	7,5 (5,7-9,2)*	6,4 (4,7-8,1)* ^w	0,045 (0,4)	4,8 (3,9-5,8)	4,6 (3,7-5,6)	N.S.	7,7 (5,9-9,6)*	6,7 (4,9-8,4)*	N.S.	0,01 (1)
AL	7,5 (6,6-8,5)	6,8 (5,4-8,1)	N.S.	9,1 (8,0-10,1)*	8,6 (7,3-10,0)*	N.S.	8,0 (7,0-9,0)	8,4 (7,0-9,8)	N.S.	9,3 (8,3-10,4)*	8,4 (7,9-8,0) ^w	0,009 (0,3)	0,01 (1)
TM	9,3 (7,5-11,0)	10,3 (8,2-12,4)	N.S.	9,0 (7,5-10,5)	8,3 (6,7-9,8) ^w	0,044 (0,3)	8,4 (6,6-10,2)	8,5 (6,3-10,7)	N.S.	8,5 (6,9-10,1)	8,2 (6,6-9,7)	N.S.	0,028 (0,5)
TL	9,0 (7,4-10,5)	8,3 (7,1-9,6)	N.S.	7,8 (6,6-9,0)*	7,9 (6,6-9,2)	N.S.	8,6 (7-10,2)	9,0 (7,6-10,3)	N.S.	7,7 (6,5-8,9)	7,4 (6,0-8,7)*	N.S.	0,02 (0,6)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares, en el género indicado: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: ^w $P < 0,05$, ^{ww} $P < 0,01$, ^{www} $P < 0,001$.

4.4. Análisis de la cinemática espacio-temporal

En la figura 72 y la tabla 34 se muestran los resultados referentes al uso de los dos soportes plantares estudiados, en los parámetros espacio-temporales analizados. No se encontraron diferencias significativas ($P > 0,05$) entre ambos **soportes plantares** en la frecuencia de zancada, ni en el tiempo de contacto y de vuelo. No obstante, en la longitud de zancada se observó una reducción de 0,027 (95%IC [0,005 – 0,048]) m con los ST, respecto a los SC, en el minuto 10 de carrera, pero con un tamaño del efecto pequeño (Tabla 34).

En relación al análisis de la evolución de la carrera a lo largo del tiempo, y el desarrollo de **fatiga**, tampoco se observaron diferencias ($P > 0,05$) entre instantes en ninguna de las variables estudiadas (Figura 72 y Tabla 34).

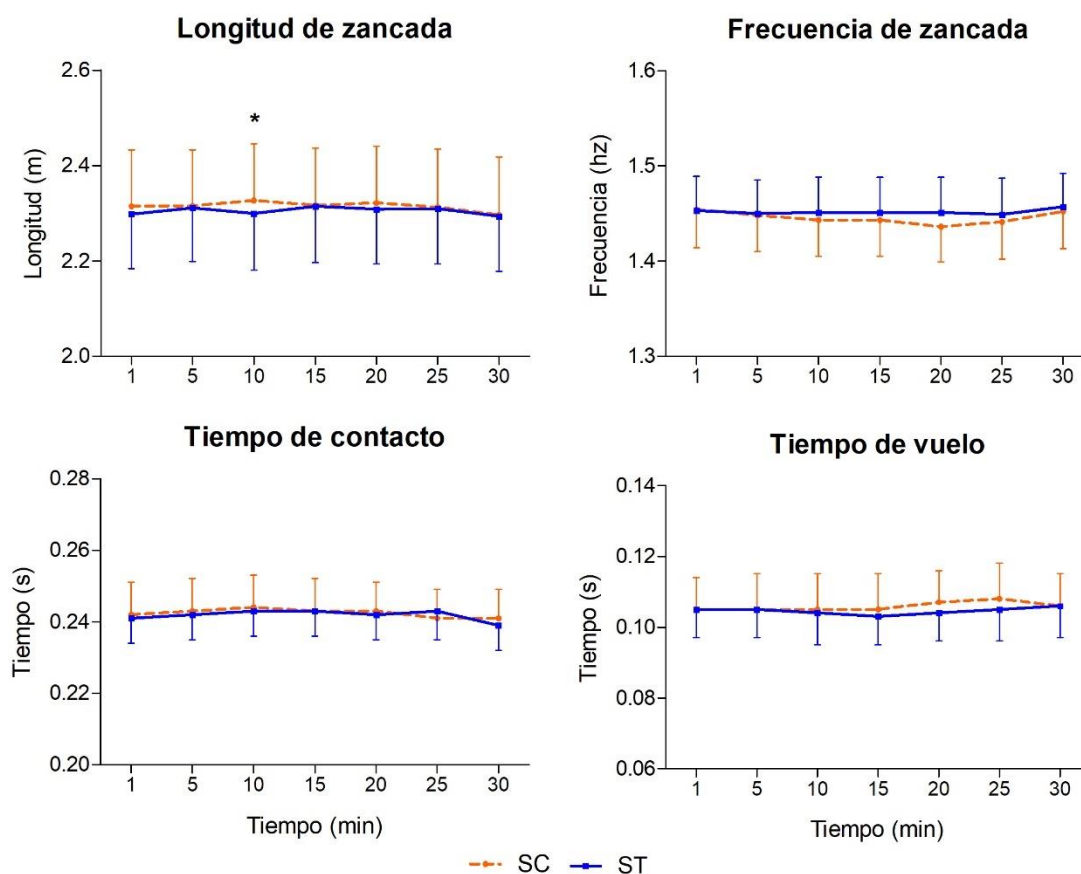


Figura 72. Media (95% IC) de los parámetros espacio-temporales para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$.

Tabla 34. Media (95% IC) de los parámetros espacio-temporales para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ESd)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Longitud de zancada (m)	1	2,31 (2,20 – 2,43)	2,30 (2,18 – 2,41)	N.S.
	5	2,32 (2,20 – 2,43)	2,31 (2,20 – 2,42)	N.S.
	10	2,33 (2,21 – 2,45)	2,30 (2,18 – 2,42)*	0,018 (0,1)
	15	2,32 (2,20 – 2,44)	2,31 (2,20 – 2,43)	N.S.
	20	2,32 (2,21 – 2,44)	2,31 (2,19 – 2,42)	N.S.
	25	2,31 (2,19 – 2,43)	2,31 (2,19 – 2,43)	N.S.
	30	2,30 (2,17 – 2,42)	2,29 (2,18 – 2,41)	N.S.
Frecuencia de zancada (Hz)	1	1,45 (1,41 – 1,49)	1,45 (1,42 – 1,49)	N.S.
	5	1,45 (1,41 – 1,49)	1,45 (1,42 – 1,48)	
	10	1,44 (1,40 – 1,48)	1,45 (1,41 – 1,49)	
	15	1,44 (1,40 – 1,48)	1,45 (1,41 – 1,49)	
	20	1,44 (1,40 – 1,47)	1,45 (1,41 – 1,49)	
	25	1,44 (1,40 – 1,48)	1,45 (1,41 – 1,49)	
	30	1,45 (1,41 – 1,49)	1,46 (1,42 – 1,49)	
Tiempo de contacto (s)	1	0,242 (0,234 – 0,251)	0,241 (0,234 – 0,248)	N.S.
	5	0,243 (0,234 – 0,252)	0,242 (0,235 – 0,249)	
	10	0,244 (0,236 – 0,253)	0,243 (0,236 – 0,250)	
	15	0,243 (0,235 – 0,252)	0,243 (0,236 – 0,250)	
	20	0,243 (0,235 – 0,251)	0,242 (0,235 – 0,250)	
	25	0,241 (0,234 – 0,249)	0,243 (0,235 – 0,250)	
	30	0,241 (0,232 – 0,249)	0,239 (0,232 – 0,247)	
Tiempo de vuelo (s)	1	0,105 (0,096 – 0,114)	0,105 (0,097 – 0,113)	N.S.
	5	0,105 (0,095 – 0,115)	0,105 (0,097 – 0,113)	
	10	0,105 (0,095 – 0,115)	0,104 (0,095 – 0,112)	
	15	0,105 (0,095 – 0,115)	0,103 (0,095 – 0,112)	
	20	0,107 (0,098 – 0,116)	0,104 (0,096 – 0,113)	
	25	0,108 (0,098 – 0,118)	0,105 (0,096 – 0,114)	
	30	0,108 (0,097 – 0,115)	0,106 (0,097 – 0,114)	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$.

En la única variable que se encontraron diferencias significativas entre los dos géneros fue en la longitud de zancada (Figura 73 y Tabla 35). Los hombres presentaron un incremento, de forma general, de 0,45 (95%IC [0,28 – 0,61]) m de la longitud de zancada, respecto a las mujeres, tanto con los ST como con los SC, con una significatividad y tamaño del efecto muy elevados (Tabla 35), pero sin ser significativamente mayor el aumento con un soporte que con el otro.

Por otra parte, a los hombres, los ST les redujeron 0,016 (95%IC [-0,008 – 0,041]) m la longitud de zancada, respecto a los SC; mientras que a las mujeres 0,004 (95%IC [-0,020 – 0,0427]) m; pero sin resultar estadísticamente significativa ($P > 0,05$) la reducción en ambos casos.

Longitud de zancada

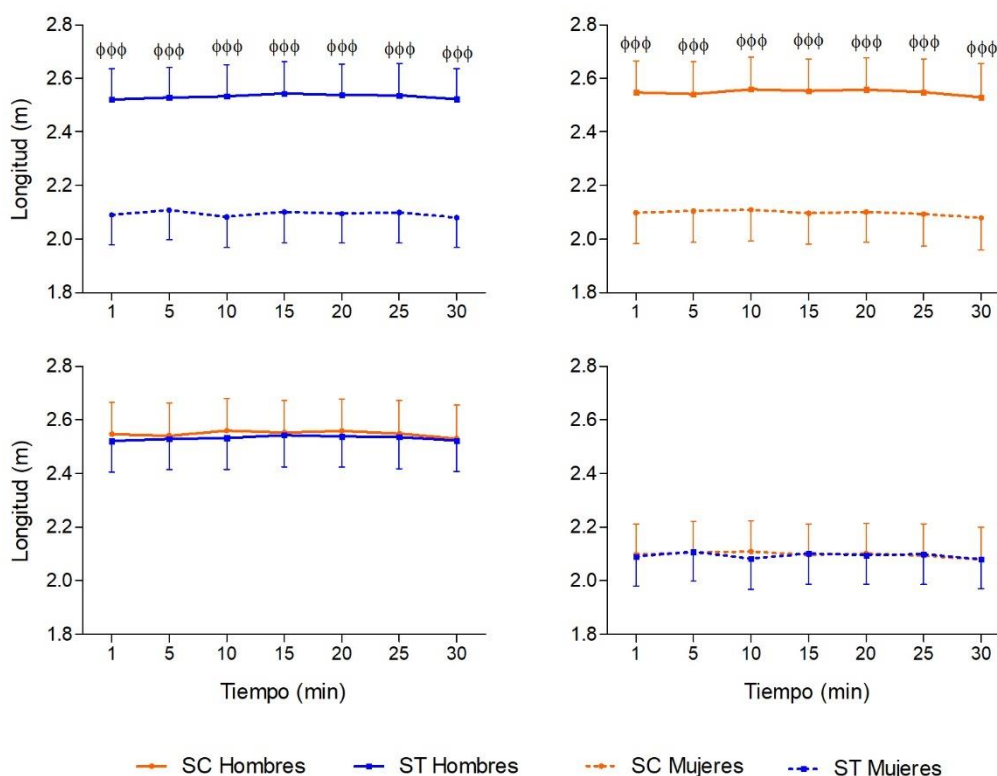


Figura 73. Media (95% IC) de la longitud de zancada según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. φφφ Diferencia significativa entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado ($P < 0,001$).

Tabla 35. Media (95% IC) de la longitud de zancada según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable/ Condicio n	Tº (min)	Mujeres		Hombres		P valor (ESd)
		SC	ST	SC	ST	
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Longitud de zancada (m)	1	2,10(1,98-2,21)	2,09(1,98-2,20)	2,55(2,43-2,67)φφφ	2,52(2,41-2,64)φφφ	$P < 0,001$ (2,1-2,2)
	5	2,11(1,99-2,22)	2,11(2,00-2,22)	2,54(2,42-2,66)φφφ	2,53(2,42-2,64)φφφ	
	10	2,11(1,99-2,22)	2,08(1,97-2,20)	2,56(2,44-2,68)φφφ	2,53(2,42-2,65)φφφ	
	15	2,10(1,98-2,21)	2,10(1,99-2,22)	2,55(2,44-2,67)φφφ	2,54(2,43-2,66)φφφ	
	20	2,10(1,99-2,21)	2,10(1,98-2,21)	2,56(2,44-2,68)φφφ	2,54(2,42-2,65)φφφ	
	25	2,09(1,97-2,21)	2,10(1,98-2,21)	2,55(2,43-2,67)φφφ	2,54(2,42-2,66)φφφ	
	30	2,08(1,96-2,20)	2,08(1,97-2,19)	2,53(2,41-2,65)φφφ	2,52(2,41-2,64)φφφ	

SC: soporte control, ST: soporte termoconformable, Tº: tiempo.

φφφ Diferencia significativa entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado ($P < 0,001$).

4.5. Análisis de la cinemática angular

A continuación, se muestran los resultados referentes al uso de los dos **soportes plantares** estudiados en las diferentes variables de la cinemática angular analizadas. No se observaron diferencias significativas por el uso de los soportes plantares en los parámetros de la flexión de rodilla ($P > 0,05$) (Figura 74 y Tabla 36). No obstante, con el uso de los ST la eversión máxima del retropié aumentó de forma significativa en una media de 1,7 (95%IC [0,5 – 2,9])° en comparación con la condición control, en todos los instantes registrados, con una significatividad elevada, y un tamaño del efecto moderado (Tabla 37). En el resto de parámetros de la eversión del retropié tampoco se encontraron diferencias significativas entre soportes ($P > 0,05$) (Figura 75 y Tabla 37).

En relación al análisis de la evolución de la carrera a lo largo del tiempo, y el desarrollo de **fatiga**, se observó una disminución del porcentaje del ciclo en el que se produce la flexión máxima de rodilla, en el minuto 30 respecto al 10, con los ST (Figura 74). También se encontró una disminución de la eversión máxima del retropié en el minuto 15, respecto al instante inicial, en este caso con los SC (Figura 75). En ambos resultados el tamaño del efecto fue pequeño.

Flexión de Rodilla

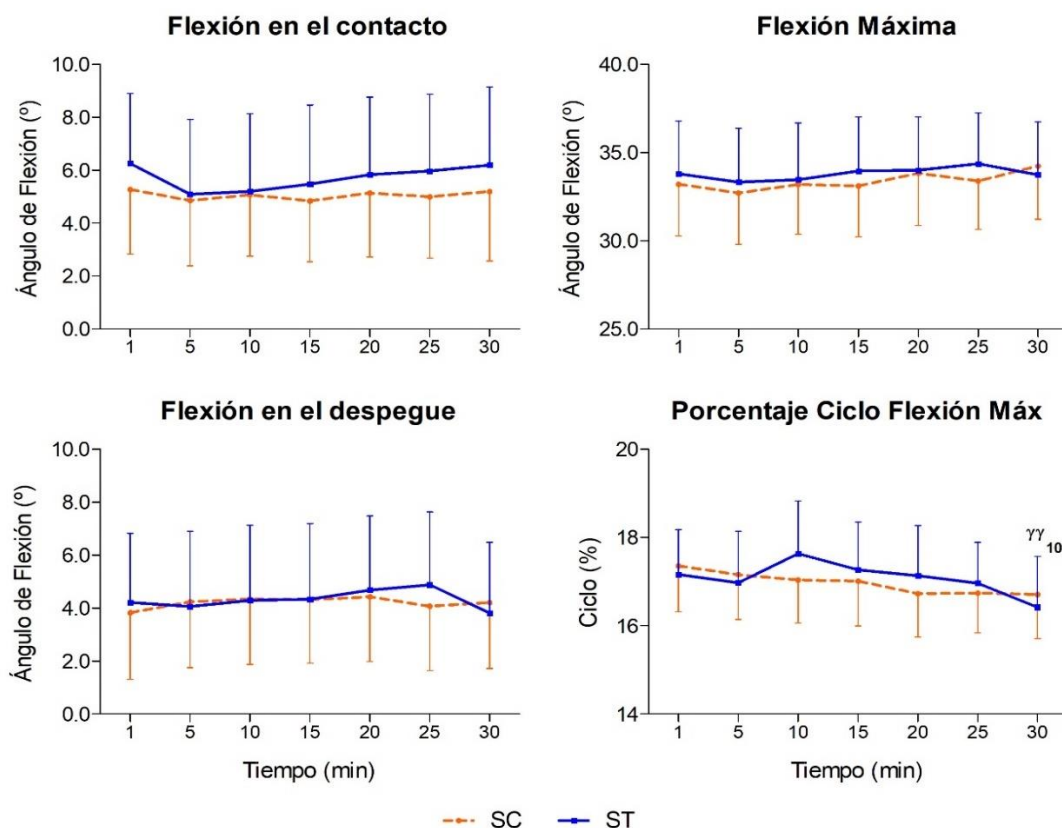


Figura 74. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la flexión de rodilla para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas comparado con el minuto indicado: ^{yy} $P < 0,01$.

Tabla 36. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la flexión de rodilla para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ESd)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Flexión en el contacto (°)	1	5,3(2,8-7,7)	6,2(3,6-8,9)	N.S.
	5	4,9(2,4-7,3)	5,1(2,3-7,9)	
	10	5,1(2,8-7,4)	5,2(2,3-8,1)	
	15	4,8(2,5-7,1)	5,5(2,5-8,5)	
	20	5,1(2,7-7,5)	5,8(2,9-8,8)	
	25	5,0(2,7-7,3)	6,0(3,1-8,9)	
	30	5,2(2,6-7,8)	6,2(3,3-9,1)	
Flexión Máxima (°)	1	33,2(30,3-36,1)	33,8(30,8-36,8)	N.S.
	5	32,7(29,8-35,6)	33,3(30,3-36,4)	
	10	33,2(30,4-36,0)	33,5(30,3-36,7)	
	15	33,1(30,2-36,0)	34,0(30,9-37,0)	
	20	33,8(30,9-36,8)	34,0(31,0-37,0)	
	25	33,4(30,7-36,1)	34,4(31,5-37,3)	
	30	34,2(31,2-37,2)	33,7(30,7-36,7)	
Flexión en el despegue (°)	1	3,8(1,3-6,4)	4,2(1,6-6,8)	N.S.
	5	4,2(1,8-6,7)	4,1(1,2-6,9)	
	10	4,3(1,9-6,8)	4,3(1,4-7,1)	
	15	4,3(1,9-6,7)	4,3(1,5-7,2)	
	20	4,4(2,06,9)	4,7(1,9-7,5)	
	25	4,1(1,6-6,5)	4,9(2,1-7,6)	
	30	4,2(1,7-6,7)	3,8(1,2-6,5)	
Porcentaje Ciclo Flexión Máx (%)	1	17,4(16,3-18,4)	17,2(16,1-18,2) ^{ab}	N.S.
	5	17,2(16,1-18,2)	17,0(15,8-18,1) ^{ab}	
	10	17,0(16,1-18,0)	17,6(16,5-18,8) ^b	
	15	17,0(16,0-18,0)	17,3(16,2-18,4) ^{ab}	
	20	16,7(15,7-17,7)	17,1(16,0-18,3) ^{ab}	
	25	16,7(15,8-17,6)	17,0(16,0-17,9) ^{ab}	
	30	16,7(15,7-17,7)	16,4(15,3-17,6) ^a	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

a>b>c, diferencia significativa entre momentos de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,01$).

Eversión del Retropié

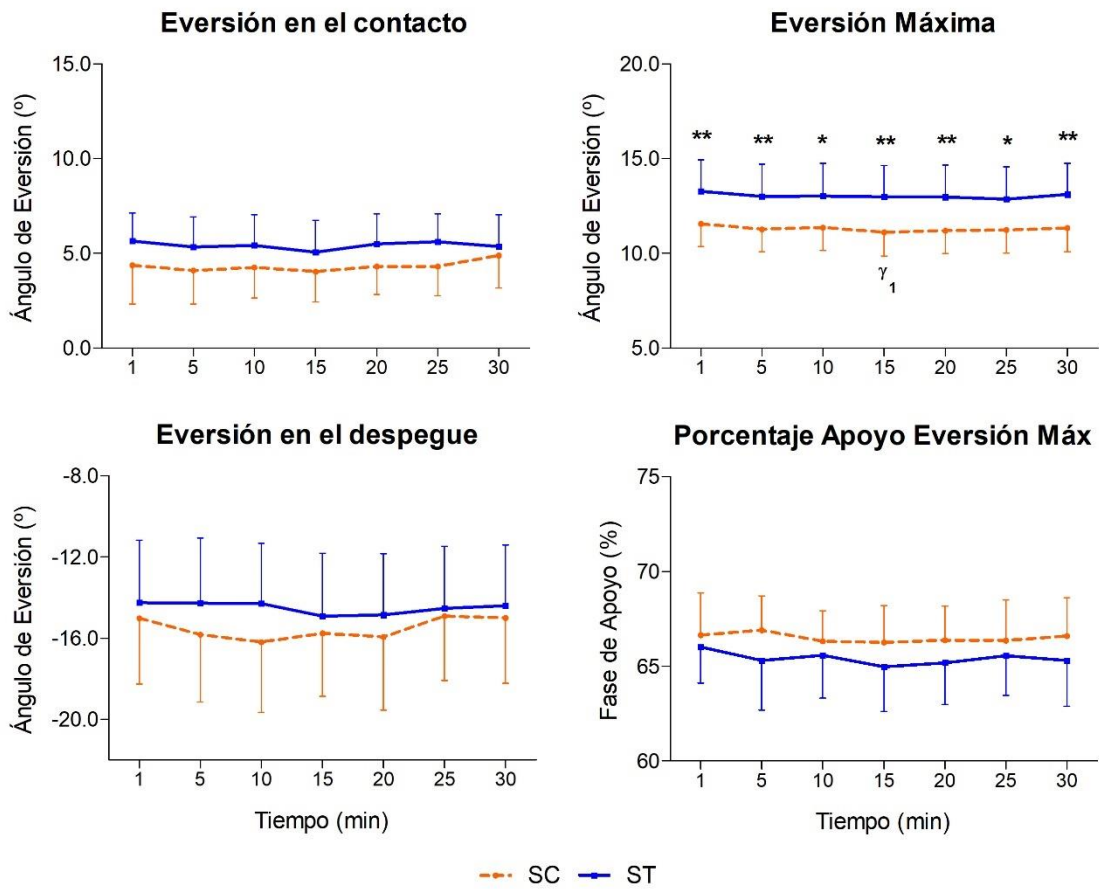


Figura 75. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la eversión del retropié para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. Diferencias significativas comparado con el minuto indicado: $^{\gamma}P < 0,05$.

Tabla 37. Media (95% IC) de los parámetros de la cinemática angular de la eversión del retropié para las dos condiciones de soporte plantar, durante los 30 minutos de la prueba de carrera.

Variable / Condición	Tiempo (min)	SC	ST	P valor (ESd)
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Eversión en el contacto (°)	1	4,4(2,3-6,4)	5,6(4,2-7,1)	N.S.
	5	4,1(2,3-5,8)	5,3(3,7-6,9)	
	10	4,2(2,6-5,9)	5,4(3,8-7,0)	
	15	4,0(2,4-5,6)	5,1(3,4-6,7)	
	20	4,3(2,8-5,8)	5,5(3,9-7,1)	
	25	4,3(2,8-5,8)	5,6(4,1-7,1)	
	30	4,9(3,2-6,6)	5,4(3,7-7,0)	
Eversión Máxima (°)	1	11,6(10,3-12,8) ^b	13,3(11,6-14,9)**	0,007 (0,5)
	5	11,3(10,1-12,5) ^{ab}	13,0(11,3-14,7)**	0,007 (0,5)
	10	11,4(10,2-12,5) ^{ab}	13,0(11,3-14,8)*	0,010 (0,5)
	15	11,1(9,9-12,4) ^a	13,0(11,3-14,6)**	0,004 (0,5)
	20	11,2(10,0-12,4) ^{ab}	13,0(11,3-14,7)**	0,006 (0,5)
	25	11,2(10,0-12,5) ^{ab}	12,9(11,2-14,6)*	0,010 (0,5)
	30	11,3(10,1-12,6) ^{ab}	13,1(11,5-14,8)**	0,008 (0,5)
Eversión en el despegue (°)	1	-15,0(-18,3--11,8)	-14,3(-17,3--11,2)	N.S.
	5	-15,8(-19,1--12,5)	-14,3(-17,5--11,1)	
	10	-16,2(-19,7--12,7)	-14,3(-17,3--11,3)	
	15	-15,8(-18,9--12,7)	-14,9(-18,0--11,8)	
	20	-15,9(-19,5--12,3)	-14,9(-17,9--11,8)	
	25	-14,9(-18,1--11,7)	-14,5(-17,6--11,5)	
	30	-15,0(-18,2--11,8)	-14,4(-17,4--11,4)	
Porcentaje Apoyo Eversión Máx (%)	1	66,6(64,4-68,9)	66,0(64,1-67,9)	N.S.
	5	66,9(65,1-68,7)	65,3(62,7-67,9)	
	10	66,3(64,7-67,9)	65,6(63,3-67,8)	
	15	66,3(64,3-68,2)	65,0(62,6-67,3)	
	20	66,4(64,6-68,2)	65,2(63,0-67,4)	
	25	66,4(64,2-68,5)	65,6(63,5-67,7)	
	30	66,6(64,6-68,6)	65,3(62,9-67,7)	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$. a>b>c, diferencia significativa entre instantes de tiempo, dentro de una misma condición de soporte ($P < 0,05$).

Por otra parte, en la única variable que se encontraron diferencias significativas entre los dos **géneros** fue en la eversión máxima del retropié (Figura 76). Con ambos soportes plantares la eversión máxima fue mayor en los hombres que en las mujeres, pero solo significativa en el caso de los ST. Concretamente, con el uso de este soporte los hombres presentaron un incremento de 3,6 (95%IC [0,4 – 6,7])° respecto a las mujeres, con un tamaño del efecto grande. Con los SC el aumento no significativo fue de 1,4 (95%IC [-0,9 – 3,8])° (Tabla 38).

Además, tanto hombres como mujeres presentaron un aumento de la eversión con los ST, respecto a los SC. En los hombres este incremento fue de 2,8 (95%IC [1,2 – 4,4])° de media, con una significatividad y un tamaño del efecto elevados, mientras que en las mujeres

el aumento fue mucho más bajo y no significativo (0,7 (95%IC [-0,9 – 2,3])° de media) (Tabla 38).

Eversión Retropié Máxima

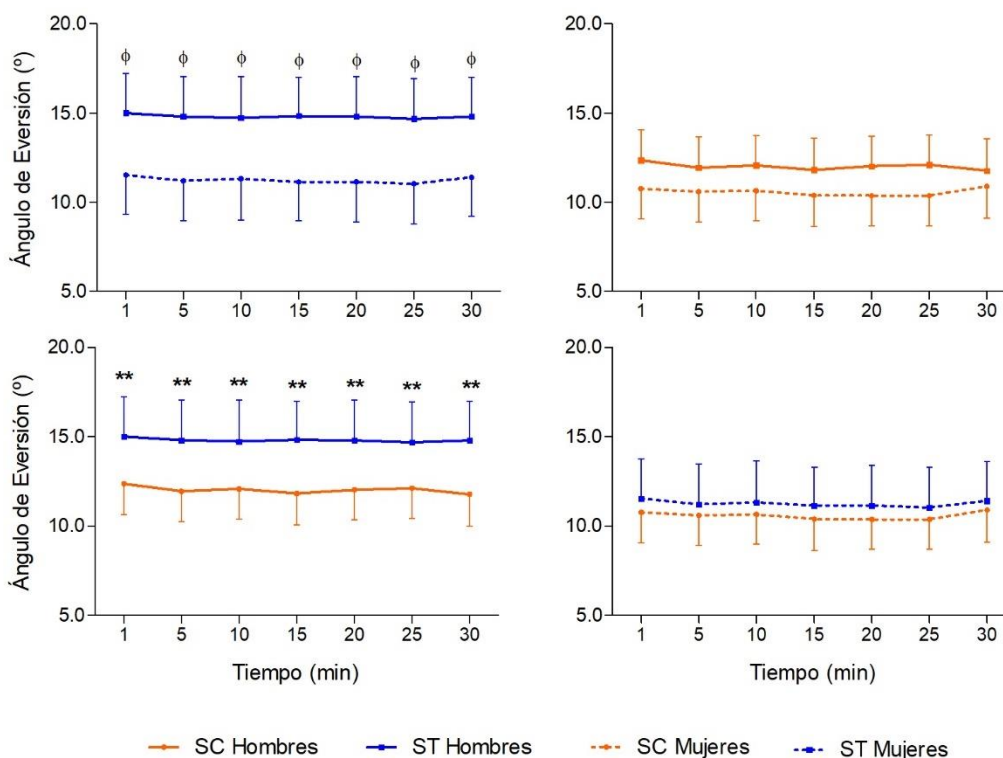


Figura 76. Media (95% IC) de la eversión máxima del retropié según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares: ** $P < 0,01$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: $\phi P < 0,05$.

Tabla 38. Media (95% IC) de la eversión máxima del retropié según el género, para las diferentes condiciones de soporte plantar, durante la prueba de carrera.

Variable/ Condición	Tº (min)	Mujeres		Hombres		P valor (ESd)
		SC	ST	SC	ST	
		Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Eversión Máxima (°)	1	10,8(9,1-12,5)	11,5(9,3-13,7)	12,4(10,7-14,1)	15,0(12,8-17,2)** ϕ	** $P < 0,01$ (0,6-0,8) $\phi P < 0,05$ (0,8- 0,9)
	5	10,6(8,9-12,3)	11,2(9,0-13,5)	11,9(10,2-13,7)	14,8(12,6-17,1)** ϕ	
	10	10,6(9,0-12,3)	11,3(9,0-13,6)	12,1(10,4-13,7)	14,7(12,4-17,0)** ϕ	
	15	10,4(8,6-12,1)	11,1(9,0-13,3)	11,8(10,1-13,6)	14,8(12,7-17,0)** ϕ	
	20	10,4(8,7-12,0)	11,1(8,9-13,4)	12,0(10,4-13,7)	14,8(12,6-17,0)** ϕ	
	25	10,4(8,7-12,1)	11,0(8,8-13,3)	12,1(10,4-13,8)	14,7(12,4-16,9)** ϕ	
	30	10,9(9,1-12,7)	11,4(9,2-13,6)	11,8(10,0-13,6)	14,8(12,6-17,0)** ϕ	

SC: soporte control, ST: soporte termoconformable, Tº: tiempo.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares, en el género indicado: ** $P < 0,01$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado $\phi P < 0,05$.

4.6. Análisis de la temperatura superficial plantar

En esta sección se muestran los resultados referentes al uso de los dos soportes plantares estudiados, antes y después de la carrera, en la temperatura superficial de las plantas de los pies. Respecto al análisis del efecto del ejercicio, o de la **fatiga** de 30 minutos de carrera, la temperatura absoluta tras la carrera (post) se vio incrementada significativamente en todas las regiones respecto al momento inicial (pre), con ambos soportes plantares. Este incremento fue de aproximadamente 10,4 (95%IC [9,7 – 11,1]) °C para los dos soportes en el global de las zonas. Cabe destacar que los tamaños del efecto fueron muy grandes (Figura 77 y Tabla 39).

Comparando ambos **soportes plantares**, se observó un menor aumento después de la carrera (post) de la temperatura del talón medial y lateral con los ST (Figura 77 y Tabla 39). Es decir, la temperatura del talón medial y lateral fue 0,5 (95%IC [0,1 – 1,0]) °C menor con los ST respecto a los SC en el momento post, pero con tamaños del efecto pequeños. No obstante, no se encontraron diferencias significativas ($P > 0,05$) entre los dos soportes ni en la temperatura absoluta en el momento anterior a iniciar la carrera (pre), ni en la variación de temperatura, en ninguna de las 10 regiones analizadas (Figuras 77 y 78 y Tablas 39 y 40).

Al igual que se ha comentado en el apartado del análisis de la presión plantar, las diferencias en relación a la comparación entre regiones no se muestran ni explican por no ser relevantes para el objetivo de este estudio.

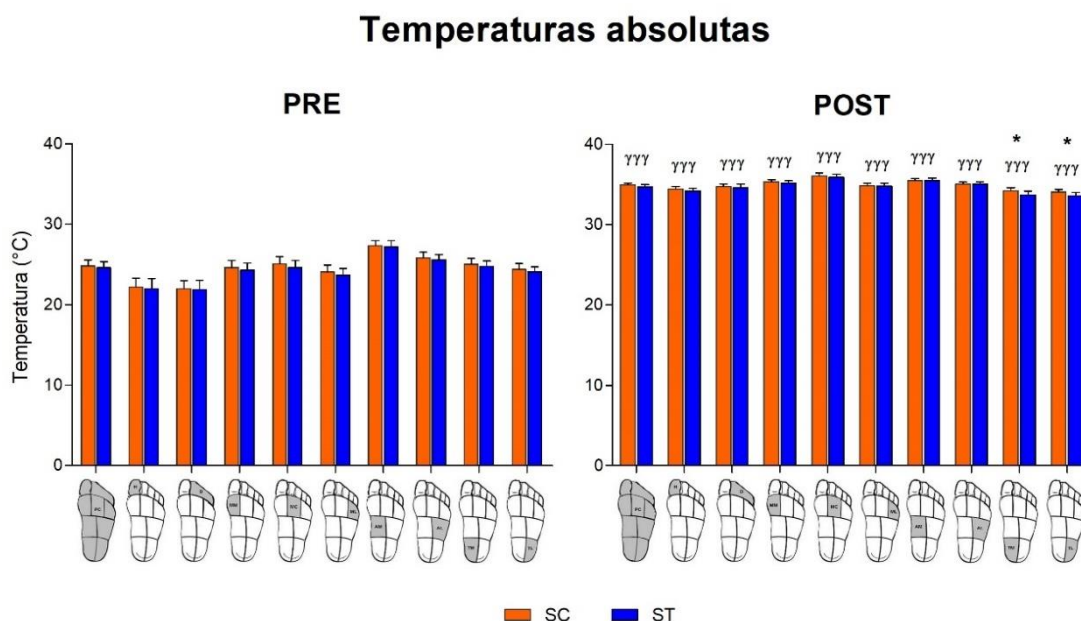


Figura 77. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en la región señalada: * $P < 0,05$. Diferencias significativas comparado con el instante Pre, en el soporte y la región indicada: *** $P < 0,001$.

Tabla 39. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas (°C) para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición.

Reg/ Con	SC Media (95% IC)			ST Media (95% IC)			P (ESd) SC vs ST
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
PC	24,8(24,1-25,6)	35,0(34,7-35,2) ^{YY}		24,6(23,8-25,4)	34,7(34,3-35) ^{YY}		N.S.
H	22,2(21,1-23,3)	34,4(34,1-34,7) ^{YY}		22,0(20,8-23,3)	34,2(33,8-35) ^{YY}		N.S.
D	22,0(21,0-23,0)	34,7(34,4-35,1) ^{YY}		21,9(20,8-23,0)	34,6(34-35,1) ^{YY}		N.S.
MM	24,6(23,7-25,5)	35,3(35,1-35,6) ^{YY}		24,3(23,4-25,2)	35,2(35-35,5) ^{YY}		N.S.
MC	25,1(24,2-26,0)	36,1(35,7-36,4) ^{YY}	<0,001 (>5)	24,6(23,8-25,5)	35,9(35,5-36) ^{YY}	<0,001 (>5)	N.S.
ML	24,1(23,2-24,9)	34,8(34,5-35,1) ^{YY}		23,7(22,9-24,5)	34,8(34,4-35) ^{YY}		N.S.
AM	27,4(26,7-28,0)	35,5(35,3-35,7) ^{YY}		27,2(26,4-28,0)	35,5(35-35,8) ^{YY}		N.S.
AL	25,8(25,1-26,5)	35,0(34,8-35,3) ^{YY}		25,6(24,9-26,2)	35(34,7-35,3) ^{YY}		N.S.
TM	25,0(24,3-25,8)	34,2(33,8-34,6) ^{YY}		24,8(24,1-25,4)	33,7(33-34,2) ^{*YY}		0,017 (0,4)
TL	24,4(23,7-25,1)	34,0(33,7-34,4) ^{YY}		24,1(23,5-24,7)	33,6(33,1-34) ^{*YY}	0,037 (0,5)	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el instante indicado: *P < 0,05. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: ^{YY}P < 0,001.

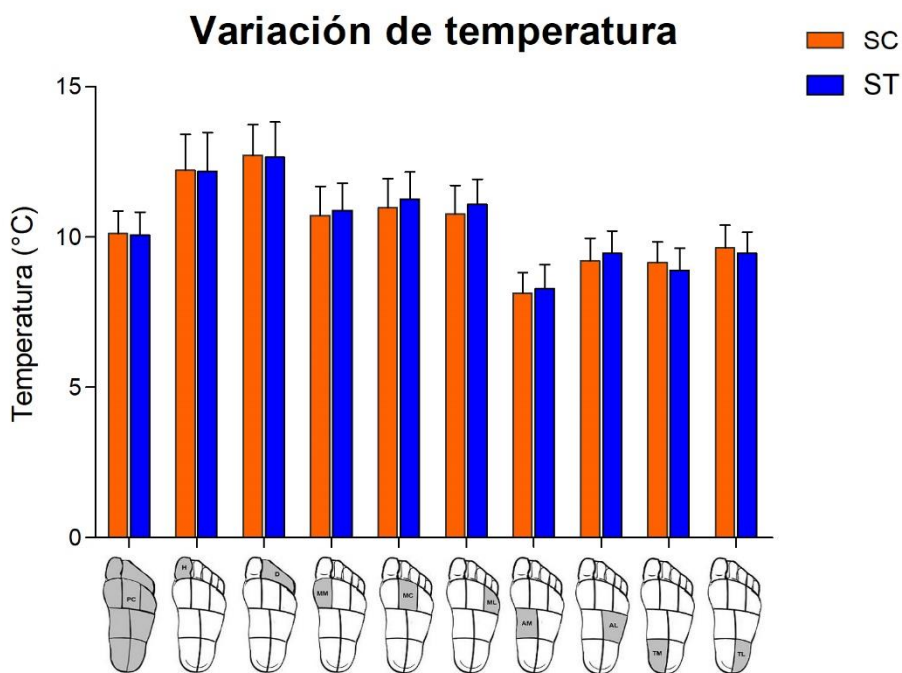


Figura 78. Media (95% IC) de la variación de temperatura para las dos condiciones de soporte plantar. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Sin diferencias significativas (P > 0,05).

Tabla 40. Media (95% IC) de la variación de temperatura (°C) para las dos condiciones de soporte plantar.

Región/ Condición	SC	ST	P valor (ESd)
	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
PC	10,1(9,4-10,9)	10,1(9,3-10,8)	N.S.
H	12,2(11,0-13,4)	12,2(10,9-13,5)	
D	12,7(11,7-13,7)	12,7(11,5-13,8)	
MM	10,7(9,8-11,7)	10,9(10,0-11,8)	
MC	11,0(10,0-11,9)	11,3(10,3-12,2)	
ML	10,8(9,8-11,7)	11,1(10,2-11,9)	
AM	8,1(7,5-8,8)	8,3(7,5-9,1)	
AL	9,2(8,5-9,9)	9,5(8,7-10,2)	
TM	9,1(8,5-9,8)	8,9(8,2-9,6)	
TL	9,6(8,9-10,4)	9,5(8,8-10,2)	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Capacidad de transferencia de calor

La relación de calor específico calculada fue positiva en todos los casos, mostrando que los ST poseen un mayor calor específico y por tanto una mejor transferencia de calor en sus tres zonas, respecto a los SC (Tabla 41).

Tabla 41. Relación de calor específico en las tres regiones analizadas.

	Zona/Min	Retropié	Mediopié	Antepié
Relación de calor específico	0	0,53	0,47	0,61
$\left(\frac{C_{e_{ST}}}{C_{e_{SC}}}\right)$	3	0,49	0,48	0,56
	5	0,50	0,48	0,61

El análisis del **género** mostró diferencias en las temperaturas absolutas en el momento pre y en las variaciones de temperatura, pero no en el momento post. Con ambos soportes plantares, los hombres presentaron mayores temperaturas antes de iniciar la carrera en todas las regiones, respecto a las mujeres, pero solo con significatividad en el *hallux* y los dedos con los ST, y en todas las regiones incluida la planta completa con los SC (Figura 79 y Tabla 42). En las variaciones ocurrió algo muy parecido, las variaciones fueron mayores en las mujeres en todos los casos, pero solo significativas en *hallux* y dedos con los ST, y en todas las regiones excepto el arco medial con los SC (Figura 80 y Tabla 43). Además, los tamaños del efecto fueron siempre grandes.

Comparando los dos soportes estudiados, únicamente los hombres mostraron una menor temperatura en el talón medial de 0,6 (95%IC [0,1 – 1,2]) °C, tras la carrera, con los ST respecto a los SC, pero con un tamaño del efecto moderado. En el resto de variables no se encontraron diferencias ($P > 0,05$) entre los dos soportes plantares ni en hombres ni en mujeres.

Finalmente, al igual que se ha comentado anteriormente, las temperaturas absolutas tras la carrera (post) fueron significativamente superiores en relación al momento inicial (pre), tanto en ambos géneros y con ambos soportes plantares, como en todas las regiones analizadas.

Temperaturas absolutas

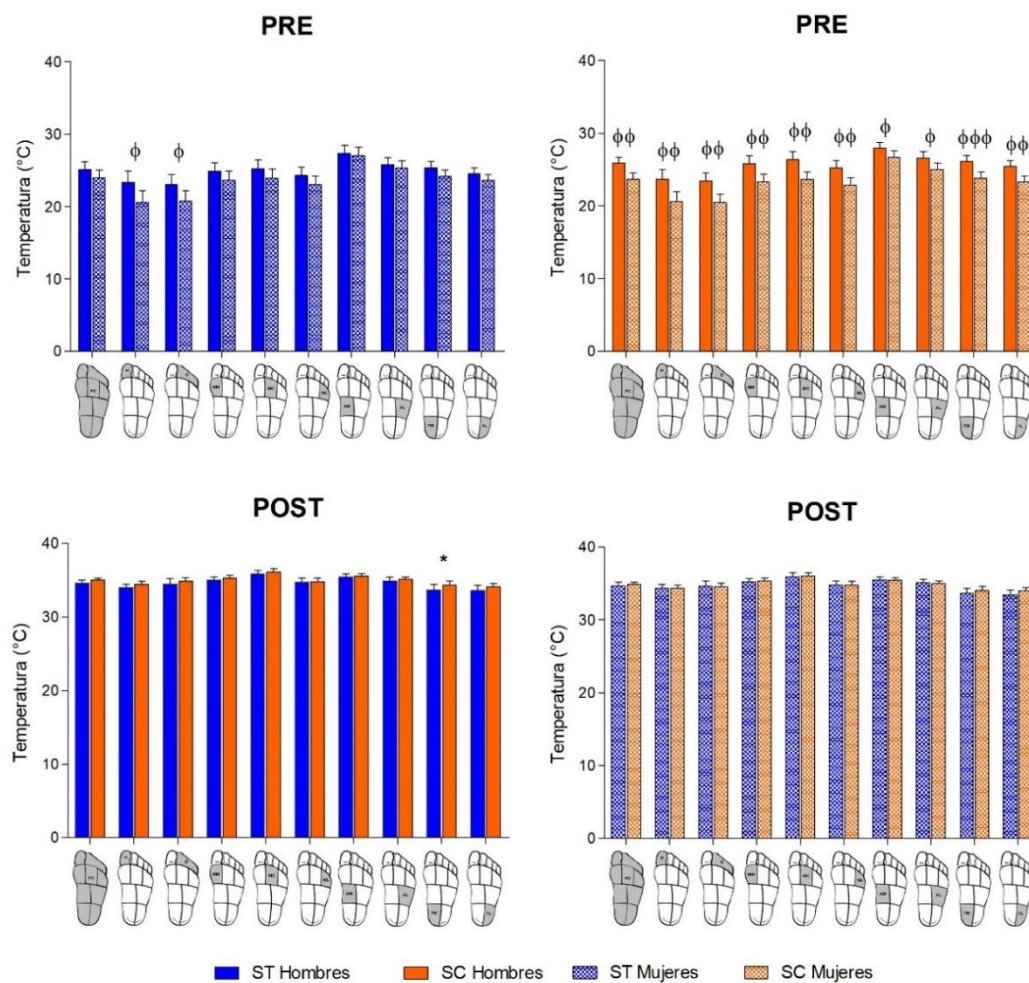


Figura 79. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre los dos soportes plantares en el género y la región señalada: * $P < 0,05$. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, en la región indicada: φ $P < 0,05$, φφ $P < 0,01$, φφφ $P < 0,001$. No se muestran las diferencias entre instantes.

Tabla 42. Media (95% IC) de las temperaturas absolutas según el género, para las dos condiciones de soporte plantar, en el instante inicial (Pre) y final (Post) de medición.

Región n/ Condi- ción	Mujeres						Hombres						P (ESd)
	SC			ST			SC			ST			
	Pre	Post	P	Pre	Post	P	Pre	Post	P	Pre	Post	P	
PC	23,7(22,8-24,6)	34,8(34,5-35,2) yy		24(22,9-25,1)	34,7(34,2-35,2) yy		25,9(25,1-26,7) $\phi\phi$	35,1(34,8-35,3) yy		25,2(24,1-26,2)	34,6(34,2-35,1) yy		ϕ 0,001 (1,4)
H	20,6(19,2-22)	34,4(33,9-34,8) yy		20,6(18,9-22,2)	34,4(33,9-34,8) yy		23,7(22,4-25) $\phi\phi$	34,5(34-34,9) yy		23,3(21,7-24,9) ϕ	34(33,6-34,5) yy		ϕ 0,003/0,02 (1,1)
D	20,5(19,3-21,6)	34,6(34,1-35,1) yy		20,7(19,2-22,2)	34,6(33,9-35,4) yy		23,5(22,3-24,6) $\phi\phi$	34,9(34,4-35,4) yy		23(21,6-24,5) ϕ	34,5(33,8-35,2) yy		ϕ 0,001/0,03 (1,6/1)
MM	23,3(22,2-24,4)	35,4(35-35,7) yy		23,7(22,4-25)	35,3(34,8-35,7) yy		25,9(24,8-26,9) $\phi\phi$	35,3(34,9-35,7) yy		24,9(23,6-26,1)	35,1(34,7-35,5) yy		ϕ 0,002 (1,3)
MC	23,7(22,6-24,7)	36(35,5-36,5) yy		23,9(22,7-25,2)	35,9(35,4-36,5) yy		26,4(25,4-27,4) $\phi\phi$	36,1(35,6-36,6) yy		25,3(24,1-26,5)	35,8(35,3-36,4) yy		ϕ 0,001 (1,5)
ML	22,8(21,7-23,9)	34,8(34,4-35,3) yy	<0,001 (>5)	23,1(21,9-24,2)	34,8(34,2-35,4) yy	<0,001 (>5)	25,2(24,2-26,3) $\phi\phi$	34,8(34,4-35,3) yy		24,3(23,2-25,4)	34,8(34,2-35,3) yy	<0,001 (>5)	ϕ 0,002 (1,3)
AM	26,7(25,9-27,6)	35,4(35,1-35,8) yy		27(25,9-28,2)	35,5(35,1-35,9) yy		28,0(27,1-28,8) ϕ	35,6(35,2-35,9) yy		27,3(26,2-28,4)	35,5(35-35,9) yy		ϕ 0,039 (0,8)
AL	25(24,1-25,9)	35(34,6-35,4) yy		25,3(24,3-26,3)	35,1(34,6-35,5) yy		26,6(25,7-27,5) ϕ	35,1(34,7-35,5) yy		25,8(24,9-26,8)	35(34,5-35,4) yy		ϕ 0,014 (1)
TM	23,9(23-24,7)	34(33,4-34,6) yy		24,1(23,2-25)	33,6(32,9-34,4) yy		26,2(25,4-26,9) $\phi\phi\phi$	34,4(33,8-34,9) yy		25,4(24,5-26,3)	33,7(33-34,4) ϕ yy		ϕ <0,001 (1,6) *0,033 (0,7)
TL	23,3(22,4-24,2)	34(33,5-34,5) yy		23,6(22,8-24,5)	33,5(32,8-34,1) yy		25,4(24,6-26,3) $\phi\phi$	34,1(33,6-34,6) yy		24,5(23,7-25,3)	33,6(33-34,3) yy		ϕ 0,001 (1,4)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: hallux, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre los dos soportes plantares, en el género indicado: *P < 0,05. Diferencias significativas comparado con el instante Pre: yyP < 0,001. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: ϕ P < 0,05, $\phi\phi$ P < 0,01, $\phi\phi\phi$ P < 0,001.

Variación de temperatura

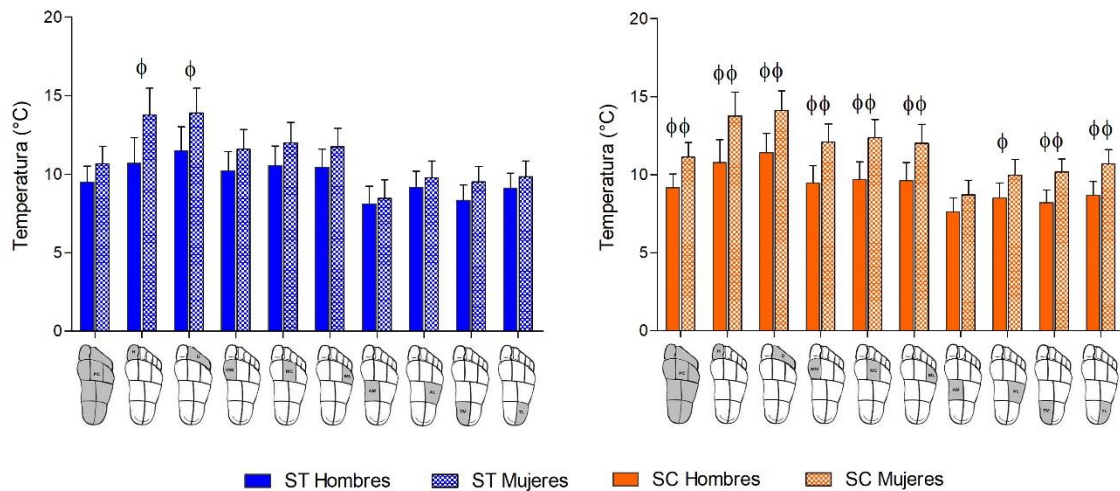


Figura 80. Media (95% IC) de la variación de temperatura según el género, para las dos condiciones de soporte plantar. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Diferencias significativas entre hombres y mujeres, en la región indicada: $\phi P < 0,05$, $\phi\phi P < 0,01$.

Tabla 43. Media (95% IC) de la variación de temperatura (°C) según el género, para las dos condiciones de soporte plantar.

Región/ Condición	Mujeres		Hombres		P valor (ESd)
	SC	ST	SC	ST	
	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
PC	11,1(10,2-12,1)	10,7(9,6-11,8)	9,2(8,3-10,1) $\phi\phi$	9,5(8,4-10,5)	0,004 (1,2)
H	13,8(12,3-15,3)	13,8(12,1-15,5)	10,8(9,3-12,2) $\phi\phi$	10,7(9,1-12,3) ϕ	0,007 (1,1) 0,011 (1,1)
D	14,1(12,8-15,4)	13,9(12,3-15,5)	11,4(10-12,7) $\phi\phi$	11,5(10-13) ϕ	0,004 (1,2) 0,033 (0,9)
MM	12,1(10,9-13,3)	11,6(10,3-12,9)	9,4(8,3-10,6) $\phi\phi$	10,2(9-11,4)	0,002 (1,3)
MC	12,4(11,2-13,5)	12(10,7-13,3)	9,7(8,5-10,8) $\phi\phi$	10,6(9,3-11,8)	0,002 (1,3)
ML	12(10,8-13,2)	11,7(10,6-12,9)	9,6(8,4-10,8) $\phi\phi$	10,5(9,3-11,6)	0,006 (1,1)
AM	8,7(7,8-9,6)	8,5(7,3-9,6)	7,6(6,7-8,5) $\phi\phi$	8,1(7-9,2)	N.S.
AL	10(9-11)	9,8(8,7-10,8)	8,5(7,5-9,5)	9,2(8,1-10,2)	0,037 (0,8)
TM	10,2(9,3-11)	9,5(8,5-10,5)	8,2(7,4-9) ϕ	8,3(7,4-9,3)	0,002 (1,4)
TL	10,7(9,8-11,6)	9,8(8,8-10,9)	8,7(7,8-9,6) $\phi\phi$	9,1(8,1-10,1)	0,004 (1,2)

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. PC: planta completa, H: *hallux*, D: resto de los dedos, MM: metatarso medial, MC: metatarso central, ML: metatarso lateral, AM: arco medial, AL: arco lateral, TM: talón medial, TL: talón lateral.

Diferencias significativas entre hombres y mujeres, con el soporte plantar indicado: $\phi P < 0,05$, $\phi\phi P < 0,01$.

4.7. Análisis de la percepción del confort

La figura 81 y la tabla 44 muestran los resultados de la percepción del confort de los corredores/as, al finalizar los 30 minutos de carrera, con cada uno de los soportes plantares, en los 12 ítems analizados. No se observaron diferencias significativas ($P > 0,05$) en ninguno de los ítems, entre los dos **soportes plantares** utilizados. En todos los casos la percepción del confort se valoró por encima del 55%.

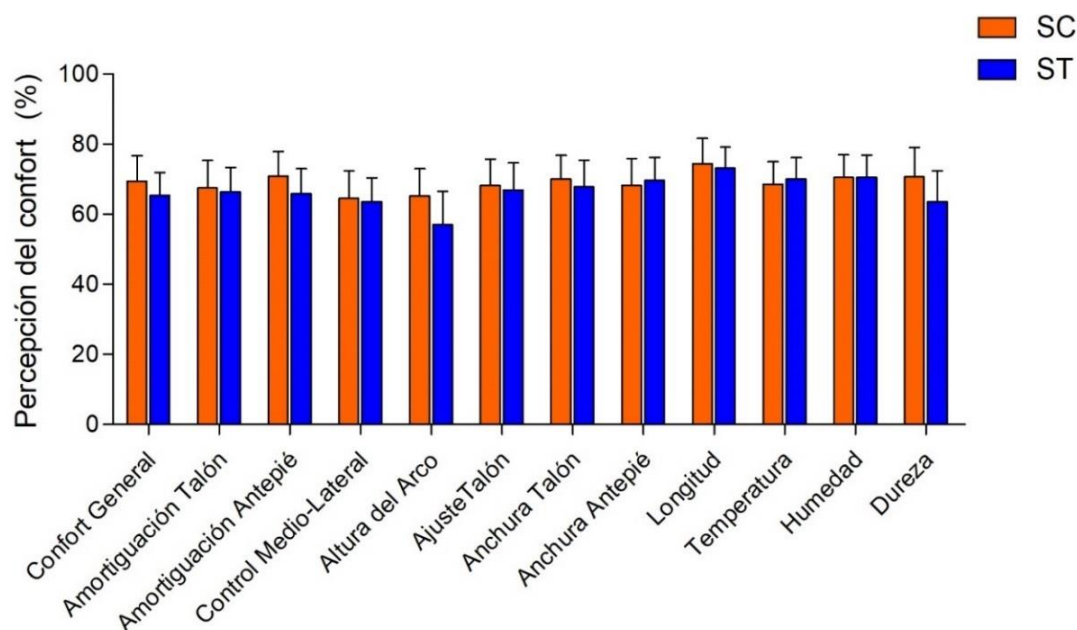


Figura 81. Percepción del confort (media (95% IC)) en cada ítem con los dos soportes plantares estudiados. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable. Sin diferencias significativas ($P > 0,05$).

Tabla 44. Media (95% IC) de cada ítem de la percepción del confort con los dos soportes plantares.

Variable / Condición	SC	ST	P valor
	Media (95% IC)	Media (95% IC)	
Confort General (%)	69,4 (62,0 – 79,8)	65,4 (59,0 – 71,8)	N.S.
Amortiguación Talón (%)	67,4 (59,4 – 75,4)	66,3 (59,2 – 73,3)	
Amortiguación Antepié (%)	70,9 (63,7 – 78,0)	65,9 (58,8 – 72,9)	
Control Medio-Lateral (%)	64,5 (56,6 – 72,4)	63,5 (56,6 – 70,3)	
Altura del Arco (%)	65,1 (57,2 – 73,0)	57,0 (47,4 – 66,7)	
Ajuste Talón (%)	68,1 (60,4 – 75,8)	66,8 (58,9 – 74,7)	
Anchura Talón (%)	70,0 (63,2 – 76,9)	67,8 (60,1 – 75,4)	
Anchura Antepié (%)	68,2 (60,5 – 75,9)	69,6 (63,0 – 76,3)	
Longitud (%)	74,4 (67,2 – 81,5)	73,1 (66,9 – 79,3)	
Temperatura (%)	68,5 (62,0 – 75,1)	70,1 (64,1 – 76,0)	
Humedad (%)	70,4 (63,8 – 77,1)	70,5 (64,2 – 76,7)	
Dureza (%)	70,6 (62,2 – 79,1)	63,6 (54,7 – 72,4)	

N.S.: No significativo. SC: soporte control, ST: soporte termoconformable.

Tampoco se encontraron diferencias significativas ($P > 0,05$) entre los dos **géneros**, por lo que estos resultados no se presentan en dicha sección.

DISCUSIÓN



5. DISCUSIÓN

En esta sección se discuten los resultados obtenidos en la presente tesis doctoral, presentados por áreas de estudio, siguiendo el mismo orden propuesto en las secciones de objetivos y resultados.

Los objetivos generales de esta tesis se centraron en valorar el **efecto** de un **soporte plantar prefabricado termoconformable** en la biomecánica de carrera, en comparación con un soporte prefabricado genérico; evaluar las modificaciones biomecánicas durante el **desarrollo de 30 minutos de carrera** en fatiga con este soporte; y estudiar el **comportamiento** en la biomecánica de carrera de dicho soporte **en función del género** de los participantes.

Así pues, la discusión de cada área de estudio se subdivide en 3 apartados: efecto de los soportes plantares, efecto de la fatiga y efecto del género. Finalmente se concluye la sección con una interpretación global de los resultados que relaciona todas las áreas estudiadas, y el desglose de las limitaciones encontradas en el estudio.

5.1. Análisis de la fatiga

Efecto de los soportes plantares

El desarrollo de la fatiga a lo largo de la carrera genera múltiples cambios en las variables fisiológicas, pero también en la biomecánica de carrera (Ament & Verkerke, 2009; Brown et al., 2014; Derrick et al., 2002; García-Pérez et al., 2013; Gil-Calvo et al., 2019; Koblbauer et al., 2014). Su estudio y control parece determinante a la hora de evaluar sistemas de prevención de lesiones, como los soportes plantares, con el fin de evitar que se malinterpreten o confundan resultados, pero también resulta interesante conocer si estos sistemas pueden contrarrestar los efectos de la fatiga o ralentizar su aparición de algún modo. Así, en el presente trabajo se analizó el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca, según el género, a lo largo de 30 minutos de carrera en fatiga. Concretamente, para comparar la fatiga generada por la prueba de carrera con el uso de cada soporte plantar, se registró la calificación de la escala del esfuerzo percibido de Borg 6-20, así como la frecuencia cardíaca.

La **percepción del esfuerzo** y la **frecuencia cardíaca** fueron similares con el uso de ambos soportes plantares, ya que no se encontraron diferencias significativas entre soportes; aunque en el minuto 3 se observó una pequeña reducción del esfuerzo percibido de 0,5 puntos con los ST. El tamaño del efecto de esta diferencia fue pequeño, por lo que no se puede considerar consistente. Así pues, se podría argumentar que el valor o nivel de fatiga es independiente del tipo de soporte plantar utilizado. Este hallazgo rechaza la hipótesis inicial que planteaba que el uso de los soportes plantares termoconformables reduciría la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca respecto a los soportes prefabricados estándar (H_1). Se esperaba una influencia positiva ante el desarrollo de fatiga por parte de los ST por su mejor ajuste al pie, especulándose un mejor confort y por tanto una mejor economía de carrera. En esta línea, Roy y Stefanyshyn (2006) encontraron mejoras en la economía de carrera, concretamente en el consumo de oxígeno, con el uso de soportes plantares. Asimismo, Kelly et al. (2011) observaron una reducción de la frecuencia cardíaca con el uso de soportes prefabricados personalizados durante 1 hora de carrera en cinta, frente a la carrera sin soportes. No obstante, a pesar de encontrar también una disminución de la actividad neuromuscular, los soportes no modificaron el consumo de oxígeno ni la percepción del esfuerzo. Más alejado de este contexto, el estudio de Elhadi et al. (2018) observó mejoras significativas en la percepción subjetiva del esfuerzo, el dolor y la fatiga, con soportes de silicona con elevaciones del talón, respecto a no usar soportes, en una prueba de 60 minutos de marcha en cinta realizada por adultos mayores.

A pesar de estas evidencias, los resultados del presente estudio están en concordancia con otras dos investigaciones que han comparado el uso de distintos tipos de soportes, como la de Lucas-Cuevas (2016) y Gil-Calvo (2018), los cuales no encontraron una relación entre ellos y la modificación de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca de los corredores/as. Cabe destacar que, salvo estos dos estudios, la mayoría de investigaciones ha comparado el uso de un soporte vs no llevar soporte, lo cual no es completamente equiparable a los resultados del presente trabajo. Así, tampoco Rubin et al. (2009) obtuvieron alteraciones en estas dos variables con calzado de control de movimiento durante una carrera de 40 minutos a una velocidad de ~65% del $VO_{2\text{máx}}$. Ni Burkett et al. (1985) observaron diferencias en la economía de carrera con soportes plantares en comparación sin soportes, después de 7 minutos de carrera. Igualmente, Berg y Sady (1985) informaron que sus soportes plantares para correr diseñados para absorber impactos no disminuyeron el consumo de oxígeno durante una carrera submáxima, pero tampoco lo incrementaron, como se pensó que ocurriría por su mayor peso.

Se ha demostrado que el peso del calzado presenta cierta relación con el coste de energía. Diversos estudios han confirmado que por cada 100 g de peso extra en cada pie, la economía de carrera se ve perjudicada un 1% (Divert et al., 2008; Franz, Wierzbinski, & Kram, 2012; Frederick, 1984; Frederick, Howley, & Powers, 1986; Nigg, 2009; Squadrone & Gallozzi, 2009). Por otro lado, una mayor rigidez del calzado produce un incremento de la rigidez de las piernas ("leg-stiffness"), generando una mejora de hasta un 1% en la economía de carrera (Roy & Stefanyshyn, 2006). En este sentido, y de acuerdo con Berg y Sady (1985), el peso ligeramente mayor de los ST respecto a los SC (~35 g, según talla), no se vio reflejado en los parámetros utilizados para el análisis de la fatiga, quizás por no ser suficiente, o quizás por quedar neutralizado por la mayor rigidez que presenta también este soporte en comparación con la condición control.

Cabe señalar que la economía de carrera no se ha analizado como tal, y que los parámetros de percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca podrían no ser exactamente equivalentes a ésta. No obstante, es recomendable la cautela a la hora de establecer una relación entre una reducción en la percepción del esfuerzo/ la frecuencia cardíaca, y el uso de soportes plantares, pues hasta la fecha no hay una teoría que pueda explicar cómo el uso de soportes plantares puede modificar estos parámetros (Lucas-Cuevas, 2016), porque ni siquiera su mecanismo de acción está claro (Almonroeder et al., 2015; Razezghi & Batt, 2000; Sinclair et al., 2015).

Efecto de la fatiga

La mayoría de estudios que han analizado los efectos de soportes plantares en diferentes parámetros de la carrera (transmisión de impactos, presiones plantares, cinemática, etc.) lo han hecho en “trials” de carrera, sin provocar fatiga al participante (Almonroeder et al., 2015; Butler, Davis, Laughton, & Hughes, 2003; Dixon, 2007; House, Waterworth, Allsopp, & Dixon, 2002; Nigg et al., 2003; Salles & Gyi, 2013). Sin embargo, a pesar de su dificultad metodológica, es importante realizar evaluaciones en carrera con fatiga, pues es el estado habitual en el que entrenan los corredores/as de larga distancia, y tiene mayor transferencia a una situación real (Clansey et al., 2012; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; MacLean et al., 2010). Además, se cree que la mayoría de lesiones por sobreuso en la carrera aparecen como consecuencia de la fatiga (Abt et al., 2011; Hreljac, 2004), pues puede afectar la eficiencia de los movimientos, alterar la cinemática de la carrera y la coordinación neuromuscular, y reducir la capacidad de absorción de impactos (Abt et al., 2011; Mizrahi & Daily, 2012).

En el presente estudio se planteó un protocolo de 6 minutos de calentamiento, más 30 minutos de carrera al 70-75% del VO_2 máx, pues 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), lo cual puede ser representativo del estado de fatiga típico experimentado en los entrenamientos por estos corredores/as. Además, se ha demostrado que trabajos prolongados y cíclicos (entre 20 y 35 minutos), con una intensidad media y cercana al umbral anaeróbico (60-75% del VO_2 máx) inducen en buena medida la fatiga periférica (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004; Škof & Strojnik, 2006).

En este contexto, los valores de la **percepción del esfuerzo** y de la **frecuencia cardíaca** fueron incrementándose significativamente de forma progresiva desde el minuto 3 al minuto 27, con ambos soportes por igual; aceptándose así la hipótesis inicialmente formulada que planteaba que los corredores/as presentarían un incremento de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca conforme evolucionara la carrera (H_2). En relación a la percepción del esfuerzo, el valor medio al inicio de la carrera fue de 11,4 (95%IC [10,9 – 11,9]) puntos (Ligero) y al finalizar la carrera se alcanzó un valor medio de 14,6 (95%IC [13,8 – 15,5]) puntos (Duro), subiendo más de 3 puntos dicha percepción. En el caso de la frecuencia cardíaca, los valores al principio se situaron en las 159 (95%IC [156 – 162]) ppm de media, y en 176 (95%IC [172 – 180]) ppm al final de la prueba de carrera, incrementándose así aproximadamente en 17 ppm.

Un esfuerzo percibido de entre 13 y 15 puntos en la escala de Borg, o un porcentaje entre el 85-90% de la frecuencia cardíaca máxima (en esta muestra 159-168 ppm) se relaciona con

una intensidad cercana al umbral anaeróbico (segundo umbral de lactato), correspondiendo también a una intensidad entre moderada y vigorosa, donde se considera que se alcanza fatiga periférica (ACSM, 2013; Koblbauer et al., 2014; Parfitt, Evans, & Eston, 2012; Scherr et al., 2013). En este sentido, los valores aquí obtenidos están dentro de una carga de trabajo de entrenamiento intenso, pero aun así aeróbico (Scherr et al., 2013). Por lo que se puede decir que el protocolo fue suficientemente intenso como para crear fatiga periférica, sin llevar a los participantes a la extenuación. Como ya se ha comentado, la intención de la autora fue que el protocolo de fatiga condujera a un estado de fatiga semejante al entrenamiento habitual de un corredor/a recreativo, sin alcanzar niveles máximos de extenuación (Nummela et al., 2008).

Efecto del género

Comparando ambos géneros, los hombres suelen ser más delgados, más grandes, producen mayor fuerza absoluta, y en consecuencia pueden alcanzar velocidades más altas durante la carrera. Sin embargo, las mujeres demuestran mayor resistencia a la fatiga: se fatigan a un ritmo más lento y se recuperan más rápidamente (Albert, Wrigley, McLean, & Sleivert, 2006; Billaut, Giacomoni, & Falgairette, 2003; Esbjornsson-Liljedahl, Bodin, & Jansson, 2002; Hicks, Kent-Braun, & Ditor, 2001; Hunter, Butler, Todd, Gandevia, & Taylor, 2006; Wüst, Morse, De Haan, Jones, & Degens, 2008). Una de las explicaciones más plausibles ante este fenómeno se cree que reside en las diferencias entre hombres y mujeres en la masa muscular, la utilización de sustratos y la morfología muscular (Billaut et al., 2003; Cheuvront et al., 2005; Hicks et al., 2001; Perez-Gomez et al., 2008; Ruby, Coggan, & Zderic, 2002). Así, en este trabajo se hipotetizó que las mujeres mostrarían menor percepción del esfuerzo respecto a los hombres, reduciéndose además los valores con el uso de los soportes termoconformables (H₃).

En el presente estudio tanto hombres como mujeres presentaron una **percepción del esfuerzo** similar, rechazándose así la hipótesis inicialmente planteada. A pesar de que un gran número de investigaciones ha tratado la comparación de los dos géneros en la calificación del esfuerzo percibido, existe gran controversia de resultados (Miller, Whaley, & Kaminsky, 1994; O'Connor, Raglin, & Morgan, 1996; Parfitt, Markland, & Holmes, 1994; Pivarnik & Sherman, 1990; Winborn, Meyers, & Mulling, 1988). Mientras que algunos estudios relacionaron valores más altos de esfuerzo percibido para los hombres (Miller et al., 1994; Winborn et al., 1988), en otros la percepción del esfuerzo fue mayor en las mujeres (O'Connor et al., 1996; Parfitt et al., 1994; Pivarnik & Sherman, 1990). Incluso algunos autores no encontraron diferencias entre ambos géneros (Kravitz, Robergs, Heyward, Wagner, & Powers,

1997; Laurent et al., 2010; Loftin et al., 2009), acorde con los hallazgos aquí observados. Esta disparidad de resultados podría venir dada por las distintas características de los estudios, como el tipo de actividad estudiada, las características de la muestra, el protocolo utilizado, la propia subjetividad de la percepción que siempre es difícil de estandarizar y reproducir, etc. (Garcin et al., 2005).

No obstante, en relación a la comparación de ambos soportes plantares, únicamente las mujeres mostraron una reducción en la percepción del esfuerzo de $\sim 0,8$ (95%IC [0,1 – 1,4]) puntos con los ST, respecto a la condición control, tanto en el minuto 1 como en el 3. Este resultado sería de mayor interés si hubiera ocurrido en la medición intermedia o al final del test, ya que al principio la percepción puede ser más subjetiva y no estar tan conectada con los parámetros fisiológicos, además de que aún no puede mostrar la percepción de fatiga, pues es probable que no haya comenzado a desarrollarse.

Por otro lado, fisiológicamente las corredoras presentan volúmenes pulmonares más pequeños, niveles más bajos de hemoglobina, una mayor incidencia de hipoxemia arterial inducida por el ejercicio y un corazón más pequeño, por lo que es habitual que el ritmo cardíaco de las mujeres sea más elevado que el de los hombres (Chiu & Wang, 2007a; Harms et al., 1998; Miller et al., 2007). En cambio, en este estudio se encontró una **frecuencia cardíaca** más elevada en los hombres que en las mujeres, durante toda la prueba, pero solo con significación estadística en los minutos 15 y 27, y con la condición control (SC). Rechazándose también en este caso la hipótesis inicial que planteaba todo lo contrario (H_3).

Algunos estudios han observado valores muy similares de frecuencia cardíaca entre los dos géneros, sin encontrar diferencias (Laurent et al., 2010; Loftin et al., 2009). Y es que este parámetro está influenciado por numerosos factores como pueden ser la edad o el estado de forma (Ament & Verkerke, 2009). Concretamente, es posible que la diferencia de edad entre hombres y mujeres de este estudio (28 vs 35, respectivamente: véase *Tabla 10, apartado 3.1. Participantes*), justifique la contrariedad hallada. Además, tanto en hombres como en mujeres, la frecuencia cardíaca no ha variado por el uso de los ST, en comparación con los SC, como ocurrió en el análisis general sin tener en cuenta el género.

Y por último, ambos parámetros analizados (percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca) se incrementaron de forma progresiva a lo largo de toda la prueba, de forma muy similar en ambos géneros y también de forma similar con los dos tipos de soportes plantares estudiados.



PUNTOS CLAVE



- ✓ La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca no se vieron modificados por el uso de los ST, a pesar de tener un mayor peso.
- ✓ La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca se incrementaron de forma progresiva con la evolución de la prueba de carrera, con ambos soportes por igual, mostrando magnitudes finales de fatiga semejantes a las alcanzadas en un entrenamiento habitual de un corredor/a recreativo.
- ✓ El uso de ST ha mejorado la percepción del esfuerzo en las mujeres, pero solo en los instantes iniciales, mientras que la percepción de esta prueba de carrera ha sido la misma para ambos géneros.
- ✓ Los ST no han modificado la frecuencia cardíaca de ninguno de los dos géneros, observándose mayores valores en los hombres posiblemente como consecuencia de su media de edad más baja.

5.2. Análisis de la transmisión de impactos

Efecto de los soportes plantares

El análisis de la transmisión de impactos en la carrera está atrayendo la atención y el interés de la comunidad científica debido a su posible relación con el rendimiento (Derrick, 2004; Verbitsky et al., 1998) y el desarrollo de lesiones (Clinghan et al., 2008; Davis et al., 2004; Milner et al., 2006). En este sentido, desde hace varias décadas, las fuerzas de impacto durante la carrera se han asumido como uno de los factores determinantes del riesgo de lesión (Laughton et al., 2003; Milner et al., 2006; Nigg et al., 2015). Entre las estrategias más utilizadas cuando se busca la reducción de estos impactos, se encuentran los soportes plantares (Ferber, 2007; O'Leary et al., 2008). Aunque algunos estudios ya han analizado el efecto de distintos soportes plantares en los parámetros de la transmisión de impactos (Butler et al., 2003; Dixon, 2007; Laughton et al., 2003; O'Leary et al., 2008), este trabajo examina el efecto en estos parámetros de un nuevo soporte plantar prefabricado, pero termoconformable, en comparación con uno genérico, según el género, durante su uso en el desarrollo de 30 minutos de carrera.

En el presente estudio, se hipotetizó que el uso de los soportes termoconformables reduciría el impacto de aceleración respecto a los soportes prefabricados estándar (H_4). Sin embargo, esta hipótesis no fue confirmada, tal como se explica a continuación.

En relación al **pico de aceleración tibial**, la variable más estudiada por proporcionar información sobre la magnitud real o el estrés que la onda de choque provoca al organismo (Laughton et al., 2003; O'Leary et al., 2008; Sheerin et al., 2019), se observó un aumento en los primeros instantes de la carrera (minutos 1 y 5) con los ST, respecto a la condición control (SC). Igualmente ocurrió en 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). En el resto de estudios realizados hasta el momento, únicamente se habían encontrado reducciones de estas variables con el uso de soportes (Dixon, 2007; O'Leary et al., 2008) o falta de modificaciones (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; MacLean et al., 2006), como ocurrió en el resto de instantes de este trabajo. Cabe destacar, que en las investigaciones en las que se reportaron reducciones, los soportes utilizados fueron prefabricados, mientras que en las que no se observaron alteraciones, los soportes fueron personalizados para cada individuo. Excepto en el estudio de Lucas-Cuevas, Camacho-García et al. (2017), donde se analizaron estos dos tipos de soportes respecto a una condición control (sin soporte), sin observarse diferencias. Estos resultados parecen entrever que los diferentes materiales con los que se fabrican los soportes, así como los grosores de sus capas, pueden influir de forma distinta en su comportamiento

ante las fuerzas de impacto (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; O'Leary et al., 2008). Todo ello parece estar relacionado a su vez con el peso final del soporte (Crabtree et al., 2009), el cual se ha visto que puede afectar a la economía de carrera (Divert et al., 2008; Franz et al., 2012; Frederick, 1984). De esta forma, no será lo mismo correr con un soporte de aproximadamente 40 g (como los SC), que con uno de aproximadamente 75 g (como los ST). Se especula que es posible que el corredor/a necesite unos instantes iniciales de adaptación al soporte más pesado cuando inicia la carrera, para adecuarse a su mayor peso, y ajustar su mecánica a su comportamiento más habitual, intentado simular en este estudio con los SC.

Por otro lado, parece que las cargas repetitivas y de aplicación rápida pueden resultar más perjudiciales que las cargas aplicadas más lentamente (de igual o incluso mayor magnitud), pudiendo producir degeneración articular (Radin, Yang, Riegger, Kish, & O'Connor, 1991). En este sentido, otro parámetro que está creciendo en interés científico es la **ratio de aceleración** (Dixon et al., 2000; Zadpoor & Nikooyan, 2011), pues relaciona la aceleración máxima y el tiempo para alcanzar este máximo, asociándose con lesiones por sobreuso (Milner et al., 2006). Se ha sugerido que una ratio de aceleración mayor podría ocasionar una vía más rígida a lo largo de la cual se desplaza la aceleración del impacto, resultando en un mayor riesgo de lesión (Davis et al., 2004; Hansen, Zioupos, Simpson, Currey, & Hynd, 2008). Sin embargo, con una ratio de aceleración más baja, la carga de aceleración necesita más tiempo para alcanzar su valor máximo, lo cual implicaría que el sistema músculo-esquelético tuvo más tiempo para atenuar y lidiar con la carga, resultando más beneficioso (Lucas-Cuevas, 2016; Pérez-Soriano et al., 2018).

En la presente investigación se observó un aumento de la ratio en tibia con los ST, respecto los SC, en todos los instantes analizados. Pocos son los estudios que han analizado este parámetro bajo la acelerometría, pues la mayoría lo han hecho mediante plataformas de fuerzas, estudiando así la ratio de carga de la fuerza de reacción del suelo vertical, y encontrando reducciones con el uso de soportes plantares (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; O'Leary et al., 2008). Lo cual no es exactamente equiparable. Únicamente el estudio de Lucas-Cuevas, Camacho-García et al. (2017) utilizó la misma metodología que este estudio, observando también un aumento de la ratio de aceleración tibial con soportes prefabricados respecto a personalizados, en el instante inicial de carrera. Sin embargo, no encontró diferencias entre la condición control y las dos condiciones de soportes. Con estos resultados se especuló que, si un corredor/a necesitara utilizar soportes con otros objetivos biomecánicos, tales como redistribución plantar o mejora del confort, sería recomendable decantarse por los personalizados, pues proporcionarían una mayor reducción de la carga de aceleración.

Este estudio también argumenta que los soportes personalizados fueron fabricados con materiales más duros y rígidos que los que suelen llevar los soportes prefabricados, al igual que ocurrió en el presente trabajo en relación a los ST vs SC. Pues los ST presentaron una firmeza muy similar a unos soportes personalizados realizados por un especialista. Según Sheerin et al. (2019), los corredores/as ajustan rápidamente su rigidez de las piernas (*leg stiffness*) ante cambios en la superficie de apoyo, como puede ser el uso de un determinado calzado o un soporte plantar. Además, estos ajustes pueden conllevar modificaciones neuromusculares, cinemáticas y de aceleraciones (Sheerin et al., 2019). Por lo que es posible que, en el presente estudio, el cambio de superficie en aumento de dureza por el soporte ST provocara un cambio en la rigidez de la pierna resultando directa o indirectamente en un incremento de la aceleración tibial.

En esta línea, y en concordancia con uno de los últimos paradigmas propuestos por Nigg et al. (2017), parece que el cambio de superficie en la carrera puede alterar también las fuerzas de impacto que se producen en el apoyo del pie en el suelo, y que actúan como señales de entrada. Para lidiar con estas fuerzas de impacto, se produce un ajuste o sintonización de los grupos musculares correspondientes, afectando a la actividad neuromuscular, con el fin de minimizar las vibraciones de tejidos blandos que podrían incrementar el coste energético o resultar incómodas. De esta forma, en el presente estudio, aunque no se ha realizado una modificación de la superficie del suelo, de forma similar, el cambio provocado por el uso de los ST podría haber alterado la actividad neuromuscular y las vibraciones de los tejidos blandos, mostrando las modificaciones en los impactos de aceleración mencionadas (Nigg, 2001; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017). Sin embargo, tanto la rigidez de la pierna como la actividad neuromuscular no han sido medidas, y estas especulaciones necesitarían ser analizadas en un futuro.

En relación a los **parámetros de aceleración de la cabeza**, los valores de la aceleración máxima de la cabeza tienden a permanecer dentro un rango estrecho (Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015). A pesar de que aumente la aceleración en la tibia, la atenuación del impacto del cuerpo se incrementará también de forma 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, & Hamill, 2002), motivo por el que quizás sea escasa en la literatura la medición de estos parámetros en cabeza. Sin embargo, bien es cierto que el efecto directo de un soporte plantar en los impactos de aceleración puede ser analizado mediante los parámetros obtenidos en tibia, pues el soporte es un elemento que se encuentra entre el suelo y la colocación del acelerómetro tibial. Pero también, el estudio de los parámetros de la cabeza podría mostrar el efecto indirecto, por ejemplo debido a los cambios cinemáticos o

neuromusculares del patrón de carrera. En el presente estudio, los SC mostraron mayor pico de aceleración en la cabeza en el minuto 10 de carrera, pero contrariamente se observó una mayor ratio de aceleración con los ST en este mismo instante. En relación a la literatura, solo se halló un estudio que valorase estos parámetros (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017), encontrando aumentos de la ratio de aceleración de la cabeza con soportes prefabricados en comparación con personalizados y sin soportes; pero sin observar modificaciones ni en el pico ni en la magnitud. Cabe señalar, que el presente estudio es el primero en conocimiento de la autora, que evalúa el comportamiento de unos soportes en los parámetros de aceleración, a lo largo del desarrollo de la carrera, y no solo en un momento inicial y final. Además, la mayoría de investigaciones (Butler et al., 2003; Laughton et al., 2003; O’Leary et al., 2008) ha analizado el efecto de sus soportes con un protocolo de “trials” en línea recta, de no más de 25 metros, y no en una carrera continua de cierta duración. En este sentido, el protocolo aquí utilizado aporta mayor información, y recrea una situación más real, similar a la de un entrenamiento habitual, por lo que puede resultar lógico que surjan diferencias como las aquí encontradas, puntuales y de difícil interpretación, que requieren ampliar la investigación.

Finalmente, la **atenuación del impacto** es también otra variable de especial relevancia en el análisis de la influencia de la aceleración del impacto en el cuerpo humano durante la carrera (Delgado et al., 2013; Mercer et al., 2002; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitski, & Isakov, 1997). Muestra la capacidad del sistema musculoesquelético para reducir la magnitud del impacto de la tibia a la cabeza, y proteger a ésta de una aceleración excesiva (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Laughton et al., 2003). Debe ser estudiada teniendo en cuenta los valores que se registran tanto en la tibia como en la cabeza, para poder dar una correcta interpretación. Se ha especulado que la reducción de este parámetro como consecuencia de una lesión, la superficie de carrera o la fatiga, puede resultar peligrosa para el sistema musculoesquelético y aumentar el riesgo de lesión (Mizrahi, Verbitsky, Isakov, & Daily, 2000). En este estudio, se encontró un aumento de la atenuación del impacto con los ST tanto en el minuto 1 como en el 5. Este resultado es esperado y resulta lógico, pues de acuerdo con estudios previos, el aumento de las aceleraciones tibiales se acompaña de una mayor atenuación del impacto, para proteger la cabeza (Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, & Isakov, 1998). A pesar de la importancia de este parámetro, pocos estudios lo han analizado. Concretamente, el estudio de Lucas-Cuevas, Camacho-García et al. (2017) tampoco encontró ninguna diferencia para ninguna de las condiciones de soporte examinadas. Otras dos investigaciones examinaron también esta variable, pero bajo métodos distintos (Dixon, Waterworth, Smith, & House, 2003; Windle et al., 1999). El estudio de Dixon et al. (2003) realizó una prueba mecánica de laboratorio usando un dispositivo de caída para analizar la capacidad de absorción de impactos de cuatro tipos

de soportes. Encontró una disminución de la capacidad de absorción después de la degradación (40.000 impactos) en todos los soportes. Aunque los participantes sí que utilizaron los soportes durante 3 semanas, la absorción de impactos fue medida con esta prueba mecánica, por lo que es complicado inferir estos resultados a una condición de carrera natural. Por otro lado, el estudio de Windle et al. (1999), observó una mayor atenuación del impacto con diferentes modelos de soporte en comparación con una condición sin soporte durante la carrera. Sin embargo, su concepto de atenuación se relacionó con una reducción de la presión plantar, por lo que sus resultados tampoco pueden compararse con los obtenidos con la metodología aquí empleada.

En resumen, este nuevo prototipo de soporte prefabricado (ST) parece no reducir los impactos como se esperaba, y su efectividad como mecanismo de absorción de impactos no está respaldada por los resultados aquí mostrados, por lo que se propone la realización de algunas mejoras en el producto. No obstante, a pesar de haberse encontrado un incremento en los parámetros de aceleración, tampoco puede asociarse con un aumento en el riesgo de lesión. Esta idea viene apoyada bajo la reciente publicación de varios trabajos relevantes (Nigg et al., 2015; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017), que ponen en duda que las fuerzas de impacto sean un factor determinante del riesgo de lesión. En estos trabajos, se indica que esta afirmación se asumió en sus inicios sin ninguna evidencia epidemiológica, y que los estudios que asociaron los impactos de aceleración con un incremento de la probabilidad de sufrir una lesión son insuficientes y no pueden tratarse como concluyentes debido a su pequeño tamaño muestral. Por ello, hoy en día aún existe cierta controversia sobre el rol que desempeñan las aceleraciones durante la carrera y su efecto sobre el cuerpo humano.

Efecto de la fatiga

Se cree que la mayoría de lesiones por sobreuso en la carrera aparecen como consecuencia de la fatiga (Abt et al., 2011; Hreljac, 2004), pues puede afectar a la eficiencia de los movimientos, modificando la coordinación neuromuscular y la cinemática de la carrera, y reduciendo la capacidad de absorción de impactos (Abt et al., 2011; Mizrahi & Daily, 2012).

En este estudio, se hipotetizó que los corredores/as mostrarían un mayor impacto de aceleración conforme evolucionara la carrera, influenciado por el efecto de la fatiga, pero con menores valores con los soportes termoconformables (H₅). Esta hipótesis fue parcialmente apoyada pues se observaron incrementos de la magnitud tibial en los minutos 15, 20, 25 y 30, respecto al instante inicial; e incrementos en el minuto 20 también respecto al 5 y al 10, pero esto únicamente ocurrió con los SC. Además, en la atenuación del impacto también se encontró un aumento en el minuto 15 respecto al minuto 10, con los SC. Todo ello con

tamaños del efecto pequeños. De esta forma, se puede especular que los ST actuaron con más estabilidad a lo largo de toda la carrera, o no fueron afectados por el estado de fatiga del desarrollo de la prueba, ya que no se encontraron diferencias entre instantes. La modificación en el comportamiento de la carrera, ya sea a nivel cinemático o cinético conlleva perjuicios para el corredor/a, pues ha de realizar compensaciones que en ocasiones pueden incrementar la probabilidad de lesión (Abt et al., 2011; Derrick et al., 2002; Reenalda, Maartens, Buurke, & Gruber, 2019); así, el mantenimiento de un mismo patrón resultará siempre más beneficioso de cara al rendimiento y la prevención de lesiones (Nigg et al., 2015; Nigg et al., 2017; Nigg et al., 2017).

Diversos estudios encontraron también incrementos en el pico de aceleración tibial (Derrick, Dereu, & McLean, 2002; Mizrahi et al., 2000, 1997; Reenalda, Maartens, Buurke, & Gruber, 2019; Verbitsky et al., 1998), en el pico de aceleración de cabeza (Clansey et al., 2012), y en la atenuación del impacto (Derrick et al., 2002) por la fatiga. Sin embargo, otros reportaron reducciones en la ratio de aceleración tibial (García-Pérez et al., 2014) y en la atenuación del impacto (Mercer et al., 2003); o como ocurrió en el resto de variables de este estudio falta de modificaciones en diferentes parámetros: en el pico de aceleración tibial (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas, Camacho-García, 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, Camacho-García, et al., 2017), y en la atenuación del impacto (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Reenalda et al., 2019). Algunos de estos autores comentaron que, en ocasiones, los corredores/as realizan cambios cinemáticos relacionados con la flexión de la cadera, la rodilla, la pronación del tobillo o la rotación interna de la tibia, como mecanismos compensatorios para reducir los impactos y disminuir la probabilidad de lesiones, y no como consecuencia de la fatiga (Abt et al., 2011; Derrick et al., 2002; Reenalda et al., 2019). Sin embargo, también se sugirió que los mecanismos por los cuales se produce la disipación del impacto pueden contribuir al desarrollo de lesiones por sobreuso, a medida que el cuerpo se adapta para reducir el impacto (Abt et al., 2011). Además, la mayoría de trabajos especularon que estas modificaciones mecánicas de la extremidad inferior, junto con alteraciones en los parámetros espacio-temporales y el uso de diferentes protocolos de fatiga entre estudios pueden explicar la heterogeneidad de resultados mostrados (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Mercer et al., 2003; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998).

En relación a los protocolos de fatiga, cada estudio mide a una velocidad distinta, en instantes distintos, y los protocolos son de duraciones e intensidades diferentes, a lo cual se

atribuye la aparente contradicción de resultados (Abt et al., 2011; Mercer et al., 2003). Igualmente, otro factor determinante es el uso de la cinta ergométrica que a pesar de que permite un mayor control de ciertas variables (velocidad de carrera, dureza y pendiente de la superficie de carrera) (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017), se especula que puede inducir un patrón de carrera constante a pesar del inicio de la fatiga, para mantener el ritmo de la cinta de correr (Abt et al., 2011; Mizrahi et al., 1997); todo lo contrario a lo que ocurre en la carrera al aire libre donde el ritmo es autogestionado y permite mayor libertad en el patrón de carrera. Otro aspecto a destacar es el tipo de carrera utilizada para provocar la fatiga (Mercer et al., 2003). Mientras unos estudios realizaron pruebas aumentando gradualmente la velocidad de carrera hasta la extenuación (Abt et al., 2011; Mercer et al., 2003), otros llevaron a cabo pruebas con velocidades constantes y previamente establecidas (Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Mizrahi et al., 2000, 1997; Verbitsky et al., 1998), como en el presente estudio. Según Clansey et al. (2012), las inconsistencias en los hallazgos en esta materia no solo están relacionadas con el nivel de fatiga inducido por los estudios, sino también con el estado de entrenamiento de los corredores/as y su nivel de experiencia. La fatiga es un fenómeno complejo y multifactorial que produce diferentes respuestas mecánicas según el nivel del deportista y hace que sea extremadamente difícil recrear situaciones que provoquen niveles similares de fatiga (Mercer et al., 2003). En concreto, los estudios de Mizrahi et al. (1997) y Verbitsky et al. (1998) mostraron que a pesar de que la velocidad de carrera fue individualizada para cada sujeto según su umbral anaeróbico, tuvieron que realizar dos grupos con los que consideraron que se fatigaron y los que no.

A pesar de que la intensidad de la carrera fue individualizada según el VO_2 máx individual de cada participante, con el objetivo de intentar que todos los corredores/as alcanzaran el mismo nivel de fatiga o esfuerzo, es posible que, debido a las diferencias individuales de los corredores/as, unos se fatigaran más que otros y ello explique que los resultados obtenidos únicamente se perciban en la magnitud tibial. Esta hipótesis es solo una especulación, y futuros estudios deberían investigarla, así como el papel de la fatiga en los impactos de aceleración y su atenuación durante la carrera.

Efecto del género

Pocas investigaciones se han centrado en examinar las diferencias en los parámetros de la transmisión de impactos entre ambos géneros durante la carrera (Sinclair et al., 2012), cuando se ha sugerido que hombres y mujeres requieren propiedades de amortiguación en el calzado distintas (Stefanyshyn, Stergiou, Nigg, Rozitis, & Goepfert, 2003). Se ha documentado que las corredoras parecen ser más susceptibles a las fracturas por estrés que los hombres,

por factores hormonales como por su menor densidad mineral ósea (Brunet et al., 1990). Debido a las relaciones existentes entre las fracturas por estrés y los elevados impactos (Bowser et al., 2018; Davis et al., 2016), se hipotetizó que las mujeres presentarían mayores valores de impactos de aceleración en relación con los hombres (H_6). En esta línea, varios estudios (Hennig, 2001; Stefanyshyn et al., 2003) encontraron que a velocidades similares las mujeres mostraron valores de impacto más elevados que los hombres. Incluso Sinclair et al. (2012) hallaron varios parámetros de impacto más altos en las mujeres, aunque en este caso ninguno fue suficientemente grande como para alcanzar la significación estadística. Además, Dufek, Mercer, y Griffin (2009) observaron una mejor atenuación del impacto por parte de las mujeres en diversas superficies y velocidades de carrera. Por otra parte, otras dos investigaciones (Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; Ryu, 2008) no encontraron diferencias significativas entre los dos géneros en estas variables.

En el presente estudio, la parte de la hipótesis inicial (H_6) arriba comentada fue rechazada pues se observaron diferentes hallazgos. Por un lado, los **hombres** presentaron siempre mayores valores en el pico de aceleración tibial que las mujeres, con ambos soportes, aunque sin alcanzar la significatividad. Esto puede estar relacionado con el incremento sí significativo de la atenuación del impacto por parte de los hombres en los minutos 5, 10, 15, 20 y 25 con los SC, para tratar de reducir el impacto que llega a cabeza, dentro de un rango fisiológico saludable (Derrick et al., 1998; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer et al., 2002). Por otro lado, las **mujeres** mostraron valores en el pico de aceleración en cabeza un poco por encima de los hombres, pero no significativos, que se acentuaron en la ratio en cabeza, donde solo llegaron a ser significativos en el minuto 30 con los ST. Dichos resultados dejan entrever una tendencia hacia valores más elevados en los parámetros de tibia en los hombres, y de cabeza en las mujeres, lo cual cabría investigar en un futuro si se trata de un hallazgo espúreo y concreto de este estudio, o si es un resultado habitual justificado por las diferentes características antropométricas, fisiológicas y mecánicas de cada género (Atwater, 1990; Ferber et al., 2003; Sinclair et al., 2012). También cabría vislumbrar si dichas tendencias quedan dentro de un rango saludable, o alcanzan niveles perjudiciales.

Por otra parte, también se hipotetizó que los soportes termoconformables reducirían los impactos de aceleración en igual medida en ambos géneros (H_6). Sin embargo, al igual que en el estudio del efecto de los soportes plantares en general mencionado anteriormente, los resultados no apoyaron esta hipótesis. En los hombres se observó un incremento del pico de aceleración tibial en el minuto 1, y de la ratio tibial en los minutos 1, 5 y 30, con los ST; mientras que en las mujeres se encontró una reducción del pico de aceleración en cabeza en los minutos 5 y 10 con los ST, y aumentos en la ratio en tibia en los minutos 1 y 5, en la ratio en cabeza en los minutos 10 y 20, y en la atenuación del impacto en los minutos 1, 5, 10 y 25

con los ST respecto a los SC. De esta forma, parece que los ST no redujeron los impactos en ninguno de los dos géneros, pues ocurrió todo lo contrario. Hay que señalar que todos estos resultados presentan un tamaño del efecto pequeño, excepto el incremento de la ratio tibial en los hombres donde llega ser moderado. Así, se puede decir que, aunque los ST incrementaron los impactos en ambos géneros, los resultados no pueden considerarse concluyentes, y resulta difícil llegar a una interpretación clara pues la literatura que analiza los efectos de soportes plantares en los parámetros de la transmisión de impactos en función del género es inexistente. Quizás se podría mencionar que existe una tendencia a que estos soportes reduzcan en menor medida los impactos en los hombres.

Y por último, en relación a la evolución de la carrera con su consecuente desarrollo de fatiga, únicamente en los hombres se observó un incremento de la magnitud tibial en los minutos 5, 15, 20 y 25 respecto al instante inicial (minuto 1) con los SC. Este resultado es muy similar al encontrado en el apartado del efecto de la fatiga, sin tener en cuenta el género, por lo que como se comentó en ese apartado, se especula que posiblemente con el uso de los ST los hombres desarrollaron una carrera con niveles de impacto más estables, que con los SC.



PUNTOS CLAVE



- ✓ El uso de los ST produjo un aumento del pico de aceleración tibial, la magnitud tibial y la atenuación del impacto, en los primeros instantes de la carrera, posiblemente por la necesidad de un pequeño periodo de adaptación al soporte en los instantes iniciales de la carrera.
- ✓ Se observó un incremento de la ratio de aceleración tibial a lo largo de toda la carrera con el uso de los ST, lo cual no respalda la efectividad de este soporte como mecanismo de reducción de impactos.
- ✓ Parece que los diferentes materiales con los que se fabrican los soportes, así como el grosor de sus capas y peso final, presentan gran influencia en el comportamiento de unos soportes ante los impactos de aceleración.
- ✓ Con el uso de los ST la carrera fue más estable a lo largo de los 30 minutos, y no afectó por tanto el estado de fatiga del corredor/a.
- ✓ El uso de los ST no redujo los impactos a ninguno de los dos géneros.

5.3. Análisis de la presión plantar

Efecto de los soportes plantares

Se ha observado que el uso de soportes plantares puede distribuir positivamente la carga plantar durante la carrera, evitando lesiones concretas en zonas expuestas a elevadas presiones (Hähni et al., 2016; Kirby, 2017; Lucas-Cuevas et al., 2014b). Sin embargo, cada soporte plantar puede provocar un efecto distinto, en función de las características de su diseño (Gerych et al., 2013; Gijon-Nogueron et al., 2014; Lee et al., 2012; McMillan & Payne, 2008). Por ello, este estudio analizó el efecto en los parámetros de presión plantar, al inicio y al final de 30 minutos de carrera en fatiga, de unos soportes prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, según el género.

Según la literatura revisada, tres estudios (Gerych et al., 2013; House et al., 2002; Windle et al., 1999) investigaron la influencia de soportes de amortiguación en botas militares durante la carrera obteniendo reducciones de las presiones máximas en la zona del antepié y el talón. En la misma línea, Hähni et al. (2016) compararon la utilización de dos estrategias para amortiguar las presiones en el antepié, utilizando por un lado la colocación de una almohadilla metatarsal en un soporte, y por otro lado integrando en el soporte la amortiguación de la parte anterior del pie. Sus resultados mostraron una mayor eficacia a la hora de reducir las cargas en el antepié con la segunda opción mencionada. Asimismo, tanto el estudio de Lucas-Cuevas et al. (2014b), como el de Salles y Gyi (2013), encontraron reducciones de presión en el talón con soportes personalizados durante la carrera. En concreto, el estudio de Lucas Cuevas et al. (2014b) observó una reducción del 31% y del 54% de la carga plantar bajo el talón medial y lateral, respectivamente, con los soportes personalizados en comparación con otros prefabricados.

Elevadas cargas en la parte anterior del pie están relacionadas con fracturas por estrés de los metatarsianos, metatarsalgias o fasciopatías plantares (Nagel et al., 2008; Sobhani et al., 2013; Willems et al., 2012). Igualmente, la sobrecarga del talón se ha asociado con diversas lesiones habituales en el corredor/a, como son el espolón calcáneo, el dolor del talón plantar y la fascitis plantar (Ribeiro et al., 2011). En las carreras de larga distancia, una ligera disminución de la carga plantar en cada contacto del pie puede suponer una reducción significativa de la tensión general que experimenta el pie (Lucas-Cuevas et al., 2014b). Por ello, se especula que los soportes plantares pueden 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., 2014b).

La inserción de refuerzos mediales o laterales también es bastante frecuente. Dixon y McNally (2008) encontraron un aumento en la presión bajo la superficie lateral del pie con un

soporte con refuerzo medial, mientras que Nigg et al. (2003) observaron desviaciones del centro de presión con refuerzos laterales en la misma dirección, y con refuerzos mediales obtuvieron efectos aleatorios. Además, el estudio de Lucas-Cuevas et al. (2014b) también encontró una disminución de la presión plantar con soportes personalizados bajo las zonas del *hallux*, el mediopié medial y el mediopié lateral; y una reducción bajo de los dedos, y también en el mediopié medial y lateral, con soportes prefabricados. Estos resultados dejan entrever la variedad de posibilidades que puede ofrecer un soporte plantar y que sus efectos no siempre son los esperados (Nigg et al., 2003).

En el presente estudio, siguiendo la hipótesis que plantearon Lucas-Cuevas et al. (2014b) en su trabajo, en el que compararon soportes personalizados vs prefabricados, se hipotetizó que el uso de los soportes termoconformables reduciría las presiones plantares respecto a los soportes prefabricados estándar (H_7), por su mayor adaptación individual al pie del atleta. No obstante, esta hipótesis no fue aceptada completamente. Los resultados mostraron un aumento con los ST de la **media de la presión máxima** en el arco medial (del 34%) y lateral (del 20%), este último únicamente al inicio de la carrera (pre) (Figura 82). Sin embargo, en la **integral presión-tiempo**, este resultado no fue secundado, a pesar de la estrecha relación entre ambos parámetros (Melai et al., 2011). La integral presión-tiempo se ha designado una variable de especial relevancia pues describe el efecto acumulativo de la presión a lo largo del tiempo en una determinada área del pie (Melai et al., 2011; Mickle et al., 2011; Sauseng, Kästenbauer, Sokol, & Irsigler, 1999). La exposición acumulativa a elevadas cargas se ha documentado como un factor productor de lesiones (Derrick, 2004; Ho et al., 2010; Lieberman et al., 2010; Melai et al., 2011; Weist et al., 2004), por lo que un incremento en la integral presión-tiempo puede asociarse con un mayor riesgo de lesión (Melai et al., 2011; Mickle et al., 2011). Así pues, la falta de diferencias en esta variable entre ambos soportes analizados, y concretamente en la zona del arco, resta fuerza al incremento observado en la media de la presión máxima con los ST, y permite sugerir que el aumento de la presión en esta zona puede no conllevar un efecto negativo o perjudicial.

Además, en cuanto a la **presión relativa**, una variable poco estudiada pero de gran interés porque aporta información sobre cómo se redistribuyen las presiones en relación a la planta completa, también se observó de forma general un aumento en el arco medial del 31% y lateral del 15% con los ST. Del mismo modo, con el uso de los ST, también se encontró un aumento en el *hallux* del 14%, en los dedos del 15%, y una disminución en los metatarsos del 11-13% y en el talón lateral del 12% (Figura 82). Es de destacar que, en este caso, el aumento de la presión relativa del arco si respalda el incremento observado en la media de la presión máxima, además de que es el único resultado con un tamaño del efecto grande, mientras que el resto son moderados.

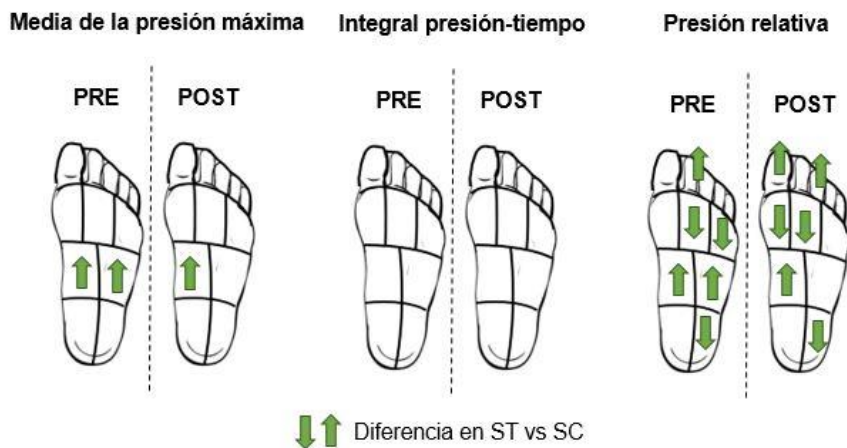


Figura 82. Diferencias en los soportes termoconformables (ST) respecto a la condición control (SC) en las tres variables analizadas.

El incremento de la presión en el mediopié puede ser atribuido a la mayor elevación y rigidez del soporte del arco con el que cuentan los ST en comparación con los SC, característico de su mejor ajuste e individualización. Otros estudios también han observado en soportes personalizados (los cuales presentan cierta similitud con los ST aquí analizados) una estructura del arco reforzada o más elevada (Gerych et al., 2013; Pallari, Dalgarno, & Woodburn, 2010), que ha conducido a involucrar en mayor medida esta zona del pie, provocando una transferencia desde las regiones del talón y el antepié hacia el mediopié, y redistribuyendo las presiones de manera más uniforme (Chen, Ju, & Tang, 2003; Chiu & Wang, 2007b; Gerych et al., 2013; Salles & Gyi, 2013; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2005). Estas consideraciones justificarían el comportamiento aquí observado.

Además, otro de los motivos por el que la presión relativa del talón pudo haber disminuido reside en la característica concreta de la copa del talón de los ST. Tanto en un soporte personalizado como en los ST, la copa del talón presenta un diseño más ergonómico respecto a los SC, con mayor concavidad y profundidad para aportar mejor sensación de ajuste y estabilidad (Salles & Gyi, 2013), lo cual se ha sugerido que puede reducir la presión del área del talón (Goske et al., 2006). Así pues, los ST podrían proporcionar protección ante lesiones por sobreuso provocadas por elevadas cargas en el talón, relacionadas con un patrón de carrera de retropié (que según se ha documentado es el más utilizado entre los corredores/as recreativos), junto a una técnica de carrera deficiente (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Lieberman et al., 2010; Lucas-Cuevas et al., 2014b).

Finalmente, las zonas del *hallux* y los dedos también se vieron afectadas por los ST, albergando un incremento de la presión relativa. El *hallux* se ha designado una zona crítica ante sobrecargas, pues en la carrera es la última parte del pie que despega del suelo antes de la fase de vuelo, y posee un papel relevante en la fase de propulsión (Lucas-Cuevas et al.,

2014b; Novacheck, 1998). Por lo que un aumento de la presión concretamente en esta región no sugiere un beneficio para el corredor/a. Es posible que el aumento en el *hallux* esté relacionado con la reducción observada en el antepié y el mecanismo de redistribución de presiones de este soporte. No obstante, también es posible que se deba a una mayor eficiencia en el despegue durante la fase de propulsión, que implique una mayor participación del *hallux* (Novacheck, 1998).

Resumiendo, los efectos de los soportes plantares en la distribución de las presiones pueden ser muy diversos, pues sobre todo influye el diseño del mismo; pero también la metodología empleada, que suele ser distinta entre investigaciones, y la propia interacción entre el soporte y el individuo, es decir, las diferencias inter-individuales (Gerych et al., 2013; Gijon-Nogueron et al., 2014; Hähni et al., 2016; Lee et al., 2012). En este estudio, los ST presentaron una mayor carga en el mediopié, sin llegar a considerarse perjudicial, liberando las presiones de otras áreas que suelen estar comprometidas (antepié y talón). De esta forma, se puede decir que estos soportes han contribuido en una mejor distribución de la presión plantar gracias a su mejor adaptación del arco y el talón, pudiendo resultar un buen mecanismo de protección ante la sobrecarga plantar de ciertas zonas, y por tanto ante el desarrollo de ciertas lesiones. Sin embargo, es necesario una mayor investigación en estas aportaciones (Salles & Gyi, 2013; Windle et al., 1999).

Efecto de la fatiga

Se ha documentado que la carrera continua modifica la distribución de la presión plantar debido a la fatiga de la acción muscular repetitiva (Escamilla-Martínez et al., 2013; Nagel et al., 2008; Rosenbaum et al., 2016; Willson & Kernozek, 1999). La fatiga de músculos y tendones puede llegar a provocar sobrecargas en ciertas áreas, pero también reducciones en otras zonas (Anna, Malgorzata, Anna, & Jaroslaw, 2017; Rosenbaum et al., 2016; Willems et al., 2012). El fortalecimiento de la musculatura extrínseca e intrínseca del pie puede ayudar en su estabilización ante las elevadas cargas de una carrera prolongada (Rosenbaum et al., 2016). Sin embargo, otra de las estrategias cada vez más utilizadas, si el corredor/a no posee suficiente resistencia a la fatiga para la tarea que pretende desarrollar, son los soportes plantares (Rosenbaum et al., 2016), que se ha sugerido que pueden jugar un papel importante en la prevención de lesiones cuando el corredor/a se fatiga (Lucas-Cuevas et al., 2014b), por su función reductora de la sobrecarga plantar (Gerych et al., 2013; Hähni et al., 2016; Kirby, 2017; Salles & Gyi, 2013). Hasta la fecha, salvo el trabajo de Lucas-Cuevas et al. (2014b), son escasos los estudios que hayan investigado el efecto de un soporte plantar en la distribución de la presión plantar en una carrera prolongada con desarrollo de fatiga.

La tendencia general encontrada del efecto de la fatiga en el patrón de distribución plantar ha sido el aumento de la carga en el metatarso central (2^o y 3^{er} meta), y la reducción en los dedos (*hallux* y resto de los dedos) y el talón (Bisiaux & Moretto, 2008; García-Pérez et al., 2013; Karagounis et al., 2009; Kim, Mirjalili, & Fernandez, 2018; Lussiana, Hébert-Losier, Millet, & Mourot, 2016; Nagel et al., 2008; Rosenbaum et al., 2016; Weist et al., 2004; Willson & Kernozek, 1999). En este estudio, con el uso de los ST se observó un incremento de la media de presión máxima y la integral presión-tiempo en el *hallux* (del 18% y del 11%, respectivamente) y en los tres metatarsos (del 10-15% y del 4-6%, respectivamente), además de un aumento de la media de presión máxima en la planta completa (del 6%) y en el talón medial (del 7%), mientras que con los SC se obtuvo únicamente una mayor carga en la planta completa (del 5%) y en el metatarso medial (del 15%) (Figura 83). Inicialmente se había hipotetizado que los corredores/as presentarían un aumento de las presiones plantares al final de la carrera (Post), como consecuencia de la fatiga, pero en menor medida con el soporte termoconformable (H₈), por lo que esta hipótesis no se corroboró completamente. Además, en la presión relativa los ST presentaron reducciones en el arco medial y lateral (del 14% y 8%, respectivamente), y en el talón medial (del 7%) (Figura 83).

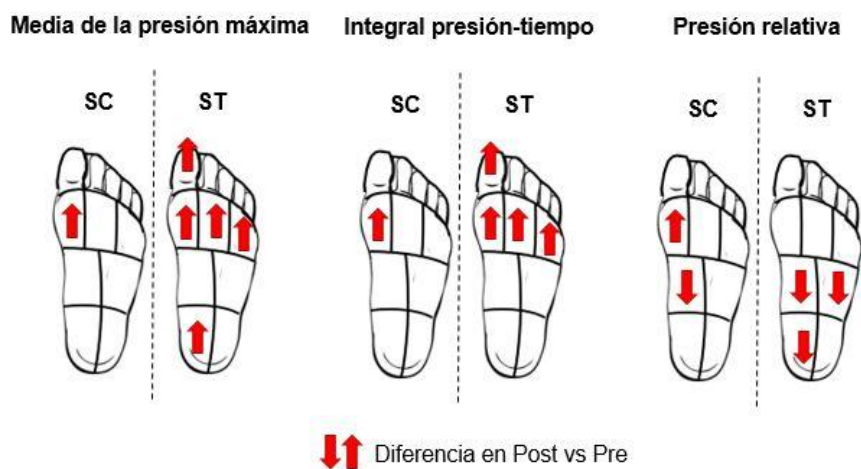


Figura 83. Diferencias en el instante final de carrera (post) respecto al instante inicial (pre) en las tres variables analizadas.

Diversos estudios sin soportes plantares respaldan el incremento de presión observado en el **antepié** (Anbarian & Esmaeili, 2016; Rosenbaum et al., 2016; Weist et al., 2004; Willems et al., 2012; Willson & Kernozek, 1999). Se ha sugerido que este aumento es resultado de la fatiga de los músculos flexores de los dedos, pues se ha visto normalmente acompañado de una reducción en *hallux* y dedos (García-Pérez et al., 2013; Lussiana et al., 2016; Rosenbaum et al., 2016; Willems et al., 2012), que provocaría la transferencia de la carga hacia las cabezas metatarsianas (Kim et al., 2018; Nagel et al., 2008; Rosenbaum et al., 2016; Weist et al., 2004). Estos autores indicaron que la menor participación de los dedos durante el

despegue podría estar relacionada con un aumento de la flexión dorsal de las articulaciones metatarsofalángicas, conllevando un incremento bajo las cabezas metatarsianas. Sin embargo, de acuerdo con Weist et al. (2004), en este estudio el incremento en el antepié no se vio asociado a una reducción en el *hallux* y los dedos, posiblemente debido a la mayor participación del *hallux* durante la fase de propulsión o despegue con los ST, que incrementó la carga tanto en el *hallux* como en los metatarsos.

En relación al **talón**, igual que se observó en el presente estudio en la presión relativa, Willson y Kernozek (1999) y García-Pérez et al. (2013) obtuvieron reducciones con la fatiga, que relacionaron con la transferencia de carga hacia el antepié antes mencionada (Bisiaux & Moretto, 2008; Willson & Kernozek, 1999). Sin embargo, Anbarian y Esmaeili (2016) encontraron incrementos en el talón lateral, pero únicamente en su grupo de corredores con arcos altos, y Willems et al. (2012) advirtieron un aumento en el talón medial, similar al que se observó en la media de presión máxima de este trabajo.

Finalmente, en la zona del **mediopié** los resultados de la literatura también fueron dispares. La mayoría de investigaciones mostraron incrementos en el arco, sobre todo 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 (García-Pérez et al., 2013; Novacheck, 1998; Willems et al., 2012). No obstante, Rosenbaum et al. (2016), al igual que este estudio con el uso de los ST, obtuvieron una reducción en esta zona. Estos autores postulan 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 hacia la región del antepié.

Como se ha visto a lo largo de estas líneas, los hallazgos entre estudios son heterogéneos e inconsistentes (Kim et al., 2018). Incluso ha habido investigaciones que no han encontrado diferencias en la distribución de la presión plantar como consecuencia de la fatiga (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Hohmann et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014b). Se ha atribuido esta disparidad de resultados principalmente al protocolo de fatiga, la distancia y la velocidad empleada, ya que mientras algunos estudios midieron antes y después de una maratón (Hohmann et al., 2016; Nagel et al., 2008) o una carrera de 10, 12 o 25 km (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Murray et al., 2019; Rosenbaum et al., 2016), otros utilizaron protocolos específicos (Anbarian & Esmaeili, 2016; Weist et al., 2004; Willson & Kernozek, 1999). Aunque también la metodología de medición (el uso de plataformas de presión vs plantillas instrumentadas), los tipos de superficie (cinta vs aire libre) (García-Pérez et al., 2013), los diferentes tipos de pie (Anbarian & Esmaeili, 2016; Chuckpaiwong et al., 2008), patrones de apoyo (Becker, Howey, Osternig, James, & Chou, 2012; Sun et al., 2018) o zapatillas

empleadas (Queen, Abbey, Wiegerinck, Yoder, & Nunley, 2010), pueden ser la posible explicación de la discrepancia de resultados (Hohmann et al., 2016; Kim et al., 2018). Sin olvidar, que algunos estudios han utilizado protocolos de carrera para fatigar a sus atletas, pero luego han registrado las presiones plantares en estático (Murray et al., 2019) o durante la marcha (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Bisiaux & Moretto, 2008; Karagounis et al., 2009), en ocasiones en condiciones de descalzo (Escamilla-Martínez et al., 2013; Nagel et al., 2008), lo cual no es exactamente comparable. Por otro lado, sí se puede afirmar que cualquier cambio en la carga plantar como consecuencia de la fatiga indica la pérdida de la ejecución de la biomecánica óptima, y podría incrementar el riesgo de lesión (Anbarian & Esmaeili, 2016; Escamilla-Martínez et al., 2013).

En este sentido, en relación a los resultados de este estudio, aunque en ambos soportes se ha incrementado la carga al final de la prueba de carrera, las modificaciones han sido más acentuadas con los ST, por lo que se podría decir que estos soportes son más sensibles al efecto de la fatiga. Sin embargo, esta idea no deja de ser una especulación, pues el tamaño del efecto de estos hallazgos es pequeño, por lo que no pueden considerarse totalmente consistentes y relevantes.

Efecto del género

Hay datos que sugieren diferencias de género entre las lesiones por sobreuso en corredores vs corredoras (Francis et al., 2019; Kaylani, 2015; Taunton et al., 2002). La carga plantar se ha utilizado para evaluar el riesgo de lesiones y las diferencias entre calzados o soportes plantares (Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mann et al., 2016; Queen et al., 2010; Sims, Hardaker, & Queen, 2008; Wiegerinck et al., 2009), porque las lesiones en la carrera se han asociado a un aumento de la carga plantar (Anbarian & Esmaeili, 2016; Escamilla-Martínez et al., 2013; Nagel et al., 2008; Ribeiro et al., 2011). Hombres y mujeres presentan una distribución plantar distinta, como consecuencia también de sus diferentes características anatómicas y fisiológicas (Atwater, 1990; Morris et al., 1982; Sinclair et al., 2012), sin embargo, hay muy poca literatura que examine las diferencias en la carga plantar entre hombres y mujeres durante tareas atléticas como la carrera (Queen et al., 2010).

El estudio de Queen et al. (2010) observó una menor área de contacto en hombres bajo el antepié medial y el antepié central, y una mayor fuerza máxima en el antepié lateral, demostrando así diferentes patrones de carga entre los dos géneros. Otro estudio (Sims et al., 2008), que analizó las presiones plantares durante diferentes tareas específicas de fútbol, también encontró un aumento significativo de la carga plantar bajo el antepié lateral en hombres. Estos trabajos hipotetizaron una mayor carga en el antepié lateral en hombres por

ser un área de mayor riesgo de fractura por estrés en este género en concreto. Por otro lado, Hennig (2001) observó, de forma general, una mayor carga plantar en los hombres con la carga normalizada al peso. Además, concretamente los hombres presentaron una presión más elevada en el talón y más baja en el mediopié, que atribuyeron a un mayor apoyo del arco por parte de las mujeres por la mayor flexibilidad de sus ligamentos y tendones debido a sus diferentes niveles de estrógeno (Kaylani, 2015).

En el presente estudio, centrado en el análisis de los soportes plantares, se planteó la hipótesis de que los hombres mostrarían mayores valores de presión plantar en comparación con las mujeres (H_9), independientemente de su mayor peso, ya que como se ha comentado en la metodología el equipo utilizado para registrar las presiones plantares normalizaba los valores medios en función del peso individual del corredor/a en su proceso de calibración. Por tanto, esta hipótesis se planteó sujeta a la idea de la capacidad de los hombres para aplicar más fuerza. Como se esperaba, las **mujeres** presentaron menores valores en la media de presión máxima en la planta completa con ambos soportes, en el metatarso central con los SC, y en los dedos y el arco lateral con los ST, pero únicamente al inicio de la carrera. En la integral presión-tiempo también se obtuvieron reducciones en las mujeres, sobre todo con los ST, en las zonas laterales del pie, y en el arco medial pero solo en el instante pre (Figura 84). No obstante, estas reducciones no se vieron reflejadas en la presión relativa donde no se encontraron diferencias entre los dos géneros para ninguno de los dos soportes (Figura 85). Estos hallazgos resultan difíciles de explicar y contrastar, pues como se ha comentado anteriormente la literatura acerca de las diferencias entre los patrones de presiones de hombres y mujeres aún es escasa.

Por otra parte, también se hipotetizó que los soportes termoconformables mejorarían la distribución de las presiones plantares tanto en hombres como en mujeres (H_9), por su adaptación individual a la ergonomía del pie de cada corredor/a, independientemente de su género. Esta hipótesis no fue totalmente aceptada (Figuras 84 y 85). Comenzando por la presión relativa, la distribución de presiones en ambos géneros fue bastante similar a la comentada en el apartado del efecto de los soportes plantares sin tener en cuenta el género: incrementos en dedos (*hallux* y resto de los dedos) y el mediopié (arco medial y lateral), y reducciones en el antepié (metatarsos) y el talón. Sin embargo, el resultado más interesante fue que en la media de presión máxima solo los **hombres** presentaron un incremento en el mediopié con los ST, que se corroboró también con un aumento en el arco medial en la integral presión-tiempo en el momento inicial. Además, con tamaños del efecto grandes. Esto puede señalar que los resultados anteriormente obtenidos en el total de la muestra con incrementos en el mediopié, son consecuencia de los hombres; y que las mujeres no presentaron una carga tan acentuada en esta zona del pie, aunque la redistribución de la carga expresada por

la presión relativa fue igual de positiva, especulándose entonces que los ST fueron más beneficiosos para mujeres que para hombres. Este hallazgo también resalta la importancia de prestar atención al género cuando se realizan análisis de la distribución de la presión plantar, pues pueden enmascarse resultados y producirse interpretaciones erróneas de los mismos.

Finalmente, los resultados en relación al efecto de la fatiga siguen la misma línea que los hallazgos presentados sin diferenciar el género, aunque con algún matiz distinto (Figuras 84 y 85). Sin embargo, debido a los tamaños del efecto pequeños de estos resultados, no se considera relevante hacer mayor hincapié sobre lo ya mencionado en el anterior apartado.

En definitiva, las diferencias en el patrón de presiones entre hombres y mujeres son obvias, por lo que no afectará de la misma manera un calzado o un soporte plantar. Así pues, será necesario estudiar más a fondo estas diferencias y tenerlas en cuenta a la hora de diseñar un calzado o un soporte plantar específico para cada género, en un intento de disminuir los factores de riesgo relacionados con las lesiones concretas de cada uno (Queen et al., 2010).

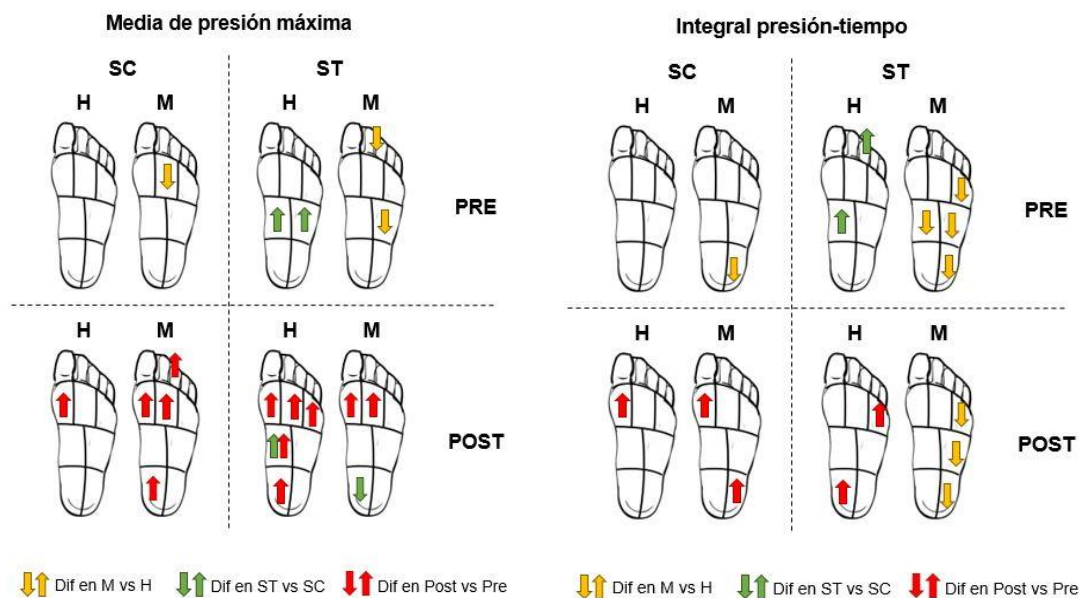


Figura 84. Diferencias en las mujeres (M) respecto a los hombres (H), en los soportes termoconformables (ST) respecto a la condición control (SC) y en el instante final de carrera (post) respecto al instante inicial (pre), en la media de presión y la integral presión-tiempo.

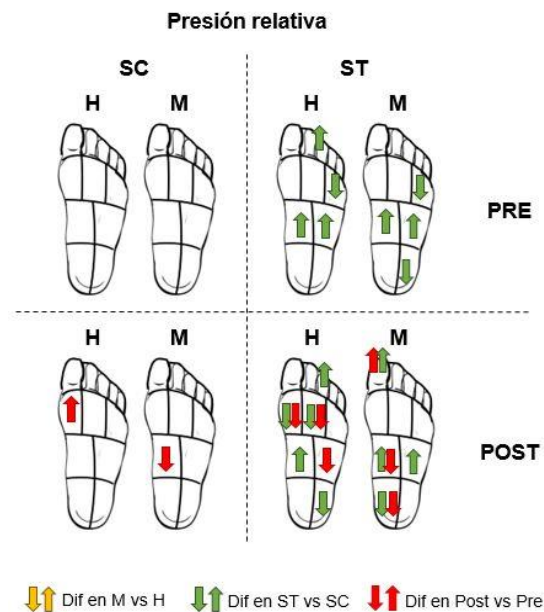


Figura 85. Diferencias en las mujeres (M) respecto a los hombres (H), en los soportes termoconformables (ST) respecto a la condición control (SC) y en el instante final de carrera (post) respecto al instante inicial (pre), en la presión relativa.



PUNTOS CLAVE



- ✓ El uso de los ST ha incrementado la presión en los dedos y el arco plantar, pero ha aliviado cargas en zonas comprometidas en la carrera como el antepié y el talón.
- ✓ Los ST han contribuido a mejorar la distribución de la presión plantar gracias a su mejor adaptación en la zona del arco y el talón.
- ✓ Al final de la carrera, y con el uso de los ST, los corredores/as han presentado un aumento de la carga plantar en el antepié y el *hallux*, y una reducción en el mediopié, posiblemente como consecuencia de la fatiga muscular local y de un efecto de rigidez del arco, respectivamente.
- ✓ Los ST han mejorado la distribución de la presión plantar en igual medida en ambos géneros, pero sin mostrar un incremento elevado en el arco en las mujeres, resultando así más beneficiosos para este género.

5.4. Análisis de la cinemática espacio-temporal

Efecto de los soportes plantares

Los parámetros espacio-temporales dependen fundamentalmente de la técnica de carrera y afectan de manera directa a la economía de carrera (Williams & Cavanagh, 1987). Algunos factores como la velocidad, el patrón de pisada, el nivel de experiencia, la fatiga, la pendiente o el tipo de superficie, pueden producir alteraciones en estos parámetros, comprometiendo indirectamente la economía de carrera (García-Pérez et al., 2013; Gómez-Molina et al., 2017; Ogueta-Alday et al., 2014; Vernillo et al., 2015). Por ello, resulta determinante conocer si la incorporación de un elemento externo, como un soporte plantar, puede modificar estos parámetros. Así, el presente estudio analizó el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables en los parámetros espacio-temporales, en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, durante su uso en el desarrollo de 30 minutos de carrera.

Según la literatura consultada, son escasos los estudios que examinan la influencia de una intervención de soportes plantares, en adultos sanos, en los parámetros espacio-temporales durante la carrera. Entre ellos destacan tres estudios (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Lucas-Cuevas et al., 2014b), del mismo grupo de investigación, que analizaron el efecto del uso de soportes plantares individualizados vs. prefabricados, vs. una situación control (sin soporte), en la longitud y la frecuencia de zancada, y en el tiempo de contacto y de vuelo, durante una carrera continua en cinta. Ninguno de ellos halló modificaciones en estos parámetros como consecuencia del uso de los diferentes soportes, ni siquiera en comparación con la condición sin soporte, y eso que cada uno utilizó una metodología distinta para la determinación de los parámetros espacio-temporales: plantillas instrumentadas (Lucas-Cuevas et al., 2014b), acelerometría (Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017) y un sistema de medición óptica (Optogait) (Gil-Calvo, 2018). De ahí que se planteara inicialmente la hipótesis de que el uso de los soportes termoconformables no alteraría los parámetros espacio-temporales, respecto a los soportes prefabricados estándar (H_{10}). Esta hipótesis fue parcialmente aceptada, pues no se encontraron modificaciones entre soportes en la **frecuencia de zancada, el tiempo de contacto y el tiempo de vuelo**, en ninguno de los momentos estudiados. Sin embargo, en la **longitud de zancada** se observó una reducción de aproximadamente 3 cm con los ST, pero solamente en el minuto 10 de carrera. Este resultado podría deberse a la realización de un ajuste biomecánico puntual y leve, con el uso de los ST, para poder seguir manteniendo la velocidad constante exigida por la cinta. No obstante, es un resultado aislado y con un tamaño del efecto pequeño ($ESd = 0,1$), lo cual le resta valor y puede considerarse poco relevante.

Por otro lado, también se conoce otro estudio (Wilkinson et al., 2018) que investigó el efecto de unos soportes con textura, encontrando reducciones en la longitud de zancada, el tiempo de vuelo y de contacto, y aumentos en la frecuencia de zancada, en comparación a una condición sin soportes. Los soportes analizados fueron personalizados para cada participante, y fabricados con caucho, con un patrón de surcos y crestas alineadas perpendicularmente al eje longitudinal del pie; y fueron diseñados para aumentar la retroalimentación sensorial plantar. Además, los participantes realizaron un protocolo de “trials” usando zapatillas de lona con suela muy fina y sin amortiguación, no específicas para la carrera. Debido a la especificidad de los soportes y su objetivo (centrado especialmente en la propiocepción a nivel plantar), al protocolo y al tipo de zapatilla empleado, estos resultados no son comparables a los del presente estudio, ni a los de los otros tres estudios de carrera antes mencionados.

Además, la falta de diferencias entre soportes en los tres estudios de carrera antes mencionados, y en el presente trabajo, está también en concordancia con los resultados encontrados en investigaciones previas realizadas en marcha (Chen, Lou, Huang, & Su, 2010; Creaby et al., 2011; Haight, Esposito, & Wilken, 2015; Kalron, Pasitselsky, Greenberg-Abrahami, & Achiron, 2015), por lo que parece que los resultados siguen una misma línea, a pesar del distinto tipo de ejercicio. En este sentido, algunos autores han sugerido que los corredores/as seleccionan (instintivamente) una combinación óptima e individual de la longitud y la frecuencia de zancada, así como un patrón natural de tiempo de contacto, con el fin de minimizar el gasto metabólico de la carrera (Cavanagh & Williams, 1982; Hamill et al., 1995; Hunter & Smith, 2007; Vernillo et al., 2015). Asimismo, se ha observado que las alteraciones de estos parámetros pueden resultar en un mayor gasto metabólico, provocando una reducción de la economía de carrera (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Saunders et al., 2004). De esta forma, es posible que los corredores/as del presente estudio hayan intentado mantener su patrón de movimiento natural, y probablemente óptimo (Nigg, 2001; Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017), sin modificar los parámetros espacio-temporales, a pesar de la introducción de dos soportes plantares con características totalmente distintas entre ellos (SC vs ST), para no perjudicar su economía de carrera (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas, 2016). También se puede sugerir que el uso de los ST parece que no ha sido suficiente como para alterar el patrón de movimiento natural y preferido del atleta, hipotéticamente ejecutado con los SC por su similitud con el soporte original que acostumbran a llevar las zapatillas de correr y que se entiende que es la situación habitual de carrera. Consecuentemente y como aspecto positivo, el uso de los ST ha permitido mantener la técnica de carrera más estable en estos parámetros analizados, y por tanto, la mejor economía de carrera.

Efecto de la fatiga

El ejercicio prolongado y su consecuente aparición de fatiga también es uno de los factores que puede provocar alteraciones en los parámetros espacio-temporales (Chan-Roper et al., 2012; Hunter & Smith, 2007; Vernillo et al., 2015). En el presente estudio, no se encontraron diferencias significativas entre los distintos momentos analizados, durante la evolución de los 30 minutos de carrera, en ninguno de los dos soportes estudiados. Inicialmente se había hipotetizado que la longitud de zancada y el tiempo de contacto aumentarían, mientras que la frecuencia de zancada y el tiempo de vuelo disminuirían; aunque en menor medida con los soportes termoconformables (H_{11}). De esta forma, esta hipótesis fue totalmente rechazada.

Son diversos los estudios que tampoco encontraron diferencias en la **longitud y frecuencia de zancada** como consecuencia de la fatiga (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015; Hanley & Mohan, 2014; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mann et al., 2015). No obstante, la evidencia que analiza la influencia de la fatiga tanto en la longitud como en la frecuencia de zancada no está clara. Mientras que una gran mayoría de estudios obtuvieron de forma general un aumento de la longitud de zancada, acompañada por una disminución de la frecuencia de zancada (Candau et al., 1998; Chan-Roper et al., 2012; Dutto & Smith, 2002; García-Pérez et al., 2013; Gerlach et al., 2005; Mizrahi et al., 2000; Nummela et al., 2008; Saunders et al., 2004; Siler & Martin, 1991; Verbitsky et al., 1998), otros pocos encontraron una disminución de la longitud y un aumento de la frecuencia (Elliott & Roberts, 1980; Kyröläinen et al., 2000; Place, Lepers, Deley, & Millet, 2004; Vernillo et al., 2015). Es de resaltar que Hunter y Smith (2007) observaron en su estudio que la mitad de sus corredores presentaron reducciones de la frecuencia de zancada, mientras que de la otra mitad algunos mostraron incrementos y otros no mostraron ningún cambio en dicho parámetro. Así pues, las modificaciones de estos parámetros parece que están influenciadas por las diferencias interindividuales, y algunos corredores/as son más sensibles a la fatiga, mientras que otros son capaces de mantener constantes estos parámetros biomecánicos (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Siler & Martin, 1991).

En relación al **tiempo de contacto**, en general se cree que éste aumenta cuando el atleta está fatigado. Su explicación se basa en que, en presencia de fatiga, los corredores/as no completan el ciclo de estiramiento-acortamiento (Derrick et al., 2002), especialmente sobre las articulaciones de cadera y rodilla. Esto se debe a que el cuádriceps es uno de los primeros músculos en fatigarse durante las carreras de larga distancia (Hanon, Thépaut-Mathieu, & Vandewalle, 2005). Esta fatiga muscular reduce la rigidez de las piernas ("leg stiffness"), para atenuar en mayor medida las fuerzas de reacción del suelo, provocando así un aumento del tiempo de contacto (Mercer et al., 2002). Además, elevados tiempos de contacto se han

asociado a reducciones en la economía de carrera, lo cual es una característica típica de la condición de fatiga (Dutto & Smith, 2002; Elliott & Roberts, 1980; Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007; Nummela et al., 2008; Santos-Concejero et al., 2014). No obstante, los resultados en este parámetro también son conflictivos. Una gran mayoría de estudios encontraron incrementos en el tiempo de contacto con la fatiga (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dutto & Smith, 2002; Elliott & Roberts, 1980; Fourchet et al., 2015; Gil-Calvo, 2018; Hasegawa et al., 2007; Karagounis et al., 2009; Kellis & Liassou, 2009; Nagel et al., 2008; Nummela et al., 2008; Vernillo et al., 2015; Willems et al., 2012), otros pocos reducciones (Degache et al., 2013; Morin et al., 2011), y algunos más no observaron diferencias (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Bisiaux & Moretto, 2008; Kyröläinen et al., 2000; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mann et al., 2015; Millet et al., 2009).

Y en cuanto al **tiempo de vuelo**, también se han observado resultados contradictorios: algunos estudios encontraron reducciones en consecuencia al aumento del tiempo de contacto (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015; Millet et al., 2009; Morin et al., 2011), mientras que Degache et al. (2013) hallaron aumentos, y Gil-Calvo (2018) no advirtió modificaciones.

En la literatura, algunos autores ya han asumido que la heterogeneidad de resultados puede deberse al tipo de protocolo elegido para fatigar a los participantes, al nivel de fatiga alcanzado por los corredores/as y su respuesta individual a la fatiga, a la velocidad de medición, a la superficie de carrera, e incluso a los métodos para medir estos parámetros (Chan-Roper et al., 2012; Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Kim et al., 2018; Mann et al., 2015; Siler & Martin, 1991; Vernillo et al., 2015). De esta forma pueden explicarse también las diferencias entre los resultados del presente trabajo y el resto de investigaciones previas.

Por otra parte, la falta de modificaciones encontrada en el presente trabajo puede ser justificada por el empleo de una velocidad constante, que exigió a los participantes mantener el mismo patrón y técnica de carrera. En concordancia, resulta beneficioso para los corredores/as que con el uso de los ST no se hayan tenido que modificar estos parámetros a pesar de la fatiga, pues se cree que las alteraciones en la longitud y la frecuencia de zancada respecto a las que se consideran óptimas conducirán a una reducción de la economía de carrera (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Saunders et al., 2004). Igualmente, una variación en el tiempo de contacto, mediante un incremento, se ha especulado que puede aumentar el riesgo de ciertas lesiones, como torceduras de tobillo o fracturas por estrés, cuando se combina además con una presión plantar lateral elevada (Willems et al., 2012).

Efecto del género

Existen varias diferencias anatómicas y fisiológicas notables entre hombres y mujeres que pueden influir en la biomecánica de carrera (Atwater, 1990; Ferber et al., 2003; Morris et al., 1982; Sinclair et al., 2012). El hombre promedio suele ser mayor tanto en altura como en masa corporal y suele tener un porcentaje de grasa corporal más bajo (Atwater, 1990). Específicamente, se ha documentado que de media los hombres son 0,12 m más altos que las mujeres y 18 kg más pesados, mientras que su porcentaje de grasa corporal es un 9% menor (Atwater, 1990; Morris et al., 1982).

En el presente estudio, el comportamiento en la frecuencia de zancada, el tiempo de contacto y el tiempo de vuelo con el uso de los ST fue similar entre hombres y mujeres, pues no se encontraron diferencias significativas entre géneros. Sin embargo, en la **longitud de zancada**, los **hombres** presentaron aproximadamente 45 cm más que las mujeres con ambos soportes, sin ser el incremento significativamente mayor con un soporte que con el otro. Este resultado es totalmente esperable, pues como se ha comentado, las características antropométricas y mecánicas de ambos géneros son distintas, y conducen a técnicas de carrera también diferentes (Atwater, 1990; Morris et al., 1982; Sinclair et al., 2012). En concreto, los hombres suelen presentar mayor longitud de la pierna que las mujeres, debido a su mayor altura, con lo cual su longitud de zancada se ve incrementada en comparación a las mujeres (Atwater, 1990; Hoffman, 1971). En este trabajo no se midió la longitud de la pierna, no obstante, si se registró la altura de ambos géneros obteniéndose una mayor altura en los hombres respecto a las mujeres (1,74 (0,05) vs. 1,63 (0,06)), que puede ser la explicación al resultado obtenido. Otros estudios también observaron una mayor longitud de paso o zancada en los hombres, que desaparecieron cuando normalizaron las variables mediante datos antropométricos como la longitud de la pierna (Bohannon & Andrews, 2011; Bruening, Frimenko, Goodyear, Bowden, & Fullenkamp, 2015; Takabayashi, Edama, Inai, & Kubo, 2018; Takabayashi et al., 2017). Así pues, como enfatiza Atwater (1990), los parámetros espacio-temporales como la longitud y frecuencia de zancada son muy similares entre corredores masculinos y femeninos, cuando se expresan como valores relativos de su altura corporal o longitud de la pierna.

Además, en relación al comportamiento de los ST respecto a los SC, dentro de cada uno de los géneros, se observó que los ST produjeron una leve reducción de la longitud de zancada, respecto a los SC, más acentuada en los hombres que en las mujeres, pero estadísticamente no significativa. Lo cual sigue apoyando la hipótesis inicial que planteaba que ninguno de los dos géneros presentaría diferencias en los parámetros espacio-temporales por el uso de los soportes termoconformables, en comparación con los prefabricados estándar (H_{12}). La explicación a este resultado sigue en la línea de la justificación propuesta en el

apartado de los efectos de los soportes plantares sin tener en cuenta el género. Anteriormente se sugería que el uso de un soporte plantar como los ST no es suficiente como para alterar el patrón de movimiento natural y óptimo de un corredor/a (hipotéticamente ejecutado con los SC), y en este caso, ni a pesar de las diferencias entre géneros.



PUNTOS CLAVE



- ✓ El uso de los ST no ha alterado los parámetros espacio-temporales, respecto a los SC, a pesar de las características tan distintas entre ambos soportes.
- ✓ La intervención con los ST ha permitido mantener la técnica de carrera más óptima/estable (hipotéticamente ejecutada con los SC), favoreciendo así la mejor economía de carrera.
- ✓ Ninguno de los parámetros espacio-temporales sufrió modificaciones por el efecto de la fatiga, posiblemente como consecuencia del empleo de una velocidad constante de carrera; resultando beneficioso el uso de los ST en la economía de carrera y la prevención de lesiones.
- ✓ Los hombres mostraron mayor longitud de zancada respecto a las mujeres, con el uso de ambos soportes, debido a sus mayores medidas antropométricas. Sin embargo, ninguno de los dos géneros presentó diferencias entre los dos soportes plantares utilizados en ningún parámetro espacio-temporal.

5.5. Análisis de la cinemática angular

Efecto de los soportes plantares

El patrón biomecánico y el alineamiento corporal son aspectos de gran relevancia en relación al rendimiento y la incidencia de lesiones en la carrera. Concretamente, los soportes plantares son uno de los factores que pueden alterar la mecánica de carrera con el fin de corregir patrones y desalineaciones perjudiciales para la salud (Crabtree et al., 2009; Mills, Blanch, Chapman, et al., 2010; Murphy et al., 2013), con evidencias aún poco claras respecto a sus efectos (Chevalier & Chockalingam, 2011; MacLean et al., 2006). Por ello, el presente estudio analizó el efecto del uso de unos soportes prefabricados termoconformables en la flexión de rodilla y la eversión del retropié, en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, durante la evolución de 30 minutos de carrera en fatiga.

El movimiento de **flexión de la rodilla** desempeña un papel crítico en la capacidad del cuerpo para absorber y disipar los impactos y las fuerzas (Derrick, 2004). Se ha demostrado que el aumento de la flexión de rodilla en el contacto inicial disminuye la masa efectiva y el impacto de la fuerza vertical de reacción del suelo, aunque aumenta al mismo tiempo la aceleración tibial, y por consiguiente la atenuación (Derrick, 2004; Derrick et al., 2002; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2002). Este aumento de la aceleración de la pierna no se vincula necesariamente con un mayor potencial de lesión si viene acompañado por la reducción de las fuerzas de impacto de reacción del suelo (Derrick, 2004; Derrick et al., 2002). Además, flexionar más la rodilla puede suponer un aumento del gasto metabólico (Derrick, 2004; Kerdok, Biewener, McMahon, Weyand, & Herr, 2002; Roberts, Chen, & Taylor, 1998).

En el presente trabajo, no se encontraron diferencias significativas entre la utilización de los dos soportes estudiados en ninguna de las variables de rodilla analizadas. Así, se acepta la primera parte de la hipótesis inicial que planteaba que el uso de los soportes termoconformables no alteraría la flexión de rodilla respecto a los prefabricados estándar (H_{13}). Este resultado está acorde con la literatura, pues ninguna de las investigaciones encontradas observó modificaciones en la flexión de rodilla en los distintos instantes del ciclo de carrera (Donoghue et al., 2008; Eng & Pierrynowski, 1994; Gil-Calvo, 2018; MacLean et al., 2008; MacLean et al., 2006; O'Leary et al., 2008), y eso que se estudiaron tanto poblaciones con lesiones (Donoghue et al., 2008; Eng & Pierrynowski, 1994), como poblaciones sanas (Gil-Calvo, 2018; MacLean et al., 2008; MacLean et al., 2006; O'Leary et al., 2008), y soportes de distintos tipos (Gil-Calvo, 2018).

La falta de modificaciones en este gesto con los ST podría deberse a que los corredores/as hayan sido capaces de mantener su patrón de movimiento habitual y preferido (hipotéticamente ejecutado con los SC, como ya se ha comentado), a pesar de esta

intervención, por ser el más óptimo (Nigg et al., 2015; Nigg, Mohr, & Nigg, 2017; Nigg et al., 2003). O que pequeñas alteraciones se hayan producido durante los primeros usos, en las dos semanas de adaptación, y a partir de aquí los corredores/as hayan conseguido volver a su patrón habitual. Sin embargo, el efecto agudo de estos soportes no es objetivo de este trabajo, pese a que sería interesante analizarlo en futuras investigaciones.

En consonancia, al igual que ocurre con la frecuencia de zancada óptima y preferida por los corredores/as (Hunter & Smith, 2007), otra especulación acerca de la falta de alteraciones en la flexión de rodilla podría ser el hecho de que haya primado más la estrategia de mantener un patrón de carrera preferido para no incrementar el gasto metabólico, y por tanto no perjudicar la economía de carrera, antes que alterar el patrón y contribuir en la reducción de impactos. Pero, en definitiva, acorde a los resultados de la literatura y del presente trabajo, parece que la incorporación de un soporte plantar, de cualquier tipo, no es suficiente para modificar la cinemática habitual de la flexión de la rodilla.

La **eversión del retropié** es un movimiento natural durante la carrera (Shorten & Mientjes, 2011), necesario y saludable para la locomoción (Nigg et al., 2017). También es uno de los mecanismos indispensables para atenuar las fuerzas de impacto entre el pie y el suelo (Donoghue et al., 2008; Grech, Formosa, & Gatt, 2016; Hreljac, 2004). No obstante, se ha considerado uno de los principales factores responsables del desarrollo de lesiones por sobreuso en la carrera cuando es demasiado pronunciada y ocurre de forma repetitiva (Almonroeder et al., 2015; Donoghue et al., 2008; Lin et al., 2018; Stacoff et al., 2000). Concretamente, se ha postulado que el síndrome de dolor patelofemoral, el síndrome de tibial posterior, la fascitis plantar y la tendinosis de Aquiles se asocian con una pronación (eversión del retropié) excesiva (Bandholm, Boysen, Haugaard, Zebis, & Bencke, 2008; Cheung & Ng, 2007; Riddle, Pulisic, Pidcoe, & Johnson, 2003; Tweed, Campbell, & Avil, 2008). Ahora bien, hay que remarcar que el nivel de eversión que se considera excesivo, y por tanto lesivo, aún no está claro (Donoghue et al., 2008), como tampoco la evidencia científica de esta asociación (Nielsen et al., 2014; Nigg et al., 2015).

Aun así, tanto médicos y especialistas en podología, como la industria del calzado y los diseñadores de ortesis plantares han intentado limitar los ángulos anormales de pronación del retropié mediante soportes plantares (Borom & Clanton, 2003; Chevalier & Chockalingam, 2011; Fields et al., 2010; Mills, Blanch, Chapman, et al., 2010; Richards, Magin, & Callister, 2009; Wahmkow et al., 2017), por ello existe un gran número de investigaciones que centra su foco de atención en reducir la eversión del retropié con intervenciones de soportes plantares distintas (Almonroeder et al., 2015, 2016; Donoghue et al., 2008; Eng & Pierrynowski, 1994; Rodrigues et al., 2013; Salles & Gyi, 2013; Sinclair et al., 2015).

En el presente trabajo, la hipótesis que se había formulado en base a que el uso de los soportes termoconformables reduciría la eversión del retropié respecto a los soportes prefabricados estándar (H_{13}), no fue contrastada por los resultados obtenidos. Por un lado, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos soportes ni en la eversión en el contacto, ni en el despegue, ni en el porcentaje de la fase de apoyo donde se produce la eversión máxima; y, por otro lado, se observó un aumento de la eversión máxima con los ST a lo largo de los 30 minutos de carrera.

Dentro de los diferentes estudios que han analizado el efecto del uso de soportes plantares diseñados para la reducción de la eversión del retropié, los resultados son diversos. Por un lado, Eng y Pierrynowski (1994) obtuvieron una reducción de la eversión en el contacto inicial y en el despegue, tal y como habían previsto, en corredores/as con síndrome patelofemoral. Contrariamente, Donoghue et al. (2008) observaron de forma sorprendente un incremento de la eversión en el contacto, aunque con mejoras en los síntomas de los participantes con lesión crónica del tendón de Aquiles. Por otro lado, el estudio de Gil-Calvo (2018) tampoco encontró diferencias en esta variable entre soportes individualizados y personalizados en una muestra sana, como ocurrió en el presente trabajo. En relación al porcentaje de la fase de apoyo donde se produce la eversión máxima, en concordancia con los resultados de este estudio, Eslami et al. (2009) no observaron diferencias al utilizar soportes. No obstante, Dixon (2007) encontró un incremento, y Bates, Osternig, Mason, y James (1979), al igual que Novick & Kelley (1990), obtuvieron una reducción.

En cuanto a la eversión máxima, la literatura también muestra resultados dispares. Un gran número de investigaciones observó una reducción de la eversión tanto con soportes prefabricados (Majumdar et al., 2013; Sinclair et al., 2015), como con soportes individualizados (Eslami et al., 2009; MacLean et al., 2008, 2009; MacLean et al., 2006; Mündermann et al., 2003a, 2003b; Salles & Gyi, 2013), en corredores/as sanos, y en corredores/as con patologías (Eng & Pierrynowski, 1994; Rodrigues et al., 2013), mientras que otra gran mayoría no encontró cambios en la eversión entre la carrera con y sin soportes, en deportistas sin lesiones (Almonroeder et al., 2015, 2016; Butler et al., 2003; Dixon, 2007; Gil-Calvo, 2018; Lewinson & Stefanyshyn, 2017; Lewinson et al., 2016; Nigg et al., 2003; Stackhouse et al., 2004; Stacoff et al., 2000; Wahmkow et al., 2017; Williams et al., 2003). Únicamente el estudio de Donoghue et al. (2008), antes comentado, obtuvo un aumento de esta variable con el uso de soportes diseñados para controlar la pronación, acorde con el resultado del presente trabajo. En este caso, Donoghue et al. (2008) atribuyeron esta mayor eversión a la lesión del tendón de Aquiles característica de su muestra. Puesto que en el presente trabajo se analizó una población de corredores/as sin lesiones, la comparación entre los resultados de ambos estudios es cuestionable.

Esta heterogeneidad de resultados entre los distintos estudios que analizan la influencia de los soportes plantares en la eversión del retropié y su carácter no sistemático se atribuye, según algunos autores (Chevalier & Chockalingam, 2011; Dixon, 2007; Heiderscheit et al., 2001; Landorf & Keenan, 2000; MacLean, Van Emmerik, & Hamill, 2010; Nigg et al., 2003; Pardos & Sala, 2009; Williams et al., 2003), a las diferentes metodologías utilizadas, las características de los soportes usados, las características de los participantes (su clínica), los sistemas de medición, el protocolo y el tipo de intervención utilizada; como también a la variabilidad de respuestas a intervenciones idénticas como consecuencia de la interacción individual que se produce entre el individuo y el soporte.

En concreto, en el presente estudio, los resultados mostraron un incremento de la eversión máxima con los ST de una media de 1,7 (95%IC [0,5 – 2,9])°, a lo largo de los 30 minutos de carrera, de elevada significatividad ($P < 0,01$) y tamaño del efecto moderado ($ESd = 0,5$). Además, de forma general, la eversión máxima con la condición control, donde se especula que se ejecuta el patrón de carrera habitual, fue de una media de 11,3 (95%CI [10,1 – 12,5])°, y con los ST fue de una media de 13,0 (95%IC [11,3 – 14,7])°.

De este análisis se puede extraer que generalmente los valores de eversión no son elevados o excesivos para ninguno de los dos soportes, aunque como ya se ha dicho el nivel de pronación que se considera excesivo aún no está claro (Donoghue et al., 2008). Hasta el momento, la investigación con soportes plantares ha sido incapaz de cuantificar cuánto control de movimiento es de importancia práctica y clínica (Donoghue et al., 2008; Nigg et al., 2017). Es probable que sea específico para cada participante, dependiendo de su cinemática inicial, su alineación estructural y sus síntomas (Donoghue et al., 2008).

Según el análisis de los participantes de forma individual, y a partir de la clasificación definida por Clarke et al. (1984) y McClay y Manal (1998) (Pronación baja: eversión $< 8^\circ$; Pronación normal: eversión entre $8 - 15^\circ$; Hiperpronación: eversión $> 15^\circ$): con la condición control 5 participantes mostraron una pronación baja, 23 una pronación normal y 2 una hiperpronación, de $16,5^\circ$ y $16,3^\circ$ respectivamente; mientras que con los ST, 3 corredores/as presentaron una pronación baja, 20 una pronación normal y 7 una hiperpronación, todos ellos por debajo de 18° excepto uno que mostró $25,7^\circ$. En resumen, el 60% de los corredores/as (18) aumentó su eversión máxima, el 23,3% (7) la redujo, y el 16,7% (5) no la modificó.

En definitiva, el aumento de la eversión máxima ha sido notorio con los ST, cuando inicialmente se esperaba que estos soportes controlarían y reducirían la eversión por su adaptación individual y su semejanza con un soporte personalizado, cuya función es neutralizar el movimiento del retropié (Dixon, 2007; Kilmartin & Wallace, 1994; Whittle, 1999). No obstante, el cumplimiento de esta hipótesis podría haber resultado perjudicial, pues se

sabe que la pronación es necesaria para una buena locomoción, y como mecanismo de absorción de impactos (Grech et al., 2016; Hreljac, 2004; Nigg et al., 2017; Shorten & Mientjes, 2011). La pronación desbloquea la articulación mediotarsal y hace bajar el arco longitudinal medial, lo que permite que el pie se vuelva flexible y absorba más eficazmente los impactos durante su apoyo (Neely, 1998; Novacheck, 1998; Wahmkow et al., 2017). Por lo que, según se ha sugerido, la reducción de la eversión puede disminuir la eficiencia de este mecanismo de absorción de impactos y conducir a mayores aceleraciones, incrementando la prevalencia de lesiones (De Wit, De Clercq, & Lenoir, 1995; Hreljac, Marshall, & Hume, 2000; Kersting, Kriwet, & Brüggemann, 2006; Laughton et al., 2003; Perry & Lafortune, 1995). Así, recientemente se ha señalado que debe ser más importante dilucidar la cantidad óptima de eversión que es necesaria, que tratar de reducir la eversión al mínimo mediante intervenciones como soportes plantares (Nigg et al., 2017). En esta línea, existe escasa evidencia epidemiológica en la literatura de la pronación como factor determinante de lesiones en la carrera (Nielsen et al., 2014; Nigg et al., 2015; Payne, 1999). Igualmente, los participantes de este estudio no presentaron quejas de dolor o signos de lesión durante el desarrollo del mismo, ni las comunicaron posteriormente. Por todo ello, no puede asociarse este aumento de la eversión máxima con un incremento en el riesgo de lesión, ni considerarse perjudicial en este aspecto.

Una posible explicación al incremento de la eversión máxima con los ST puede residir en el tipo de pie de la población de corredores/as analizada. Según se ha mostrado en la sección de metodología (*Véase apartado 3.1. Participantes*) la mayoría del conjunto de participantes presentaba un pie entre normal y cavo. Este tipo de pie, con un arco más alto, es más rígido y, por consiguiente, tiende a supinar más en dinámico (Mademli & Morey, 2015). De esta forma, es posible que el dispositivo termoconformable, por sus características antes mencionadas, sí haya neutralizado el retropié de los corredores/as, pero corrigiendo la supinación por ser más destacada, y en consecuencia haya aumentado la pronación, y por tanto la eversión. Esta idea es una mera especulación que debería contrastarse analizando el efecto de estos soportes plantares en distintos grupos de corredores/as con diferentes tipos de pie.

Por otra parte, cabe señalar el reciente paradigma sobre el patrón de movimiento preferido, postulado por Nigg et al. (2017) y anteriormente discutido en otros trabajos (Nigg, 2001; Nigg et al., 2015; Nigg et al., 2017; Nigg et al., 2017; Nigg, 2010). Este paradigma ya se ha mencionado en otros apartados de esta tesis, pero se explica en esta sección en mayor profundidad por su estrecha relación con el control del movimiento, y porque desbanca al anterior paradigma en relación a la pronación excesiva. Dicho paradigma propone que los corredores/as intentan permanecer en un patrón o trayectoria de movimiento preferida,

asociada con una demanda de energía mínima, para el desarrollo de una tarea determinada, como el caso de la carrera. El sistema neuromuscular está programado para evitar cualquier desviación de esta trayectoria, pero si esto ocurre, la actividad neuromuscular se incrementa para mantener la trayectoria preferida e ideal, ocasionando un aumento del gasto energético. Además, este patrón de movimiento preferido es específico de cada corredor/a.

Así, según este paradigma, una intervención con soportes plantares en una población sin lesiones será óptima cuando permita mantener el patrón de movimiento preferido. En este sentido, se puede decir que aunque no se han encontrado alteraciones en el instante del contacto inicial y del despegue, la eversión máxima sí se ha modificado con los ST, respecto a los SC (donde se especula que se ejecuta el patrón de movimiento ideal), por lo que esta intervención no ha permitido mantener el patrón de movimiento preferido.

En resumen, el incremento de la eversión máxima no supone un perjuicio por tratarse de un aumento, sino por el simple hecho de ser una alteración o desviación del patrón preferido. Cualquier cambio fuera del patrón ideal se cree que podría suponer un incremento en la actividad neuromuscular, afectando a la fatiga, el confort y el rendimiento, e indirectamente a la prevalencia de lesiones (Nigg, 2001; Nigg et al., 2017). Lo cual únicamente se puede especular, pues no se ha estudiado la actividad neuromuscular. Por ello, se propone realizar algunas mejoras en el producto para que no altere la eversión natural y permita permanecer en el patrón de movimiento ideal y óptimo de cada corredor/a.

Efecto de la fatiga

A lo largo de la evolución de una carrera de alta intensidad es muy común que el corredor/a entre en estado de fatiga. La fatiga muscular puede producir cambios en la cinemática de carrera de las extremidades y reducir la capacidad de absorción de impactos, lo que podría aumentar el riesgo de lesión (Abt et al., 2011; Christina et al., 2001; Mizrahi et al., 2000). También es posible que la cinemática se modifique en un intento de reducir dicho riesgo o de mejorar el rendimiento (Derrick et al., 2002).

En este sentido, se ha sugerido que el uso de soportes plantares puede ser una buena estrategia para contrarrestar las alteraciones cinemáticas que produce la fatiga (Cheung & Ng, 2007; MacLean et al., 2010). Sin embargo, actualmente existe escasa información de la eficacia de los soportes plantares durante el transcurso de una carrera fatigante. Únicamente se ha encontrado el trabajo de Gil-Calvo (2018) que analizó el efecto de soportes plantares prefabricados, individualizados y una condición sin soporte, durante una carrera continua intensa de 20 minutos de duración, sin encontrar modificaciones por la fatiga ni en las

variables de rodilla, ni de tobillo. Así pues, la literatura que se menciona a continuación analiza el efecto de la fatiga en la carrera sin soportes plantares.

En relación a la **rodilla**, las investigaciones previas encontraron un aumento de la flexión en el contacto inicial, la máxima flexión en la fase de apoyo, y la extensión en el despegue, por el efecto de la fatiga (Coventry et al., 2006; Derrick et al., 2002; Hanley & Mohan, 2014; Kellis & Liassou, 2009; Maas, De Bie, Vanfleteren, Hoogkamer, & Vanwanseele, 2018; Mizrahi et al., 2000). Se cree que la fatiga produce una reducción de la fuerza de los músculos extensores de la rodilla y de la rigidez de la pierna (Abt et al., 2011; Hayes, Bowen, & Davies, 2004), asociada esta última a una falta de eficiencia en la amortiguación de los impactos (De Lucca & Melo, 2012). Una mayor flexión de rodilla mejora la capacidad de absorción de impactos y reduce la fuerza de reacción del suelo (Coventry et al., 2006; Derrick, 2004; Derrick et al., 2002; Kellis & Liassou, 2009). Por lo que se especula que el aumento de la flexión de la rodilla, al entrar en estado de fatiga, se produce con el objetivo de contrarrestar estos efectos y minimizar el riesgo de lesión (De Lucca & Melo, 2012; Derrick, 2004; Derrick et al., 2002), a pesar del aumento en el gasto de energía que conlleva (Derrick, 2004; Roberts et al., 1998; Williams & Cavanagh, 1987). También se hipotetiza que esta alteración cinemática actúa para prevenir disminuciones en el rendimiento, que se habrían producido si la flexión de rodilla no se hubiera incrementado (Derrick, 2004; Derrick et al., 2002).

Por su parte, en la **eversión del retropié**, los estudios de Christina et al. (2001) y Weist, Eils, y Rosenbaum (2004) encontraron un incremento de la eversión en el contacto inicial debido a la extenuación, aunque con un protocolo de fatiga localizada mediante contracciones musculares. Asimismo, otras investigaciones observaron aumentos de la eversión máxima en la fase de apoyo al final de una carrera fatigante (Cheung & Ng, 2007; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dierks et al., 2010; Dierks, Manal, Hamill, & Davis, 2011; Koblbauer et al., 2014). Estos estudios explicaron dicha alteración cinemática por la pérdida de fuerza muscular debida al agotamiento de los músculos, en concreto del tibial anterior y posterior, que comprometió la capacidad de controlar excéntricamente la eversión (Cheung & Ng, 2007; Dierks et al., 2010, 2011).

En el presente trabajo, se había hipotetizado que los corredores/as mostrarían un incremento en la flexión de rodilla y en la eversión del retropié conforme evolucionara la carrera, aunque en menor medida con el soporte termoconformable (H_{14}). Esta hipótesis no fue respaldada por los resultados, pues se encontró una disminución del porcentaje del ciclo en el que se produce la flexión máxima de rodilla en el minuto 30 respecto al 10, con los ST; y una reducción de la eversión máxima del retropié en el minuto 15, respecto al 1, con los SC. Estos resultados presentan tamaños del efecto pequeños, son muy aislados, y podrían ser fruto del azar por el gran número de comparaciones realizadas, por lo que su justificación es

complicada, y no se consideran relevantes. Además, en el resto de variables no se observaron modificaciones por la fatiga en ninguno de los dos soportes.

En la misma línea, algunos estudios previos obtuvieron resultados similares, sin encontrar alteraciones en la flexión de rodilla (Abt et al., 2011; Bazuelo-Ruiz, Durá-Gil, Palomares, Medina, & Llana-Belloch, 2018; De Lucca & Melo, 2012; Dierks et al., 2010; Gil-Calvo, 2018; Hayes et al., 2004; Koblbauer et al., 2014; Latorre-Román, García Pinillos, Bujalance-Moreno, & Soto-Hermoso, 2017; Quan et al., 2018), ni en la eversión del retropié (Abt et al., 2011; Gil-Calvo, 2018; Latorre-Román et al., 2017; Maas et al., 2018; Quan et al., 2018) por el efecto de la fatiga. Según sugieren Abt et al. (2011) y Dierks et al. (2010), dicha falta de modificaciones podría atribuirse al protocolo de fatiga empleado, que no haya afectado a nivel muscular de forma localizada, sino más bien cardiovascular, sin llegar a mostrar cambios cinemáticos. Asimismo, es posible que los corredores/as hayan podido mantener el mismo patrón de carrera durante los 30 minutos, para tratar de evitar un incremento añadido en el gasto metabólico, asociado a cualquier alteración cinemática (De Lucca & Melo, 2012; Nigg, 2001; Nigg et al., 2017; Nigg, 2010). En cualquier caso, la falta de modificaciones cinemáticas es un punto positivo a resaltar para los ST, pues pueden haber ayudado a mantener el mismo patrón de carrera a pesar de los efectos de la fatiga.

Efecto del género

Se ha postulado que las diferencias estructurales y fisiológicas entre hombres y mujeres pueden conducir a diferencias mecánicas y en sus patrones de movimiento (Bazuelo-Ruiz et al., 2018; Ferber et al., 2003; Kerrigan, Todd, & Della, 1998; Malinzak et al., 2001; Sinclair et al., 2012). Algunos estudios ya han demostrado que las corredoras exhiben una mecánica de las extremidades inferiores significativamente diferente a la de los corredores. Concretamente, se ha asociado una mayor aducción y rotación interna de cadera, y abducción y rotación interna de rodilla a las mujeres, y una mayor flexión de cadera a los hombres (Bazuelo-Ruiz et al., 2018; Ferber et al., 2003; Malinzak et al., 2001; Sinclair et al., 2012; Sinclair & Taylor, 2014). No obstante, algunas otras variables presentan más controversia.

Una de ellas es la **flexión de rodilla**. Tanto el estudio de Bazuelo-Ruiz et al. (2018), como el de Gehring et al. (2009) observaron una mayor flexión en mujeres; mientras que Malinzak et al. (2001) advirtieron una reducción de 8° en la flexión en comparación con los hombres. Por ello se sugirió que hombres y mujeres poseen diferentes estrategias neuromusculares para controlar la articulación de la rodilla (Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009). Especialmente las mujeres, al carecer de fuerza o control neuromuscular de la musculatura del plano sagital, dependen en mayor medida de la mecánica del plano frontal (Sinclair et al. 2012).

Contrariamente, otras investigaciones (Ferber et al., 2003; Sinclair et al., 2012) no encontraron diferencias entre géneros en este movimiento, igual que ocurrió en el presente trabajo en las dos condiciones de soporte plantar analizadas. En concordancia, ni hombres ni mujeres mostraron alteraciones de la flexión de rodilla con los ST, respecto a los SC, como bien se había hipotetizado (H_{15}). Así pues, como se había comentado en el apartado del efecto de los soportes plantares en general, parece que un soporte plantar no es suficiente para alterar la flexión de rodilla, aun teniendo en cuenta las diferentes características de cada género.

Otra de las variables con heterogeneidad de resultados es la **eversión del retropié**. Algunos estudios (Hennig, 2001; Kernozek, Torry, Van hoof, Cowley, & Tanner, 2005; Sinclair et al., 2012; Sinclair & Taylor, 2014) obtuvieron mayores valores de eversión en las mujeres en relación a los hombres ($\sim 17^\circ$ y $\sim 12^\circ$, respectivamente), recomendando así que las mujeres deben seleccionar calzado (y por tanto soportes) con características específicas para reducir la pronación, con el fin de minimizar su incidencia de lesiones (Sinclair et al., 2012; Sinclair & Taylor, 2014). Por su parte, Sakaguchi et al. (2014) encontraron un aumento de la eversión de hasta 5° en los hombres respecto a las mujeres. Comentaron respecto a su resultado que cuando se normaliza la longitud de paso, y por tanto ésta es idéntica entre hombres y mujeres, una eversión menor del retropié se relaciona con una mayor abducción de rodilla, para compensar una mayor aducción de cadera, ambas dos más evidentes en mujeres. Sin embargo, los resultados de Takabayashi et al. (2017) no mostraron diferencias entre hombres y mujeres justificadas por la eliminación de la influencia de los parámetros espacio-temporales. Estos autores sugirieron que el resto de estudios había establecido la misma velocidad de carrera para hombres y mujeres, de tal manera que las mujeres, por su menor altura, habían tenido que realizar modificaciones en los parámetros espacio-temporales para ajustarse a dicha velocidad, afectando así a los patrones de movimiento.

En la presente tesis, al igual que Sakaguchi et al. (2014), los hombres presentaron una eversión máxima mayor que las mujeres, con el uso de ambos soportes. Aunque, únicamente con los ST este aumento, de una media de $3,56$ (95%CI [0,43 – 6,69]) $^\circ$, fue significativo. Además, inicialmente se había hipotetizado que los hombres mostrarían una mayor reducción de la eversión con los soportes termoconformables (H_{15}). Esta hipótesis se basó en la idea de que generalmente el diseño de soportes prefabricados y calzado suele dirigirse hacia pies masculinos (Sinclair et al., 2012; Wunderlich & Cavanagh, 2001), y por tanto controlarían mejor el movimiento del retropié en este género. Sin embargo, pese a que los hombres ya mostraron en su condición especulada como natural (con los SC) mayor eversión que las mujeres, los ST acentuaron esta eversión $2,79$ (95%CI [1,16 – 4,43]) $^\circ$ de media. Como ya se ha comentado en el apartado anterior del efecto de los soportes plantares en general, una

alteración cinemática fuera del patrón de movimiento natural y preferido del corredor/a puede plantear un incremento en el gasto de energía y perjudicar la economía de carrera (Nigg, 2001; Nigg et al., 2017), por lo que los ST no han beneficiado a los corredores masculinos.

Este resultado resalta la importancia de tener en cuenta el género y las características que diferencian a hombres y mujeres, a la hora de diseñar tanto soportes plantares como calzado, pues puede que una misma intervención provoque resultados completamente distintos o no beneficie a uno de los dos géneros. Además, si aún es poca la atención que se ha prestado a las diferencias en la cinemática de carrera entre géneros (Sinclair et al. 2012), aún es más escasa la investigación de la influencia de una intervención de soportes plantares según el género.



PUNTOS CLAVE



- ✓ El uso de los ST no ha modificado la flexión de rodilla, permitiendo mantener el patrón de movimiento ideal y preferido de cada corredor/a, y evitando un aumento del gasto energético, siendo estos los mayores beneficios de una intervención con soportes plantares en una población sana.
- ✓ La eversión máxima del retropié se ha visto incrementada con el uso de los ST, posiblemente por la función de neutralización del soporte sobre la mayor supinación de los participantes, suponiéndose un perjuicio por la alteración del patrón de movimiento preferido.
- ✓ El patrón de movimiento de rodilla y retropié se ha mantenido constante con los ST pese al desarrollo de la carrera, posiblemente porque la fatiga no ha afectado a nivel muscular, o porque se ha tratado de evitar un mayor incremento en el gasto energético; resultando así en un beneficio para los corredores/as.
- ✓ Los ST han incrementado la mayor eversión máxima encontrada en los hombres, suponiendo un perjuicio para este género; observándose también que hombres y mujeres no responden de la misma manera a una misma intervención con soportes plantares, por lo que es importante tener en cuenta el género en su diseño y fabricación.

5.6. Análisis de la temperatura superficial plantar

Efecto de los soportes plantares

Se ha especulado que el uso de soportes plantares puede influir en la temperatura superficial de las plantas de los pies, modificando su termorregulación (Jimenez-Perez et al., 2019). Concretamente, el diseño y los materiales de fabricación de los mismos son factores que pueden tener gran repercusión en esta modificación (Gil-Calvo et al., 2019; Jimenez-Perez et al., 2019). En este sentido, este estudio analizó el efecto de unos soportes prefabricados termoconformables frente a unos soportes prefabricados genéricos, en la temperatura de la piel de diferentes regiones de la planta del pie, antes y después de 30 minutos de carrera en fatiga.

El principal hallazgo fue un menor incremento (de aproximadamente 0,5°C) de la **temperatura superficial** del talón medial y lateral **tras la carrera** (Post), con los ST respecto a los SC; mientras que, tanto antes de comenzar la carrera (Pre), como en la variación de temperatura (Post - Pre), no se encontraron diferencias entre los dos soportes, en ninguna de las 10 regiones analizadas ($P \approx 0,5$ y $P \approx 1$, respectivamente). De esta forma, no se aceptó completamente la hipótesis inicial que planteaba que el uso de soportes termoconformables reduciría la temperatura superficial de las plantas de los pies respecto a los soportes prefabricados estándar (H_{16}).

El menor incremento de la temperatura del talón podría explicarse en primer lugar por la composición de los materiales del ST. Según la relación de calor específico estudiada en ambos soportes en las tres regiones analizadas (antepié, mediopie y retropié) (Véase *Tabla 41, apartado 4.6. Análisis de la temperatura superficial plantar – Capacidad de transferencia de calor*), la parte del retropié de los ST presentó mayor calor específico y por tanto mayor transferencia de calor que la de los SC. Esto indica que en los ST esta zona del soporte transfiere mejor el calor y podría favorecer la transpirabilidad de esta región en concreto, conllevando una mayor activación de los mecanismos de disipación, y liberando de mejor manera el calor, por ejemplo, mediante el sudor. A pesar de que las zonas del mediopie y el antepié de los ST también mostraron mayor calor específico y mejor transferencia de calor, no se observaron diferencias de temperatura entre soportes plantares en las regiones de estas zonas (arco medial y lateral, *hallux*, dedos y metatarsos), seguramente como consecuencia del diferente espesor de cada soporte en esta zona.

Otra hipótesis que se ha especulado en la literatura es que los materiales del forro o de la primera capa del soporte plantar pueden tener gran influencia en la fricción que ejerce la planta del pie sobre el soporte, repercutiendo en la alteración de la temperatura por este rozamiento (Gil-Calvo et al., 2019; Jimenez-Perez et al., 2019). Sin embargo, en este estudio,

aunque es cierto que esta capa no se controló para que fuera igual en ambos soportes, las diferencias que se encontraron entre soportes se han dado solo en el talón, cuando toda la planta y todas las regiones analizadas estaban en contacto con este mismo material. Así pues, en este trabajo se descarta dicha justificación.

No obstante, en relación a esta última idea sobre el rozamiento de la planta contra el soporte, el mejor ajuste de la copa del talón de los ST, comentado en otros apartados de este trabajo, puede haber reducido la fricción del pie en esta zona, conduciendo a un menor incremento de la temperatura del talón. En esta línea, el espesor o grosor del soporte es otro factor que puede afectar al rozamiento del pie dentro de la propia zapatilla. Por un lado, los SC son menos gruesos y ocupan menos espacio dentro de la zapatilla, por lo que pudo darse mayor libertad y deslizamiento del pie dentro del calzado, incrementándose así la fricción y el rozamiento (Au & Goonetilleke, 2007), y con ello la temperatura. Pero por otro lado, también es posible que el mayor grosor de los ST, sobre todo en mediopié y retropié, hubiera comprimido más el pie dentro de la zapatilla, provocando una menor vascularización del talón, con menor retención de sangre y circulación, conduciendo a una temperatura más baja (Au & Goonetilleke, 2007; Jimenez-Perez et al., 2019; Yavuz et al., 2014, 2013). Cabe destacar que todas estas explicaciones son conjeturas y deben ser abordadas en futuros estudios, pues la literatura en relación a este tema es muy escasa y no permite comparar resultados.

Por otra parte, como se ha comentado al inicio, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en las **variaciones de temperatura** de ninguna de las regiones estudiadas entre los dos soportes plantares, ni siquiera en el talón. Esta variable es de gran interés en el ámbito de la termografía, pues ayuda a normalizar las medidas (Gil-Calvo et al., 2015; Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017; Vargas et al., 2009), aún más cuando la reproducibilidad de la zona que se estudia es baja y la variabilidad es alta (Gil-Calvo et al., 2017; Zaproudina et al., 2008), y contribuye a poder interpretar los resultados con mayor fiabilidad. En este caso, la falta de diferencias encontrada en las variaciones sugiere que la temperatura de la planta del pie, comenzó más alta (en los SC), o por el contrario más baja (en los ST), a pesar de no ser las diferencias significativas en este instante, pero mostrando así el mismo incremento hasta el momento posterior al fin de la carrera. Este hallazgo, junto al tamaño del efecto pequeño de las diferencias encontradas tras la carrera, lo desestiman como resultado robusto y consistente, y permiten sugerir que las temperaturas de las plantas no se han visto claramente modificadas por ninguno de los dos soportes, en favor de uno o en perjuicio del otro.

Esta última especulación concuerda con los resultados obtenidos por los dos únicos estudios (Gil-Calvo et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2019) que han investigado el efecto de distintos soportes plantares (prefabricados vs personalizados) en la temperatura superficial

de la planta del pie. En ambos estudios no se encontraron alteraciones en las temperaturas por el uso de los distintos soportes estudiados, ni en la planta, ni en distintas regiones de la planta, respectivamente. Estos autores atribuyeron la falta de modificaciones al hecho de que la temperatura de la piel depende de muchos factores (Priego Quesada, Kunzler, et al., 2017), y es posible que el uso de soportes plantares no haya sido suficiente para provocar una alteración o las alteraciones producidas hayan sido neutralizadas por otros 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; Gil-Calvo et al., 2019).

Así pues, las pequeñas diferencias encontradas tras la carrera y la falta de diferencias en las variaciones de temperatura en el conjunto de regiones de la planta del pie, entre ambos soportes, pueden indicar que el uso de los ST no presenta una implicación clara en corredores/as sanos desde el punto de vista térmico, aunque la tendencia es más positiva frente a los SC.

Efecto de la fatiga

La realización de ejercicio físico comporta un incremento de la temperatura interna del cuerpo humano, como consecuencia del aumento de la tasa metabólica y el trabajo mecánico (González-Alonso et al., 1999; Maughan, 2012; Merla et al., 2010). El cuerpo posee diversos mecanismos de disipación del calor para liberar el exceso de calor y evitar complicaciones en la salud o la pérdida de rendimiento (Priego Quesada, 2017; Shephard, 2007; Tucker et al., 2004; Wilmore & Costill, 2007). Puede ser interesante conocer cómo se comportan determinadas zonas, por ejemplo, los pies y sus plantas, ante un tipo de calzado o soporte plantar concreto, porque ayudará a comprender la adecuación de estos productos desde un punto de vista térmico.

En el presente estudio, **antes de comenzar la carrera (Pre)**, la temperatura de las plantas de los pies fue muy similar entre las dos condiciones de soporte plantar: no se encontraron diferencias significativas. Esto podría mostrar que los 10 minutos que pasaron los participantes sentados, con las piernas extendidas y los pies descalzos como periodo de aclimatación a la sala, fueron suficiente para lograr una buena adaptación de las plantas de los pies (Gil-Calvo et al., 2019; Marins et al., 2014; Priego Quesada et al., 2015; Sillero-Quintana et al., 2015; Staffa et al., 2016).

Por otro lado, en el **momento post carrera**, se observó un notable aumento de la temperatura en todas las regiones de la planta, respecto a la medición inicial (Pre), en ambos soportes plantares. Este resultado corrobora completamente la hipótesis inicial que planteaba que los corredores/as presentarían un incremento de la temperatura plantar después de la

carrera, como consecuencia del ejercicio, pero en menor medida con el soporte termoconformable (H_{17}). Esta última parte de la hipótesis también se aceptó, pues como se ha explicado en el apartado anterior, el incremento en el talón medial y lateral fue menor con los ST. Además, el tamaño del efecto de estos incrementos fue muy grande, lo cual añade gran consistencia al hallazgo.

Las elevaciones de temperatura entre el instante pre carrera y el momento posterior a su fin fueron de aproximadamente 10°C . Este valor también ha sido reportado por otro estudio (Gil-Calvo et al., 2019) donde los deportistas realizaron una carrera un poco más corta que la de este trabajo (20 minutos) pero a una intensidad muy similar. Asimismo, el estudio de Shimazaki y Murata (2015) observó una elevación de temperatura de $8,2^{\circ}\text{C}$ en el talón y $4,8^{\circ}\text{C}$ en el *hallux* después de una carrera de 30 minutos a 12 km/h. Otros estudios también han encontrado incrementos de la temperatura de las plantas de los pies con la marcha o la carrera (Taiar, Rebay, Vannozzi, Sanna, & Cappozzo, 2008; Wang et al., 2018; Yavuz et al., 2014, 2013).

Dichos incrementos han sido explicados bajo diferentes motivos por la literatura (Gil-Calvo et al., 2019). En primer lugar, 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 su consecuente incremento de la temperatura de la piel (Charkoudian, 2010; Irzmańska, Dutkiewicz, & Irzmański, 2013; Kenney & Johnson, 1992; Merla et al., 2010). A este hecho se une el efecto mecánico de la carrera en las plantas de los pies, y el microclima generado dentro del calzado, que generalmente también aumentan la temperatura de los pies, ya que no se produce el intercambio calorífico con el medio externo (Shimazaki & Murata, 2015; West et al., 2019).

Efecto del género

La termorregulación entre hombres y mujeres es distinta debido a diversos factores como la fisiología, las características antropométricas, la composición corporal o el estilo de vida (Cheuvront & Haymes, 2001; Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001; Marins et al., 2015).

Morfológicamente, las mujeres tienen en promedio un 20% menos de masa corporal, un 14% más de grasa corporal, un 33% menos de masa corporal magra, pero solo un 18% menos de superficie corporal que los hombres (Burse, 1979; Marins et al., 2015). Las mujeres tienen mayor aislamiento corporal en vasoconstricción (excepto las manos y los pies) y disipan el calor periférico de mejor manera, pero a costa de (1) mayor carga de grasa corporal, (2) menos masa muscular y fuerza, y (3) volúmenes de sangre circulantes más pequeños, lo que requiere

mayor esfuerzo fisiológico para equilibrar la producción y pérdida de calor (Burse, 1979). Además, también se ha observado que presentan un retraso más pronunciado en el inicio de la sudoración, y una sudoración menos intensa, atribuido en parte a un menor contenido de agua en el cuerpo y a los efectos potenciales de la menstruación (Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001; Marins et al., 2015; Smith & Havenith, 2012), pero son capaces de mantener su temperatura corporal central a un nivel similar al de los hombres, como resultado de una mayor eficiencia de evaporación de la sudoración (Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001).

Especialmente, el cambio en la tasa de liberación de hormonas sexuales durante el ciclo menstrual también modifica la termorregulación de las mujeres, por lo que existen diferencias de temperatura corporal (entre 0,3 y 0,5°C) según la fase del ciclo en la que se encuentren (Charkoudian & Stachenfeld, 2016; Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001; Lee et al., 2014). Concretamente, en la fase lútea (días 19-24) se produce un aumento en la temperatura corporal central, mientras que durante el ejercicio se observan aumentos más bajos de la temperatura de la piel en la fase lútea respecto a la fase folicular (días 2-6) (Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001). Siendo estos aumentos siempre inferiores en comparación con los hombres. En concordancia, la eficiencia de la evaporación del sudor en la fase lútea es mayor que en la fase folicular (Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001).

Por todo ello, es posible que unos soportes plantares afecten de forma distinta a la temperatura superficial plantar de hombres y mujeres. Así, se especuló que los soportes termoconformables provocarían menores incrementos de la temperatura plantar respecto a los soportes prefabricados estándar, por igual en ambos géneros, pero siendo estos incrementos superiores en hombres (H_{18}). En primer lugar, los resultados del presente estudio mostraron únicamente en los **hombres** una menor temperatura tras la carrera, en el talón medial, de 0,6°C, con los ST respecto a los SC, que desapareció en las variaciones de temperatura. Además, en las **mujeres** no se observaron diferencias en ninguna de las variables entre los dos soportes plantares. De esta forma, se rechazó la primera parte de la hipótesis planteada al inicio, y se puede decir, que igual que se ha comentado en el apartado del efecto de los soportes plantares en general, los soportes no afectaron a la temperatura superficial de las plantas de los pies, ni aun estudiando los dos géneros por separado. Por lo que los ST no van a resultar un perjuicio en la termorregulación plantar en ninguno de los dos géneros.

En segundo lugar, también se observó que las **mujeres** presentaron menores temperaturas que los hombres en todas las regiones de la planta en la medición previa a la carrera, todas ellas con significatividad con los SC, pero solo en el *hallux* y los dedos con los ST. Esto podría explicarse por la menor circulación sanguínea de las mujeres en las zonas periféricas, como son los pies (Burse, 1979; Kaciuba-Uscilko & Grucza, 2001). En

consonancia, las mujeres mostraron mayores valores en las variaciones de temperatura respecto a los hombres, con significatividad en las mismas regiones que se han comentado en la temperatura absoluta pre carrera. Así, también se rechazó la segunda parte de la hipótesis inicial. Este incremento en las variaciones en las mujeres puede explicarse al no encontrarse diferencias en las temperaturas tras la carrera. Al comenzar las mujeres con temperaturas inferiores, su incremento debió ser más elevado para poder alcanzar el mismo nivel en las temperaturas post que los hombres. Es interesante ver como previo al ejercicio sí que se pueden observar diferencias entre los dos géneros, pero después del ejercicio estas diferencias desaparecen. Es posible que se neutralicen factores, como por ejemplo la mayor sudoración de los hombres con la mayor eficiencia en la evaporación del sudor de las mujeres, de tal forma que tras el ejercicio la termorregulación sea más similar entre los dos géneros.

Por último, al igual que se ha comentado en el apartado anterior del efecto de la fatiga, las temperaturas absolutas tras la carrera (post) fueron significativamente superiores en relación al momento inicial (pre), en ambos géneros y con ambos soportes plantares, en todas las regiones analizadas.



PUNTOS CLAVE



- ✓ El uso de los ST supone un menor incremento de la temperatura superficial del talón medial y lateral tras la carrera, posiblemente por un mejor ajuste y mejor transferencia de calor del soporte en esta zona. Sin embargo, estas diferencias desaparecen en la variación de temperatura, por lo que estos soportes no alteran la temperatura superficial plantar.
- ✓ Los corredores/as presentaron un aumento de la temperatura superficial plantar de aproximadamente 10°C tras la finalización de la carrera, como consecuencia de la vasodilatación periférica ligada a la realización de ejercicio, el microclima que se genera en el calzado y el efecto mecánico de la carrera.
- ✓ Los ST no han influido en la temperatura superficial de las plantas de los pies en ninguno de los dos géneros, y aunque las mujeres presentan una termorregulación distinta, las diferencias se neutralizan tras la realización de ejercicio.

5.7. Análisis de la percepción del confort

Efecto de los soportes plantares

El pie es el elemento principal que conecta al cuerpo con el suelo durante la carrera (Qichang Mei et al., 2017) y por ello, su confort será determinante para ejecutar una correcta biomecánica de carrera (Mündermann et al., 2003). Se ha evidenciado que un calzado cómodo puede jugar un papel importante en el rendimiento deportivo, pues posibilita el mantenimiento del patrón preferido del corredor/a, reduce la actividad muscular, mejora la economía de carrera y permite mantener el trabajo aeróbico durante más tiempo (Luo et al., 2009; Mills et al., 2012; Nigg, 2001; Nigg et al., 1999; Nigg et al., 2017; Salles & Gyi, 2013). Pero también puede ser utilizado con una herramienta de protección, por su asociación con una reducción de la frecuencia de lesiones en la carrera (Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 2015). Además, el confort es el requisito principal en la elección de zapatillas y soportes plantares (Dinato et al., 2015; Meyer et al., 2017; Mündermann et al., 2001), y se ha sugerido como un indicador pronóstico del éxito de un soporte plantar (Jordan & Bartlett, 1995; Mündermann et al., 2002; Nigg et al., 1999). En el presente estudio, se analizó la percepción del confort de unos soportes plantares prefabricados termoconformables en comparación con unos soportes prefabricados genéricos, después de 30 minutos de carrera en fatiga.

El soporte termoconformable evaluado en este trabajo presenta como característica principal una mejor individualización y adaptación al pie del corredor/a, y por tanto un mejor ajuste a la forma y ergonomía de su pie. Varios autores (Au & Goonetilleke, 2007; Mills et al., 2011; Mündermann et al., 2003; Salles & Gyi, 2013) han sugerido que el ajuste regula la comodidad de un calzado o un soporte. En concreto, Salles y Gyi (2013) observaron una mejor valoración de la percepción del confort con unos soportes personalizados con ajuste al pie, en relación a unos soportes también personalizados, pero sin ajuste. De ahí que se planteara inicialmente la hipótesis de que los soportes termoconformables serían percibidos como más cómodos respecto a los prefabricados estándar (H_{19}). Sin embargo, esta hipótesis fue rechazada, pues no se observaron diferencias entre los dos soportes evaluados en la **percepción del confort**, en ninguno de los 12 ítems estudiados.

Este resultado está de acuerdo con el estudio de Gil-Calvo (2018), quien no encontró modificaciones en el confort percibido con el uso de soportes personalizados vs prefabricados vs sin soporte. Cabe mencionar, que los ST de este estudio presentan gran similitud con unos soportes personalizados por un especialista, puesto que su estructura es dura y rígida para proporcionar un buen ajuste y control del pie, mientras que la condición control (SC) son unos soportes con varias capas de espuma con menos dureza, lo que les da una estructura más blanda pero menor control de movimiento (Lucas-Cuevas et al., 2014a). La principal diferencia

entre ambas condiciones, en relación al ajuste del soporte, reside en la zona del talón y la zona del arco. La copa del talón de un soporte personalizado, como el ST, suele presentar mayor concavidad y profundidad, aportando mejor sensación de ajuste y estabilidad del tobillo, mientras que la copa de un soporte prefabricado, más plana, permite que los tejidos blandos del talón se expandan más lateralmente provocando incomodidad (Salles & Gyi, 2013). Sin embargo, estas diferencias no han sido percibidas por los participantes de este estudio. Respecto a la zona del arco, en alguna ocasión se ha informado de incomodidad en esta región con soportes personalizados por la mayor elevación y rigidez de este componente del soporte (Pallari et al., 2010; Salles & Gyi, 2013). El arco plantar medial tiene un umbral de presión de dolor más bajo que el resto de regiones plantares porque suele tener menos contacto con el suelo (Xiong, Goonetilleke, & Jiang, 2011). Además, es una estructura de resorte capaz de almacenar energía elásticamente (Alexander, 1987), que suele bajar y aplanarse en el momento de apoyo del pie en el suelo, para absorber el impacto en esta fase (Novacheck, 1998; Wahmkow et al., 2017). Por lo que un contacto no habitual en esta zona, unido a la restricción de su movimiento natural por parte del soporte, puede provocar incomodidad. En este estudio algunos participantes informaron que sintieron incomodidad en el arco plantar con los ST, y como consiguiente, es la única zona donde las diferencias de confort entre ambas condiciones rozan la significatividad ($P = 0,053$).

Por otra parte, el trabajo de Lucas-Cuevas et al. (2014a) también empleó soportes plantares con características muy similares a los de Gil-Calvo (2018); no obstante, en este caso se observó una mejor percepción del confort con el uso de ambas condiciones de soporte plantar respecto a la condición control, y una ligera mejor valoración, aunque no significativa, de los soportes prefabricados, respecto a los personalizados. Por ello, este trabajo, junto a otros autores (Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2002) sugirieron que las diferencias observadas en el confort pueden explicarse por las propiedades de los materiales utilizados en la fabricación de los soportes plantares, y que los participantes prefieren los soportes blandos, sobre los duros (Che et al., 1994; Finestone et al., 2004; Hähni, Hirschmüller, & Baur, 2016; Mills et al., 2011, 2012; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2002). Así, aunque los ST de este estudio no se hayan percibido cómo más confortables que los SC, tampoco se han percibido cómo más incómodos, a pesar de su estructura más rígida y dura, lo cual supone un beneficio en favor de su mejor ajuste y control. Después de esta relación de ideas, se puede asumir que el confort percibido de un soporte plantar está influenciado por su diseño, pero aún existe discrepancia sobre que componente del diseño (el ajuste o la dureza del material) es el que realmente determina el confort (Mills et al., 2011).

En el presente estudio, los ST han sido comparados con unos soportes prefabricados estándar (SC), muy parecidos a las plantillas originales de las zapatillas, y a los cuales se les

ha atribuido el nombre de condición control. Esta idea sigue la propuesta de Mündermann et al. (2002) quienes indicaron que es aconsejable incluir una condición de control en la evaluación de la comodidad, para poder comparar, ya que los participantes se basan en experiencias pasadas a la hora de realizar sus valoraciones subjetivas. En este caso, los ST no mostraron una valoración distinta de la condición control; sin embargo, algunas investigaciones encontraron que los parámetros de confort fueron inferiores con la condición control (Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mündermann et al., 2001). Contrariamente, otro estudio (Mündermann et al., 2002) obtuvo las calificaciones más altas de confort con la condición control, concluyendo que los materiales de la condición de control eran más similares a las plantillas originales de las propias zapatillas de los corredores/as, de modo que los participantes percibieron los nuevos soportes como elementos que perturbaban la percepción natural de confort. Los corredores/as del presente trabajo no estaban acostumbrados a llevar ningún tipo de soporte plantar, excepto el propio de fábrica de la zapatilla, por lo que parece positivo comentar que los ST no han resultado perjudicados en la percepción del confort, a pesar de la incorporación de un elemento que a priori podría resultar intrusivo y por tanto incómodo, por la falta de hábito.

Según Au y Goonetilleke (2007), el confort es un fenómeno complejo que puede verse afectado por las propiedades de los materiales utilizados, la forma, el diseño, el ajuste, e incluso el color y la moda. Asimismo, las características específicas de los deportistas, como la altura del arco, la alineación del pie y la pierna, y la sensibilidad del pie, también se ha evidenciado que influyen en la percepción del confort de un soporte plantar (Mündermann et al., 2001). Consecuentemente, la percepción del confort es diferente para cada persona, y las preferencias respecto al material y la forma del soporte pueden variar según el deportista (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2001; Mündermann et al., 2003, 2002). Un ejemplo es el estudio Mündermann et al. (2001), que dio a elegir entre seis soportes plantares distintos a un grupo de 106 soldados, de los cuales cinco se seleccionaron como el soporte preferido (el más cómodo). En esta línea, se ha determinado que existen grupos funcionales de atletas con características similares y con las mismas preferencias, que necesitan características propias en la fabricación de los soportes plantares para sentirse cómodos (Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 2017; Nigg, 2010). Cabe destacar, que existen personas con poca sensibilidad en el pie, que no son capaces de realizar una evaluación de confort de manera fiable, y se aconseja que deben ser identificados y excluidos de los estudios (Hoerzer et al., 2016; Mündermann et al., 2002). Como conclusión, se puede especular que la naturaleza subjetiva e individual que caracteriza a la percepción del confort (Che et al., 1994; Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 1999), puede ser la responsable de la heterogeneidad de resultados encontrados, incluso cuando se han comparado los mismos soportes plantares en muestras

de corredores/as similares, como ocurrió entre los estudios de Lucas-Cuevas et al. (2014a) y Gil-Calvo (2018).

Otro aspecto a destacar, que podría justificar la variedad de resultados, es el periodo de familiarización o el tiempo de adaptación que se permite usar el soporte en cada investigación (Mills et al., 2012). Ya que, mientras unos estudios analizaron los efectos inmediatos de distintos soportes plantares (Mills et al., 2011, 2012; Mündermann et al., 2004; Mündermann et al., 2003, 2002; O'Leary et al., 2008), otros los evaluaron después de entre 1 semana a 4 meses de uso (Gil-Calvo, 2018; Lucas-Cuevas et al., 2014a; Mündermann et al., 2001; Salles & Gyi, 2013). Asimismo, se puede hipotetizar que tampoco necesitará el mismo tiempo de adaptación un soporte prefabricado que es muy parecido a la condición habitual del corredor/a, que un soporte personalizado. Generalmente, cuando se prescriben soportes personalizados, los especialistas indican a los usuarios que aumenten el tiempo de uso por día lentamente, durante un periodo de 2 a 3 semanas, para que se acostumbren de forma gradual al soporte hasta que se sientan completamente cómodos (Mündermann et al., 2004). Esta regla clínica se basa en el supuesto de que el confort de un soporte plantar cambia durante el periodo de rodaje (Mündermann et al., 2004). Así, el estudio de Salles y Gyi (2013) observó reducciones en la percepción de incomodidad con el uso, desde un momento inicial, hasta una segunda valoración mes y medio después. Sin embargo, no se encontraron diferencias en la percepción del confort entre este segundo momento, y un tercero, a los 3 meses del inicio del estudio.

Efecto del género

Las diferencias biológicas y antropométricas entre **hombres y mujeres** implican que la morfología de sus pies sea también distinta. El pie femenino no es una versión reducida de un pie masculino. Se caracteriza por ser más estrecho, tener un arco más alto, un *hallux* más plano, una longitud más corta de tobillo y la circunferencia del empeine más pequeña (Krauss et al., 2008; Wunderlich & Cavanagh, 2001). Además, las mujeres presentan un umbral de sensibilidad táctil de la planta del pie más bajo que los hombres, es decir, poseen más sensibilidad en esta zona (McPoil & Cornwall, 2006). Quizás por ello, para las mujeres las propiedades que priman en un calzado son el ajuste y el confort, mientras que para los hombres es la amortiguación (Schubert, Oriwol, & Sterzing, 2011). Esto lleva a plantearse que la percepción del confort de un soporte plantar pueda ser distinta según el género. Así, se hipotetizó que las mujeres presentarían mayores valores de confort con los soportes termoconformables en relación a los hombres (H_{20}), pues se pensó que valorarían de mejor forma el mejor ajuste que proporcionan los ST. Esta hipótesis fue rechazada, puesto que los

resultados no mostraron diferencias entre hombres y mujeres para ninguno de los dos soportes analizados. Todavía son inexistentes las investigaciones que abordan este tema, cuando se cree que podría ser de especial relevancia, sobre todo para la industria del calzado de carrera, que aún tiene como desafío acomodar a la mayor cantidad de subgrupos de corredores/as un calzado cómodo y adecuado (Schubert et al., 2011).



PUNTOS CLAVE



- ✓ Los ST se percibieron como igual de cómodos que los SC, a pesar de presentar un material rígido y duro, normalmente más incómodo para los corredores/as, suponiendo así un beneficio en favor de su mejor ajuste y control.
- ✓ Aunque los corredores/as no estaban habituados a llevar ningún tipo de soporte plantar, no valoraron los ST como más incómodos respecto a la condición control.
- ✓ Las propiedades de los materiales, el ajuste y el diseño de los soportes plantares, junto con las características individuales de los corredores/as y el periodo de familiarización parecen ser los factores responsables de la variabilidad de la percepción del confort.
- ✓ La morfología de los pies de hombres y mujeres es distinta, pero la percepción del confort de ambos soportes estudiados fue similar.

5.8. Interpretación global de los resultados

Esta sección pretende interrelacionar los resultados más destacados de las diferentes áreas estudiadas, en relación al efecto de los ST respecto a los SC, con el fin de determinar si existen nexos entre los diferentes hallazgos y unos pueden explicar o estar basados en otros (Figura 87). En primer lugar, se resumen los principales resultados obtenidos con los ST en cada una de las áreas analizadas:

- Fatiga: la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca no se vieron modificados.
- Transmisión de impactos: la ratio de aceleración tibial se incrementó.
- Presión plantar: la presión en los dedos y el arco aumentó, y disminuyó en los metatarsos y el talón.
- Cinemática espacio-temporal: los parámetros espacio-temporales no se alteraron.
- Cinemática angular: la eversión máxima del retropié se incrementó, pero la flexión de rodilla no se modificó.
- Temperatura superficial plantar: la temperatura del talón tras la carrera se incrementó en menor medida, pero la variación de temperatura no se alteró.
- Confort: la percepción del confort de los ST fue similar a la de los SC.

Como ya se ha visto, la **fatiga** es uno de los factores que más alteraciones puede producir, tanto a nivel cinemático como cinético (Brown et al., 2014; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dierks et al., 2010). Así pues, si se hubieran encontrado diferencias entre los dos soportes plantares en los dos parámetros del análisis de la fatiga estudiados (percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca), estos podrían haber justificado algunos de los resultados hallados. Sin embargo, estos dos parámetros no variaron con el uso de los ST, por lo que no pueden explicar el resto de efectos encontrados. Además, los parámetros espacio-temporales como son la longitud y frecuencia de zancada y los tiempos de contacto y vuelo dependen principalmente de la técnica de carrera y afectan directamente a la economía de carrera (Hunter & Smith, 2007; Vernillo et al., 2015). El hecho de que tampoco se hayan encontrado modificaciones en los parámetros espacio-temporales está en concordancia también con la falta de alteraciones en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca, y podría explicar porque no se alteraron los parámetros de la fatiga y viceversa.

Igualmente, el estado de fatiga influye también en la percepción del confort (Che et al., 1994; Mills et al., 2012; Nigg et al., 1999). Se puede 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). El confort también se puede ver afectado por los cambios que experimenta el pie con el ejercicio, como las modificaciones de su volumen, la altura del arco o la propia sensibilidad;

y por el deterioro de las propiedades del calzado y los soportes plantares, y los cambios en el clima interior del calzado (Hintzy et al., 2015; Qichang Mei et al., 2017; West et al., 2019). En esta línea, el estudio de Hintzy et al. (2015) mostró una disminución del confort del calzado de forma constante durante una sesión de carrera de 13 km, volviéndose significativa después de 44 minutos. En el presente trabajo solo se evaluó el confort tras finalizar los 30 minutos de carrera, sin observarse diferencias entre ambos soportes, como tampoco se observaron en los parámetros del análisis de la fatiga. Por lo que, en este caso, se puede confirmar que la fatiga al ser similar entre ambos soportes, no influyó en la percepción del confort de los corredores/as. Inversamente, una mejora en el confort puede favorecer el rendimiento, y retrasar el desarrollo de fatiga (Luo et al., 2009; Mündermann et al., 2001; Nigg et al., 2015; Salles & Gyi, 2013), pero al no encontrarse esta mejora con los ST, es comprensible que la fatiga no se modificara.

En relación a la **transmisión de impactos**, existen pruebas sólidas que demuestran la influencia de la longitud y frecuencia de zancada en la aceleración del impacto durante la carrera (Derrick et al., 2002; Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998; Mercer et al., 2002; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998). Se ha sugerido que cambios en las propiedades de atenuación del cuerpo podrían deberse a alteraciones en estos dos parámetros (Derrick et al., 2002; Mercer et al., 2003). En consecuencia, se ha evidenciado que los aumentos en la longitud de zancada (o reducciones en la frecuencia de zancada) conducen a una mayor aceleración del impacto, acompañada de un incremento en la atenuación del impacto, como factor natural protector de la cabeza (Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002; Mizrahi et al., 2000). Esto posee cierta relación con la cinemática de carrera. Su justificación se basa en que al correr con zancadas más largas (aumentar la longitud de zancada) se aumenta la flexión de la rodilla en el momento del contacto inicial. Un aumento en el grado de flexión de rodilla en este instante se ha observado que reduce la masa efectiva, y las fuerzas de reacción del suelo, pero aumenta la aceleración del impacto en la tibia, y por consiguiente la atenuación (Derrick, 2004; Derrick et al., 2002; Derrick et al., 1998; Mercer et al., 2002). No obstante, en el presente estudio los parámetros espacio-temporales no han variado entre soportes plantares, como tampoco el ángulo de flexión de rodilla en ninguno de sus instantes del ciclo de carrera analizados, mientras que la aceleración del impacto aumentó de forma general con los ST. Así pues, en este caso el incremento en los impactos de aceleración no puede explicarse por cambios en la longitud y frecuencia de zancada, ni por ajustes cinemáticos de la rodilla.

Además, los soportes personalizados (similares a los ST) suelen tener como objetivo la estabilización del movimiento del retropié (Kilmartin & Wallace, 1994; Werd & Knight, 2017; Whittle, 1999). Teniendo en cuenta que la pronación del pie se considera un mecanismo de

absorción de impactos (Grech et al., 2016; Pratt, 1989), resulta complicado que un dispositivo ortopédico pretenda lograr la atenuación de los impactos y el control del movimiento del retropié, dos funciones inherentemente opuestas (Butler et al., 2003). Con esta idea, el aumento general en los impactos de aceleración encontrado no puede ser justificado a partir del incremento de la eversión del retropié, pues la eversión máxima aumentó, mientras que es su reducción la que se asocia al incremento de las aceleraciones (De Wit, De Clercq, & Lenoir, 1995; Hreljac, Marshall, & Hume, 2000; Kersting, Kriwet, & Brüggemann, 2006; Laughton et al., 2003; Perry & Lafortune, 1995). Sin embargo, se podría especular que la alteración cinemática de la eversión del retropié, por salirse de su patrón habitual, junto con la modificación de la distribución de la presión plantar, pueda haber supuesto un cambio neuromuscular (Nigg et al., 2017; Nigg et al., 2017) que conlleve a una alteración indirecta de las aceleraciones. Pero el hecho de no haber medido la actividad neuromuscular propone que esta conjetura sea investigada más a fondo en un futuro.

Respecto a las **presiones plantares**, se ha encontrado que existe cierta relación entre los parámetros espacio-temporales y los cambios en las presiones plantares (Allet et al., 2011; Willson & Kernozek, 1999). En el estudio de Allet et al. (2011) cuando la frecuencia de zancada aumentó y la longitud disminuyó, la carga de la planta del pie se desplazó desde la parte posterior hasta la parte delantera del pie. Igualmente, el estudio de Willson y Kernozek (1999) relacionó su reducción de la presión del talón con una reducción de la longitud de paso. No obstante, en el presente trabajo, y como también le ocurrió a Lucas-Cuevas et al. (2014b), los parámetros espacio-temporales no fueron los responsables de la redistribución de las presiones plantares, pues estos parámetros no se modificaron ante la intervención de los ST respecto a los SC. Así, en la línea de Lucas-Cuevas et al. (2014b), se puede sugerir que este resultado puede considerarse un hallazgo positivo y valioso porque este soporte plantar puede modificar la carga plantar sin alterar la técnica de carrera.

Igualmente, la cinemática de carrera también posee cierto vínculo con la distribución de la carga plantar. De hecho, se ha especulado que una reducción de la presión en el talón puede ser el resultado de la colocación del pie más plano, es decir, con menor dorsiflexión, mediante unos soportes personalizados (Wit et al., 2000; Salles & Gyi, 2013). No obstante, esta variable cinemática no ha sido analizada en este estudio. También se ha asociado el desplazamiento de la carga plantar de la parte lateral del pie a la parte medial, y el incremento en el talón, antepié y mediopié medial, al cambio de la 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 estaría en concordancia con los resultados encontrados en el arco, en los ST respecto a los SC, donde también se vio un aumento de la eversión del retropié. Sin embargo, en el presente trabajo, el arco medial fue la única zona donde se incrementó la carga, ya que

justamente en el talón medial y el metatarso medial no se encontraron diferencias entre soportes o se obtuvo una reducción de la presión. Algo similar les ocurrió a Rosenbaum et al. (1994), quienes encontraron un aumento de la eversión del retropié al aumentar la velocidad de carrera, pero sin suponer un cambio en la carga del mediopié. Así pues, en el presente trabajo, el incremento de la presión en el arco no puede explicarse únicamente por la mayor eversión encontrada con el uso de los ST.

Por otra parte, se ha sugerido que el aumento de las presiones plantares y la fricción en diferentes regiones del pie puede producir elevaciones de temperatura de la piel del pie (Brand, 2003; Shimazaki & Murata, 2015; Yavuz et al., 2014). Esta suposición se basa en el principio de conservación de la energía, donde la energía mecánica producida por las repetidas cargas que sufre el pie en su interacción con el suelo, se transforma en energía térmica o calorífica (Shimazaki & Murata, 2015). En este sentido, Shimazaki y Murata (2015) encontraron que las regiones del pie con temperaturas más elevadas, el dedo gordo y el talón, coincidieron con las regiones del pie con cargas de contacto más altas, durante la acción de caminar. También, los estudios de Yavuz et al. (2013, 2014), reportaron únicamente una relación lineal moderada entre el incremento de las cargas plantares triaxiales y los aumentos de temperatura del pie como consecuencia de la marcha. Otro estudio reciente (Priego Quesada et al., 2015), analizó la relación entre la presión plantar en estático y la temperatura de las plantas de los pies, mediante termografía, en una carrera de 15 minutos descalzo y con calzado. Aunque no encontró correlaciones entre la temperatura y la presión plantar en ninguna de las dos condiciones, halló variaciones de temperatura más elevadas en la parte trasera del pie, durante la carrera descalzo, posiblemente como consecuencia de una carga de contacto superior, ya que los participantes corrieron de retropié. También, el estudio de Wrobel et al., (2014) encontró menores aumentos de temperatura en personas diabéticas, tanto en el antepié como en el mediopié, después de caminar con un soporte plantar creado para reducir las fuerzas de cizallamiento, en comparación con un soporte estándar. Contrariamente, el estudio de Lucas-Cuevas et al. (2014b) obtuvo reducciones de las cargas plantares en diferentes áreas, como el *hallux*, los dedos y el mediopié, utilizando soportes prefabricados y personalizados en comparación con no usar soporte; mientras que la investigación de Gil-Calvo et al. (2019) no encontró modificaciones en la temperatura de diferentes regiones de la planta del pie, con estos mismos soportes plantares. A pesar de que la muestra estudiada en ambos trabajos no fue exactamente la misma, la combinación de sus resultados no respalda la especulada relación entre las presiones plantares y la temperatura superficial.

En este contexto, a partir del análisis de la media de la presión máxima de cada área es posible crear un patrón de distribución de la carga plantar. En el presente estudio, el patrón con ambos soportes plantares estuvo en consonancia con otros estudios donde los

metatarsos, el *hallux* y el talón experimentaron las mayores presiones, y donde los dedos y el arco o mediopié fueron designadas como las zonas con presiones más bajas (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Chuckpaiwong et al., 2008; Weist et al., 2004; Willson & Kernozek, 1999). Asimismo, realizando también un patrón a nivel térmico, mediante las variaciones de temperatura, las regiones de la planta se ordenaron con valores de mayor a menor temperatura como sigue: dedos > *hallux* > metatarsos > talón > arco. La comparación, únicamente a simple vista, de ambos patrones no parece presentar una relación clara entre presiones y temperaturas plantares (Figura 86).

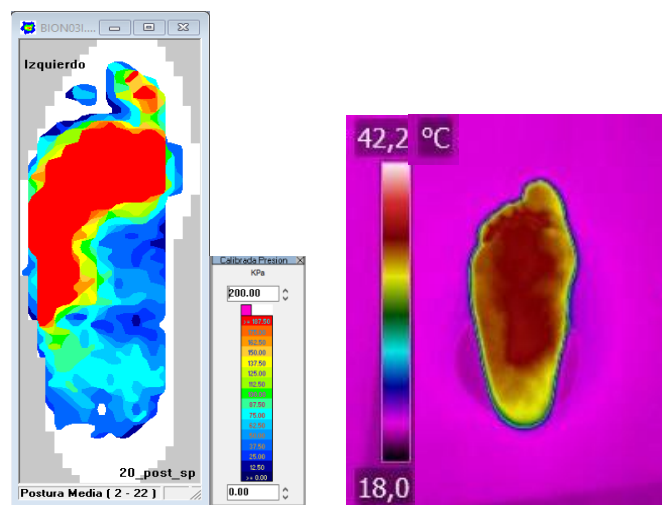


Figura 86. Ejemplo de la distribución de presiones (izquierda) y de las temperaturas plantares (derecha) en un mismo participante.

Además, respecto a los resultados encontrados entre ambos soportes, se puede decir que en este trabajo únicamente la temperatura plantar del talón fue menor con los ST tras la carrera, aunque en las variaciones no se encontraran diferencias, cuando la presión relativa del talón también se vio reducida con este mismo soporte. Sin embargo, en el resto de zonas donde también hubo redistribuciones de presiones con los ST respecto a los SC, las temperaturas no se modificaron. Este cruce de resultados tampoco apoya la comentada relación entre las presiones y las temperaturas plantares, aunque en el futuro debería realizarse el análisis estadístico correspondiente para acabar de esclarecerlo con firmeza.

En concordancia al tema anterior, también se podría insinuar que las diferencias encontradas en los ST en la ratio de aceleración tibial y la eversión del retropié, podrían verse reflejadas en las **temperaturas plantares** o provocar alguna influencia en la termorregulación de las plantas. Sin embargo, a pesar de los incrementos en estas dos variables con los ST respecto a los SC, como se ha comentado, las temperaturas plantares no se vieron modificadas entre soportes. Ni siquiera en la región del arco medial, donde se podría esperar

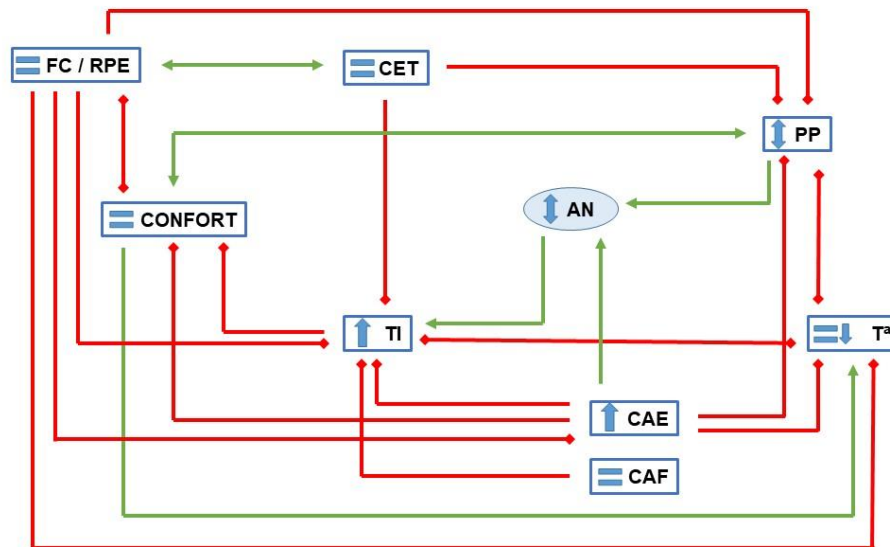
un incremento de la temperatura por el aumento de la eversión. Cabe decir que un estudio bastante reciente (Priego Quesada, Gil-Calvo, Jimenez-Perez, Lucas-Cuevas, & Pérez-Soriano, 2017) encontró correlaciones débiles entre la eversión del retropié y la temperatura de la superficie de la planta, rechazando la relación entre estas dos variables. Así pues, se puede considerar positivo que las modificaciones cinéticas y cinemáticas producidas con el uso de los ST, no hayan repercutido, a simple vista, en la termorregulación del pie.

Y por último, respecto a la percepción del confort, la investigación de Mündermann et al. (2003) descubrió que las diferencias en el confort entre diferentes soportes plantares pueden explicarse por cambios en variables cinemáticas, cinéticas y en la actividad muscular. Y que los soportes percibidos como incómodos producen más alteraciones en estas variables en comparación con los dispositivos valorados como cómodos. En el presente estudio, de forma general, los ST produjeron mayores impactos de aceleración y un incremento en la eversión del retropié; sin embargo, de forma positiva, estos soportes no se percibieron como más incómodos. Algo parecido les ocurrió a otros dos autores (Dinato et al., 2015; O'Leary et al., 2008), que observaron que sus corredores/as no fueron capaces de percibir que una condición atenuaba los impactos de mejor manera que otra.

En relación a la presión plantar, ciertos estudios (Che, Nigg, & de Koning, 1994; Dinato et al., 2015; Lee et al., 2012; Mei, Gu, Sun, & Fernandez, 2018; Qichang Mei, Gu, Zheng, Yang, & Fernandez, 2017; Salles & Gyi, 2013) documentaron cierta relación entre las presiones plantares y el confort percibido por los deportistas. Lee et al. (2012) observaron una reducción de la carga plantar bajo el área del talón por el uso de soportes plantares, lo que supuso una calificación más baja en las molestias de esta zona. Igualmente, Salles y Gyi (2013) identificaron una disminución de las molestias en el talón junto a una reducción de la presión en esta área. Respecto a la zona del arco, en alguna ocasión se ha informado de incomodidad en esta región con soportes personalizados por la mayor elevación y rigidez de este componente del soporte (Pallari et al., 2010; Salles & Gyi, 2013). En este estudio, algunos participantes informaron que sintieron incomodidad en el arco plantar con los ST, y como consiguiente, es la única zona donde las diferencias de confort entre ambas condiciones rozan la significatividad ($P = 0,053$). Puede que esta incomodidad percibida se relacione con la mayor presión observada en el arco, por la falta de hábito al contacto en esta zona.

En el aspecto térmico del pie, se ha sugerido que los cambios en el microclima del calzado (temperatura y humedad) causan fuertes sensaciones de incomodidad; no obstante, aún no se ha esclarecido si esta sensación de malestar se atribuye a elevaciones en la temperatura o a la acumulación de humedad (West et al., 2019). Sin embargo, aunque los resultados del estudio de West et al. (2019) mostraron que el usuario puede percibir los cambios en el microclima del calzado, otros estudios han llegado a la conclusión de que la percepción de la

temperatura del pie por parte del usuario puede diferir de la temperatura fisiológica real del pie (Barkley, Bumgarner, Poss, & Senchina, 2011; Purvis & Tunstall, 2004; Van Roekel, Poss, & Senchina, 2014). En este trabajo, los corredores/as percibieron de forma similar ambos soportes plantares, cuando se les preguntó por su confortabilidad en términos de temperatura y humedad. Por lo que en este caso la percepción de los usuarios se asemejó a la temperatura real de la planta del pie, donde no se encontraron diferencias entre los dos soportes, o fueron mínimas tras la carrera.



FC/RPE: Frec. cardíaca/Perc. del esfuerzo **CET:** Cinemática espacio-temporal **CAF:** Cin. angular-Flexión rodilla **AN:** Actividad neuromuscular
CONFORT: Percepción del confort **TI:** Transmisión de impactos **CAE:** Cin. angular-Eversión retropié **PP:** Presión plantar

Figura 87. Mapa conceptual resumen de las relaciones entre variables.



PUNTOS CLAVE



- ✓ La falta de modificaciones en los parámetros espacio-temporales está en concordancia con la falta de alteraciones en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca, y podría explicar porque no se alteraron los parámetros de la fatiga y viceversa.
- ✓ Se especula que la alteración cinemática de la eversión del retropié, junto con la modificación de la distribución de la presión plantar pueda haber supuesto un cambio neuromuscular que conlleve una alteración de los impactos de aceleración.
- ✓ La percepción de confort presenta cierta relación con las presiones plantares en la zona del arco y con la temperatura superficial plantar real del pie.

5.9. Limitaciones del estudio

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

1. Los resultados son solo generalizables a **atletas recreativos**. Los corredores/as de élite, al presentar un nivel deportivo superior, es posible que sepan ajustarse mejor a la fatiga, o esta les afecte de forma distinta. Así, las estrategias de atenuación de impactos o de la mecánica de carrera ante la fatiga o la incorporación de un nuevo soporte plantar pueden ser diferentes según el nivel del corredor/a (Reenalda et al., 2019).
2. La intensidad de la carrera fue individualizada según el $\text{VO}_2\text{máx}$ individual de cada participante, con el objetivo de intentar que todos los corredores/as alcanzaran el mismo **nivel de fatiga** o esfuerzo, sin embargo, debido a las inevitables diferencias individuales de los corredores/as, es posible que unos se fatigaran más que otros (Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998).
3. La realización “no ecológica” de los test de carrera en **cinta ergométrica**, en lugar de llevarse a cabo en un entorno natural y al aire libre. Se utilizó la cinta para poder controlar mejor el protocolo como la situación de estudio (velocidad, pendiente, equipamiento, etc.), sin embargo, este es un factor que podría haber influido en el patrón de carrera de los participantes.
4. Cada participante utilizó sus propias **zapatillas** de carrera. Hay estudios a favor y en contra de la utilización de un calzado habitual o uno igual para todos/as durante el desarrollo de las investigaciones (De Wit et al., 1995; Gerlach et al., 2005; Kersting et al., 2006; Lewinson et al., 2016; Weist et al., 2004). En este trabajo los participantes usaron sus propias zapatillas para contribuir a la validez ecológica del estudio del mundo real, y no interferir en la biomecánica habitual del corredor/a (Lewinson et al., 2016; Reenalda et al., 2019), no obstante, hay que reconocer que pueden existir algunas modificaciones en los parámetros biomecánicos como consecuencia del calzado. Por otro lado, no se controló que el **forro** (la primera capa) de ambos soportes fuera igual, para que el rozamiento producido en las plantas de los pies por esta capa fuera el mismo y descartar así otro factor más (Gil-Calvo et al., 2019).
5. No se controló el **patrón** de apoyo de los corredores/as (antepié, mediopie o retropié), ni el tipo de pisada (pronada, supinada o neutra), cuando se ha observado que pueden

ser factores distintivos en la distribución de la presión plantar, la transmisión de los impactos y la cinemática de carrera (Hasegawa et al., 2007; Lieberman et al., 2010; Sun et al., 2018; Whittle & Chattanooga, 1996), y más ante la incorporación de un soporte plantar.

6. Se hipotetizó que el patrón de **movimiento habitual y preferido** de los corredores/as fue ejecutado con los soportes control para poder comparar el soporte de estudio (el soporte termoconformable) con una línea base. Dicha especulación se llevó a cabo pues el soporte control era muy similar al soporte original de las zapatillas y puesto que algunos estudios no encontraron diferencias entre un soporte prefabricado similar a esta condición control y una condición sin soporte (Gil-Calvo et al., 2019; Lucas-Cuevas, Camacho-García, et al., 2017). No obstante, esta conjetura podría no ser completamente cierta y debe tenerse en consideración como limitación.
7. Algunas **variables biomecánicas** han quedado por estudiar. Por ejemplo, no se analizó la actividad neuromuscular, la rigidez de la pierna o la economía de carrera como tal, por priorización de otros parámetros de mayor interés. Sin embargo, estas variables también pueden tener cierta relevancia en la valoración de soportes plantares (Kelly et al., 2011; Mündermann et al., 2006; Nigg et al., 2017; Roy & Stefanyshyn, 2006; Sheerin et al., 2019). También, a nivel de cinemática angular, el estudio de otras articulaciones y otros planos quizás podría haber mostrado modificaciones en el patrón de movimiento (Stackhouse et al., 2004; Stacoff et al., 2000). E igualmente, la transmisión de humedad de cada soporte como el comportamiento térmico de las plantas de los pies en tiempo real, podría haber aportado información adicional sobre la temperatura plantar (Gil-Calvo et al., 2019).
8. La presión plantar y la temperatura superficial plantar se midieron únicamente en el pie derecho, mientras que la transmisión de impactos y la cinemática angular se midieron solo en la pierna izquierda. Así, se asumieron características de carga y termorregulación similares entre las dos piernas como se realizó en otros estudios (Liu et al., 2011; Redmond, Lumb, & Landorf, 2000). Sin embargo, las **diferencias** anatómicas entre las **extremidades**, y la propia técnica de carrera, también pueden influir en estos parámetros y deben tenerse en cuenta como una limitación (Chuckpaiwong et al., 2008; Queen, Abbey, Chuckpaiwong, & Nunley, 2009; Razeghi & Batt, 2000).

CONCLUSIONES



6. CONCLUSIONES

6.1. Conclusiones del estudio

Las principales conclusiones del presente trabajo, en relación a los objetivos específicos y las hipótesis inicialmente planteados son las siguientes:

Metodología:

- 1) La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca durante los 30 minutos de carrera al 70-75% del VO_2 máx fueron similares a la fatiga de un corredor/a recreativo en un entrenamiento habitual, siendo el test metodológicamente adecuado para su propósito.

Fatiga:

- 2) El uso de soportes termoconformables no altera la percepción del esfuerzo ni la frecuencia cardíaca en general, sin embargo, mejora la percepción del esfuerzo en las mujeres en los instantes iniciales.

Transmisión de impactos:

- 3) El soporte termoconformable incrementa los impactos en tibia durante los primeros instantes, siendo mayor la ratio tibial a lo largo de toda la carrera, pero resultando estos incrementos menores en las mujeres.
- 4) La carrera es más estable con el uso de los soportes termoconformables, ya que no se han encontrado diferencias en los parámetros de la transmisión de impactos durante la evolución de la carrera.

Presión plantar:

- 5) El uso de soportes termoconformables mejora la distribución de presiones gracias a su mejor adaptación en la zona del arco y el talón, con mayor beneficio para las mujeres.
- 6) La fatiga altera la distribución de la presión plantar con incrementos en el *hallux* y el antepié, y reducciones en el mediopié, con mayores efectos en los soportes termoconformables.

Cinemática espacio-temporal:

- 7) El uso de soportes termoconformables no altera los parámetros espacio-temporales (longitud/frecuencia de zancada, y tiempo de contacto/vuelo) a ninguno de los dos géneros, permitiendo mantener una técnica de carrera más óptima.
- 8) El estado de fatiga no ha producido modificaciones en los parámetros espacio-temporales, beneficiándose en la economía de carrera y la prevención de lesiones.

Cinemática angular:

- 9) El uso de soportes termoconformables no altera los parámetros cinemáticos de rodilla, pero incrementa la eversión máxima de los hombros, pudiendo modificar el patrón de movimiento óptimo.
- 10) El desarrollo de fatiga no ha modificado la cinemática de rodilla y retropié, pudiendo ser favorable para los soportes termoconformables.

Temperatura superficial plantar:

- 11) El uso de soportes termoconformables no presenta una implicación clara en corredores/as sanos desde el punto de vista térmico, aunque la tendencia es positiva.
- 12) La realización de 30 minutos de carrera incrementa notablemente la temperatura superficial plantar, pero en menor medida con los soportes termoconformables.

Percepción del confort:

- 13) El nuevo soporte termoconformable se percibe igual de confortable que uno prefabricado genérico, a pesar de su mayor rigidez y dureza, suponiendo así un beneficio en favor de su mejor ajuste y control.
- 14) La percepción del confort de los soportes estudiados es similar entre ambos géneros, pese a las diferencias morfológicas de sus pies.

6.2. Conclusions of the study (*English*)

The main conclusions of this work, in relation to the specific objectives and the hypotheses initially raised are the following:

Methodology:

- 1) The effort perception and the heart rate during the 30 min run at 70-75% of VO_2 max were similar to the fatigue of a popular runner in a usual training, being the test methodologically adequate for its purpose.

Fatigue:

- 2) In general, the use of thermoformable foot orthoses does not alter effort perception neither heart rate, however, it improves the effort perception in women in the initial moments.

Impact transmission:

- 3) The thermoformable foot orthosis increases tibial impacts during the first moments, with a greater tibial rate throughout the entire race, but these increases are lower in women.
- 4) The run is more stable with the use of thermoformable foot orthoses, since no differences were found in impact transmission parameters during the evolution of the race.

Plantar pressure:

- 5) The use of thermoformable foot orthoses improves plantar pressure distribution thanks to its better adaptation in the arch and heel area, with greater benefit for women.
- 6) Fatigue alters plantar pressure distribution with increases in hallux and forefoot, and reductions in midfoot, with greater effects on thermoformable foot orthoses.

Spatio-temporal kinematic:

- 7) The use of thermoformable foot orthoses does not alter spatio-temporal parameters (stride length/frequency, and contact/flight time) to either of the two genders, allowing to keep a more optimal running technique.
- 8) Fatigue state has not produced changes in spatio-temporal parameters, benefiting from running economy and injury prevention.

Angular kinematic:

- 9) Thermoformable foot orthoses use does not alter knee kinematic parameters, but increases maximum eversion of men, modifying the optimal movement path.
- 10) The development of fatigue has not modified the knee and rearfoot kinematics, proving favourable for thermoformable foot orthoses.

Plantar surface temperature:

- 11) Thermoformable foot orthoses use does not have a clear implication in healthy runners from the thermal point of view, although the trend is positive.
- 12) The 30-minute run significantly increases the plantar surface temperature, but to a lesser extent with the thermoformable foot orthoses.

Comfort perception:

- 13) The new thermoformable foot orthosis is perceived as comfortable as a generic prefabricated one, despite its greater rigidity and hardness, thus assuming a benefit in favor of its better fit and control.
- 14) Comfort perception of the foot orthoses studied is similar between both genders, despite the morphological differences of their feet.

6.3. Conflicto de intereses

La autora de la presente tesis doctoral declara que no tiene ningún conflicto de intereses en relación con el contenido de este trabajo.

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN



7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Con el desarrollo del presente trabajo han surgido algunas preguntas e hipótesis de investigación. En este sentido, sería de especial interés que las futuras líneas de investigación vayan dirigidas hacia:

1. Analizar el efecto de este nuevo soporte plantar prefabricado y termoconformable durante la carrera a **niveles de fatiga distintos**, desde una intensidad de aeróbico ligero hasta el estado de extenuación. Como también en otros **tipos de carrera** como de montaña o de velocidad.
2. Estudiar el **efecto agudo** de los soportes termoconformables recién adaptados, frente a un periodo de adaptación de dos semanas, para comprobar las adaptaciones que ocurren en este periodo.
3. Investigar a través de un **estudio longitudinal** o prospectivo el comportamiento de los soportes termoconformables según su uso y degradación, evaluando también la durabilidad y el desgaste de los materiales, para comprobar su relación a largo plazo con la prevención de lesiones y la mejora del rendimiento.
4. Evaluar cómo afecta este soporte plantar en función del **patrón de apoyo** (antepié, mediopié y retropié) y del **tipo de pisada** (pronador, supinador y neutro) en los diferentes parámetros biomecánicos de la carrera.
5. Analizar la actividad neuromuscular, la rigidez de la pierna y **otros parámetros** de la cinemática angular como la dorsiflexión del tobillo, la rotación interna de la tibia o la abducción de la cadera con el uso de los soportes termoconformables, en una muestra de características similares.
6. Investigar las **relaciones** comentadas en el apartado de interpretación de los resultados (*Véase apartado 5.8. Interpretación global de los resultados*), entre los hallazgos más destacados de las diferentes áreas de la biomecánica estudiadas, pero bajo un análisis estadístico específico.
7. **Valorar** de nuevo el soporte termoconformable después de un feedback a la empresa sobre los resultados obtenidos, y con la modificación y **mejora del producto** por parte de esta.

APLICACIONES PRÁCTICAS



8. APLICACIONES PRÁCTICAS

La preocupación actual por el elevado índice de lesiones en la carrera es muy alta, con lo que proporcionar al corredor/a productos que puedan ayudarle a prevenir estas lesiones es de especial interés tanto para la industria del material y del equipamiento deportivo como para la salud pública. Además, es también importante que los productos que se ofrezcan sean asequibles para la mayor parte de la población (accesibles y económicamente no limitantes), así como que posean una evidencia científica contrastada sobre su utilidad y los beneficios asociados a su utilización.

Por otro lado, en la mayoría de las ocasiones la validación de un producto se realiza mediante test mecánicos (según normativas nacionales e internacionales), sin plantearse la repercusión real que puede tener sobre el usuario, y más aún si el usuario es mujer, donde este tipo de validaciones son prácticamente inexistentes a nivel deportivo. Por ello, es tan relevante en este contexto el papel del especialista en ciencias del deporte, porque es el que puede plantear de forma adecuada una evaluación directa del producto en sus futuros usuarios, permitiendo una transferencia del tan necesario feedback al mundo empresarial deportivo.

En este sentido, la presente tesis doctoral se ha focalizado en la valoración en contexto deportivo y a nivel de usuario, y teniendo en cuenta el género del mismo, de un nuevo soporte plantar prefabricado para la carrera, que presenta materiales termoconformables, permitiendo su adaptación individual a la ergonomía del pie del usuario con el uso de un microondas doméstico. La principal ventaja de este nuevo producto es que el propio usuario puede personalizárselo él mismo en su propia casa, y su coste no es mucho más elevado que el de un soporte prefabricado estándar o genérico.

Aunque el producto ya se ha materializado y es efectivo en determinadas variables analizadas, son necesarias ciertas modificaciones relacionadas con las propiedades de sus materiales, que permitan mejorar los aspectos comentados en esta tesis. Todo este conocimiento se ha facilitado a la empresa responsable de su fabricación para realizar ciertas modificaciones en el producto dirigidas a disminuir el peso, el grosor y la dureza del soporte, lo cual ha permitido el desarrollo de un nuevo prototipo más ligero y fino, que actualmente se encuentra en proceso de valoración con resultados "a priori" positivos para la nueva generación de soportes plantares termoconformables.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abadia, S., Medina, F. X., Sánchez, R., Bantulà, J., Fornons, D., Bastida, N., ... 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., & Merla, A. (2013). Comparison of cutaneous thermic 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., & 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>
- ACSM, A. C. of S. M. (2013). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Aguado, X. (2015). Cinemática. En *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 69-98). Paidotribo.
- Ahroni, J. H., Boyko, E. J., & Forsberg, R. (1998). Reliability of F-scan in-shoe measurements of plantar pressure. *Foot & ankle international*, 19(10), 668–673.
- Akimov, E. B., & Son'kin, V. D. (2011). Skin temperature and lactate threshold during muscle work in athletes. *Human Physiology*, 37(5), 621–628.
- Albert, W. J., Wrigley, A. T., McLean, R. B., & Sleivert, G. G. (2006). Sex differences in the rate of fatigue development and recovery. *Dynamic Medicine*, 5(1), 2.
- Alexander, R. M. (1987). The spring in your step. *New scientist*, 30, 42–44.
- Alfuth, M., & Rosenbaum, D. (2011). Long distance running and acute effects on plantar foot sensitivity and plantar foot loading. *Neuroscience letters*, 503(1), 58–62.
- Allet, L., IJzerman, H., Meijer, K., Willems, P., & 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., & O'Connor, K. M. (2015). The effect of a prefabricated foot orthotic on frontal plane joint mechanics in healthy runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(3), 149-158. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0100>
- Almonroeder, T. G., Benson, L. C., & O'Connor, K. M. (2016). The Influence of a Prefabricated Foot Orthosis on Lower Extremity Mechanics During Running in Individuals With Varying Dynamic Foot Motion. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 46(9), 749–755.
- Ament, W., & Verkerke, G. J. (2009). Exercise and fatigue. *Sports medicine*, 39(5), 389–422.

- Anbarian, M., & Esmaeili, H. (2016). Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait & posture*, *48*, 52–56.
- Anna, R., Małgorzata, N., Anna, R., & Jarosław, F. (2017). Changes in plantar pressure distribution after long-distance running. *New Medicine*.
- Aparicio García-Molina, V.A.; Cabonell Baeza, A.; Delgado Fernández, M. (2010). Beneficios de la actividad física en personas mayores. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, *10*(40): 556-576.
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *The American journal of sports medicine*, *23*(6), 694–701.
- Astorino, T. A. (2005). Elucidating determinants of the plateau in oxygen consumption at VO₂MAX * Commentary. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(9), 655-660. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.016550>
- Atwater, A. E. (1990). Gender differences in distance running. *Biomechanics of distance running*, 321–362.
- Au, E. Y. L., & Goonetilleke, R. S. (2007). A qualitative study on the comfort and fit of ladies' dress shoes. *Applied ergonomics*, *38*(6), 687–696.
- Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M. K., & Bencke, J. (2008). Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *The Journal of foot and ankle surgery*, *47*(2), 89–95.
- Barbany, J. R. (2006). Fatiga física, ayudas ergogénicas y dopaje. En *Fisiología del ejercicio físico y del entrenamiento* (pp. 169-186). Badalona: Paidotribo.
- Barkley, R. M., Bumgarner, M. R., Poss, E. M., & Senchina, D. S. (2011). Physiological versus perceived foot temperature, and perceived comfort, during treadmill running in shoes and socks of various constructions. *Am J Undergrad Res*, *10*, 7–14.
- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P., & Menz, H. B. (2010). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *40*(5), 286-296. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3227>
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Mason, B., & James, L. S. (1979). Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *The American Journal of Sports Medicine*, *7*(6), 338-342. <https://doi.org/10.1177/036354657900700606>
- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E., & Llana-Belloch, S. (2018). Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ*, *6*, e4489.
- Becker, J., Howey, R. J., Osternig, L., James, S., & 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)*.

- Berg, K., & Sady, S. (1985). Oxygen cost of running at submaximal speeds while wearing shoe inserts. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56(1), 86–89.
- Bermejo, J., Palao, J. M., & López-Elvira, J. L. (2012). Análisis cinemático tridimensional: aspectos metodológicos. *European Journal of Human Movement*, (29), 75-94.
- Bibeau, W. S., Moore, J. B., Mitchell, N. G., Vargas-Tonsing, T., & Bartholomew, J. B. (2010). Effects of acute resistance training of different intensities and rest periods on anxiety and affect. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(8), 2184–2191.
- Billaut, F., Giacomoni, M., & Falgairette, G. (2003). Maximal intermittent cycling exercise: effects of recovery duration and gender. *Journal of Applied Physiology*, 95(4), 1632–1637.
- Bisiaux, M., & Moretto, P. (2008). The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait & posture*, 28(4), 693–698.
- Blair, D. A., Glover, W. E., & Roddie, I. C. (1960). Vasomotor fibres to skin in the upper arm, calf and thigh. *The Journal of Physiology*, 153(2), 232-238.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97(3), 182–189.
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., Munteanu, S. E., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2017). Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 51(2), 86–96.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med sci sports exerc*, 14(5), 377–381.
- Borom, A. H., & Clanton, T. O. (2003). Sport shoes and Orthoses. *Orthopaedic sports medicine*, 2, 2275–2323.
- Bowser, B. J., Fellin, R., Milner, C. E., Pohl, M. B., & Davis, I. S. (2018). Reducing Impact Loading in Runners: A One-Year Follow-up. *Medicine and science in sports and exercise*, 50(12), 2500–2506.
- Bowtell, M. V., Tan, H., & 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., & Baritz, M. (2017). Correlative analysis of shoe insoles acting in moist and cold/warm environment. *MATEC Web of Conferences*, 94, 01001. EDP Sciences.

- Breslow, R. A., Ballard-Barbash, R., Munoz, K., & Graubard, B. I. (2001). Long-term recreational physical activity and breast cancer in the National Health and Nutrition Examination Survey I epidemiologic follow-up study. *Cancer Epidemiology and Prevention Biomarkers*, *10*(7), 805–808.
- Brown, A. M., Zifchock, R. A., & Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*, *39*(3), 915-919. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.007>
- Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R., & Fullenkamp, A. M. (2015). Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait & Posture*, *41*(2), 540-545. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.011>
- Brunet, M. E., Cook, S. D., Brinker, M. R., & Dickinson, J. A. (1990). A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, *30*(3), 307–315.
- Burke, J. R., & 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., & 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.
- Burns, J., Landorf, K. B., Ryan, M. M., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2007). Interventions for the prevention and treatment of pes cavus. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4), CD006154. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006154.pub2>
- Burse, R. L. (1979). Sex differences in human thermoregulatory response to heat and cold stress. *Human factors*, *21*(6), 687–699.
- Bus, S. A., Ulbrecht, J. S., & 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., & Hughes, M. (2003). Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion. *Foot & ankle international*, *24*(5), 410–414.
- Camacho García, A., Llinares Llopis, R., Lucas-Cuevas, Á., & Pérez Soriano, P. (2016). Influence of accelerometer signal filtering on automatic detection of gait impact parameters. *International Journal of Advancements in Digital Signal Processing*, *3*(1).
- Campos, J., Huertas, F., & otros, otros. (2007). Efectos de un programa de ejercicio físico sobre el bienestar psicológico de mujeres mayores de 55 años. *Revista de Psicología del Deporte*, *12*(1). Recuperado de <http://www.rpd-online.com/article/view/173>

- Candau, R., Belli, A., Millet, G. Y., Georges, D., Barbier, B., & 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.
- Carr, W. W., Sarma, D. S., Johnson, M. R., Do, B. T., Williamson, V. A., & Perkins, W. A. (1997). Infrared absorption studies of fabrics. *Textile research journal*, 67(10), 725–738.
- 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., & Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and science in sports and exercise*, 14(1), 30–35.
- Chakraborty, P. P., Ray, S., Biswas, D., Baidya, A., Bhattacharjee, R., Mukhopadhyay, P., ... 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>
- Chang, W.-L., Shih, Y.-F., & 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., & K Seeley, M. (2012). Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(1), 77-82.
- Chapman, R. F., Laymon, A. S., Wilhite, D. P., Mckenzie, J. M., Tanner, D. A., & Stager, J. M. (2012). Ground Contact Time as an Indicator of Metabolic Cost in Elite Distance Runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(5), 917-925.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182400520>
- Charkoudian, N. (2010). Mechanisms and modifiers of reflex induced cutaneous vasodilation and vasoconstriction in humans. *Journal of applied physiology*, 109(4), 1221–1228.
- Charkoudian, N., & Stachenfeld, N. (2016). Sex hormone effects on autonomic mechanisms of thermoregulation in humans. *Autonomic Neuroscience*, 196, 75–80.
- Che, H., Nigg, B. M., & de Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 335-341.
[https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90062-0](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90062-0)
- Chen, W.-P., Ju, C.-W., & 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., & 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., & 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>
- Cheuvront, S. N., Carter, R., DeRuisseau, K. C., & Moffatt, R. J. (2005). Running Performance Differences between Men and Women. *Sports Medicine*, 35(12), 1017-1024. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535120-00002>
- Cheuvront, S. N., & Haymes, E. M. (2001). Thermoregulation and marathon running. *Sports medicine*, 31(10), 743–762.
- Chevalier, T. L., & Chockalingam, N. (2011). Foot Orthoses A Review Focusing on Kinematics. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(4), 341-348.
- Chicharro, J. L., & Vaquero, A. F. (2006). *Fisiología del ejercicio/Physiology of Exercise*. Recuperado de <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=LBSwgL-WTHEC&oi=fnd&pg=PA1&dq=Fisiología+del+ejercicio++Physiology+of+Exercise&ots=FofytWv7hs&sig=yeypVKAuwaGzOXfSEWqD2oKRyIM>
- Chiu, M.-C., & Wang, M.-J. (2007a). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & posture*, 25(3), 385–392.
- Chiu, M.-C., & Wang, M.-J. J. (2007b). 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., & 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., & 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., & 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>
- Chung, M.-J., & Wang, M.-J. (2012). Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20–60 years. *Ergonomics*, 55(2), 194-200. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.583359>
- Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., & Lake, M. J. (2012). Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(10), 1917-1923. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318259480d>
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., & Hamill, C. L. (1984). The study of rearfoot movement in running. *Sport shoes and playing surfaces*. Champaign, IL: Human Kinetics, 166–189.

- Clinghan, R., Arnold, G. P., Drew, T. S., Cochrane, L. A., & 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., & Vicenzino, B. (2007). Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot & Ankle International*, *28*(3), 396-412. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0396>
- Collins, N., Crossley, K., Beller, E., Darnell, R., McPoil, T., & 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., Hafdahl, A. R., & Brown, L. M. (2009). Meta-analysis of quality-of-life outcomes from physical activity interventions. *Nursing research*, *58*(3), 175.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics*, *21*(10), 1090-1097. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004>
- Crabtree, P., Dhokia, V. G., Newman, S. T., & 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., & Bennell, K. L. (2011). Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics*, *54*(7), 665-671. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.592600>
- Crossley, K., Bennell, K. L., Wrigley, T., & Oakes, B. W. (1999). Ground reaction forces, bone characteristics, and tibial stress fracture in male runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *31*(8), 1088-1093.
- CSD. (2015). *Encuesta de hábitos deportivos en España 2015*. Subdirección General de Estadística y Estudios, Secretaría General Técnica. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.
- Cubukcu, S., Alimoglu, M. K., Balci, N., & 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.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & 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., & 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).
- Davis, I. S., Bowser, B. J., & Mullineaux, D. R. (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *Br J Sports Med*, 50(14), 887–892.
- de Andrade Fernandes, A., dos Santos Amorim, P. R., Brito, C. J., de Moura, A. G., Moreira, D. G., Costa, C. M. A., ... Marins, J. C. B. (2014). Measuring skin temperature before, during and after exercise: a comparison of thermocouples and infrared thermography. *Physiological measurement*, 35(2), 189.
- De Lucca, L., & Melo, S. I. L. (2012). Relationship between running kinematic changes and time limit at $\dot{V}O_2\text{max}$. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 14(4), 428-438. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2012v14n4p428>
- de Ruiten, C. J., Verdijk, P. W., Werker, W., Zuidema, M. J., & 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., & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269-278.
- De Wit, Brigit, De Clercq, D., & 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.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical biomechanics*, 18(7), 662–669.
- Deflandre, D., Schwartz, C., Croisier, J.-L., & Bury, T. (2016). A comparison of 3D methods for identifying the stance phase in treadmill running for both rearfoot and forefoot runners. *Journal of sports Science*, 4, 124–131.
- Degache, F., Guex, K., Fourchet, F., Morin, J. B., Millet, G. P., Tomazin, K., & 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., & 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.
- Denvir, M. A., & Gray, G. A. (2009). Run for your life: exercise, oxidative stress and the ageing endothelium. *The Journal of Physiology*, 587(17), 4137-4138. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2009.178624>
- Derrick, T. R., Hamill, J., & 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., & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(6), 998–1002.
- Dierks, T. A., Davis, I. S., & Hamill, J. (2010). The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2993-2998. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.001>
- Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., & Davis, I. (2011). Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(4), 693–700.
- Dinato, R. C., Ribeiro, A. P., Butugan, M. K., Pereira, I. L., Onodera, A. N., & Sacco, I. C. (2015). Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 93–97.
- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., & 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., & 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., & 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>
- Dixon, S. J., Waterworth, C., Smith, C. V., & 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>
- Dombroski, C. E., Balsdon, M. E., & Froats, A. (2014). The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study. *BMC Research Notes*, 7, 443. <https://doi.org/10.1186/1756-0500-7-443>
- Donnelly, J. E., Blair, S. N., Jakicic, J. M., Manore, M. M., Rankin, J. W., & Smith, B. K. (2009). American College of Sports Medicine Position Stand. Appropriate physical activity intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(2), 459–471.

- Donoghue, O., Harrison, A., Laxton, P., & 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., & 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., & Falk, B. (2012). Child—adult differences in muscle activation—a review. *Pediatric exercise science*, 24(1), 2–21.
- Draper, S. B., & Wood, D. M. (2005). The oxygen uptake response of sprint-vs. endurance-trained runners to severe intensity running. *Journal of science and medicine in sport*, 8(2), 233–243.
- Duarte, V. L., Dias, D. S., & Melo, H. C. S. (2008). Mecanismos moleculares da fadiga. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2(1).
- Dufek, J. S., Mercer, J. A., & Griffin, J. R. (2009). The effects of speed and surface compliance on shock attenuation characteristics for male and female runners. *Journal of applied biomechanics*, 25(3), 219–228.
- Dugan, S. A. (2005). Sports-related knee injuries in female athletes: what gives? *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 84(2), 122–130.
- Dugan, S. A., & 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>
- Durstine, J. L., Grandjean, P. W., Davis, P. G., Ferguson, M. A., Alderson, N. L., & DuBose, K. D. (2001). Blood lipid and lipoprotein adaptations to exercise. *Sports medicine*, 31(15), 1033–1062.
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(8), 1324–1331.
- Elhadi, M. M. O., Ma, C. Z.-H., Lam, W. K., & Lee, W. C.-C. (2018). Biomechanical approach in facilitating long-distance walking of elderly people using footwear modifications. *Gait & posture*, 64, 101–107.
- Elliott, B. C., & Roberts, A. D. (1980). A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport*, 5(4), 203–207.
- Eng, J. J., & Pierrynowski, M. R. (1994). The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Physical Therapy*, 74(9), 836–844.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- Esbjornsson-Liljedahl, M., Bodin, K., & Jansson, E. (2002). Smaller muscle ATP reduction in women than in men by repeated bouts of sprint exercise. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1075–1083.

- Escamilla-Martínez, E., Gómez, B., Sánchez, R., & 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., & 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.
- Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., & Allard, P. (2009). Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 679-684. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.05.001>
- Fellin, R. E., Manal, K., & Davis, I. S. (2010). Comparison of Lower Extremity Kinematic Curves During Overground and Treadmill Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(4), 407-414.
- Ferber, R. (2007). The influence of custom foot orthoses on lower extremity running mechanics. *International SportMed Journal*, 8(3), 97-106.
- Ferber, R., McClay Davis, I., & Williams III, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350-357. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1)
- Fernández-Cuevas, I., Marins, J. C. B., Lastras, J. A., Carmona, P. M. G., Cano, S. P., García-Concepción, M. Á., & Sillero-Quintana, M. (2015). Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review. *Infrared Physics & Technology*, 71, 28–55.
- 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., & 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., & 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., & 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, K. M., Willwacher, S., Hamill, J., & Brüggemann, G.-P. (2017). Tibial rotation in running: does rearfoot adduction matter? *Gait & posture*, 51, 188–193.

- Formenti, D., Ludwig, N., Gargano, M., Gondola, M., Dellerma, N., Caumo, A., & 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., & 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., Tairar, R., & Millet, G. P. (2012). Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high running velocity. *Gait & Posture*, 35(4), 685–687.
- Fox, K. R. (1999). The influence of physical activity on mental well-being. *Public Health Nutrition*, 2(3A), 411-418.
- Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., Hume, P., & 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 & medicine*, 18(1), 21.
- Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., & 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., & Powers, S. K. (1986). Lower oxygen demands of running in soft-soled shoes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(2), 174–177.
- Fredericson, D. M., & Misra, A. K. (2012). Epidemiology and Aetiology of Marathon Running Injuries. *Sports Medicine*, 37(4-5), 437-439. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737040-00043>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I.-M., ... Swain, D. P. (2011). Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparently Healthy Adults: Guidance for Prescribing Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1334-1359. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213fefb>
- García Ferrando, M., & 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., & Ruiz Caballero, J. A. (1996). *Bases teóricas del entrenamiento deportivo: principios y aplicaciones*.

- García-Pérez, José A, Pérez-Soriano, P., Llana, S., Martínez-Nova, A., & 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., & 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-Pinillos, F., Latorre-Román, P. A., Ramírez-Campillo, R., Párraga-Montilla, J. A., & Roche-Seruendo, L. E. (2018). Minimum time required for assessing step variability during running at submaximal velocities. *Journal of Biomechanics*, 80, 186–195.
- Garcin, M., Fleury, A., Mille-Hamard, L., & Billat, V. (2005). Sex-related differences in ratings of perceived exertion and estimated time limit. *International journal of sports medicine*, 26(08), 675–681.
- Gavilanes-Miranda, B., De Gandarias, J. J. G., & A., G. (2012). Comparison by EMG of Running Barefoot and Running Shod. En G. R. Naik (Ed.), *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*.
- Gavin, J. P., Willems, M. E., & Myers, S. D. (2014). Reproducibility of lactate markers during 4 and 8 min stage incremental running: A pilot study. *Journal of science and medicine in sport*, 17(6), 635–639.
- Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 82–87.
- Gerlach, K. E., White, S. C., Burton, H. W., Dorn, J. M., Leddy, J. J., & Horvath, P. J. (2005). Kinetic Changes with Fatigue and Relationship to Injury in Female Runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(4), 657-663. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71>
- Gerych, D., Tvrznik, A., Prokesova, E., Nemeckova, Z., & 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>
- Gijon-Nogueron, G., Cortes-Jeronimo, E., Cervera-Marin, J. A., Diaz-Mohedo, E., Lopezosa-Reca, E., Fernandez-Sanchez, M., & 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., Priego Quesada, J. I., Lucas-Cuevas, A. G., Jiménez-Pérez, I., Aparicio, I., Giménez, J. V., ... 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., & 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>
- Gil-Calvo, Marina. (2018). *Análisis de la plantilla deportiva: prefabricadas vs personalizadas sobre parámetros biomecánicos en fatiga durante la carrera = Sports foot orthoses analysis: prefabricated vs custom-made on biomechanical parameters during a fatiguing run* (Ph.D. Thesis, Universitat de València). Recuperado de <http://roderic.uv.es/handle/10550/67945>
- Gil-Calvo, Marina, Jimenez-Perez, I., Pérez-Soriano, P., & Priego Quesada, J. I. (2017). Foot temperature assessment. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 235–263). Springer.
- Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Brousett Minaya, M., & Hochmuller-Fogaca, R. T. (2010). *Mecanismos implicados en la fatiga aguda*.
- Gómez-Molina, J., Ogueta-Alday, A., Stickley, C., Cámara, J., Cabrejas-Ugartondo, J., & 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. (2012). Human thermoregulation and the cardiovascular system. *Experimental Physiology*, 97(3), 340-346. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2011.058701>
- González-Alonso, J., Teller, C., Andersen, S. L., Jensen, F. B., Hyldig, T., & 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.
- Goonetilleke, R. S., & Luximon, A. (2001). Designing for comfort: a footwear application. *Proceedings of the computer-aided ergonomics and safety conference*, 1.
- Goske, S., Erdemir, A., Petre, M., Budhabhatti, S., & 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>
- Grech, C., Formosa, C., & Gatt, A. (2016). Shock attenuation properties at heel strike: Implications for the clinical management of the cavus foot. *Journal of orthopaedics*, 13(3), 148–151.
- Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R., & Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 113-121. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>
- Guo, L.-Y., Su, F.-C., Yang, C.-H., Wang, S.-H., Chang, J.-J., Wu, W.-L., & 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.

- Gutierrez, M. (1995). Biomecánica y ciclismo. *Motricidad: revista de ciencias de la actividad física y del deporte*, (1), 77–94.
- Gwinn, D. E., Wilckens, J. H., McDevitt, E. R., Ross, G., & Kao, T.-C. (2000). The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy. *The American journal of sports medicine*, 28(1), 98–102.
- Hähni, M., Hirschmüller, A., & 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., & Wilken, J. M. (2015). Biomechanics of uphill walking using custom ankle-foot orthoses of three different stiffnesses. *Gait & posture*, 41(3), 750–756.
- Häkkinen, K., Kraemer, W. J., & Newton, R. U. (1997). Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 37(3), 131–142.
- Halvorsen, K., Eriksson, M., & Gullstrand, L. (2012). Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(8), 2065–2070.
- Hambrecht, R., Wolf, A., Gielen, S., Linke, A., Hofer, J., Erbs, S., ... Schuler, G. (2000). Effect of exercise on coronary endothelial function in patients with coronary artery disease. *New England Journal of Medicine*, 342(7), 454–460.
- Hamill, J., Bates, B. T., & Holt, K. G. (1992). Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(7), 807-813.
- Hamill, Joseph, Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45–60.
- Hanley, B., & 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., & 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., & 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., & 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., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(5), 838–844.
- Harms, C. A., McClaran, S. R., Nickele, G. A., Pegelow, D. F., Nelson, W. B., & Dempsey, J. A. (1998). Exercise-induced arterial hypoxaemia in healthy young women. *The Journal of Physiology*, 507(2), 619–628.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & 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., ... 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>
- Hauret, K. G., Bedno, S., Loring, K., Kao, T.-C., Mallon, T., & Jones, B. H. (2015). Epidemiology of exercise-and sports-related injuries in a population of young, physically active adults: a survey of military servicemembers. *The American journal of sports medicine*, 43(11), 2645–2653.
- Hawke, F., Burns, J., Radford, J. A., & 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. (1978). *The biomechanics of sports techniques*. Prentice-Hall.
- Hayes, P. R., Bowen, S. J., & Davies, E. J. (2004). The relationships between local muscular endurance and kinematic changes during a run to exhaustion at vVO₂max. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 18(4), 898-903.
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(2), 296.
- Heiderscheit, B., Hamill, J., & Tiberio, D. (2001). A biomechanical perspective: do foot orthoses work? *British Journal of Sports Medicine*, 35(1), 4-5.
- Hennig, E. M. (2001). Gender differences for running in athletic footwear. *Proceedings of the 5th Symposium on Footwear biomechanics, Zurich, Switzerland*, 44–45.
- Hennig, Ewald M., Valiant, G. A., & Liu, Q. (1996). Biomechanical Variables and the Perception of Cushioning for Running in Various Types of Footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(2), 143-150. <https://doi.org/10.1123/jab.12.2.143>
- Hernández-Corvo, R. (1989). Morfología funcional deportiva: sistema locomotor. *Badalona, España: Paidotribo*.

- Herring, K. (2010). Triathlon and Duathlon. En M. B. Werd & E. L. Knight (Eds.), *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 161-191). Recuperado de http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-76416-0_17
- Hespanhol Junior, L. C., Pena Costa, L. O., & 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., & 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>
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer, G. D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 402, 76–94.
- Hicks, A. L., Kent-Braun, J., & Ditor, D. S. (2001). Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and sport sciences reviews*, 29(3), 109–112.
- Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current sports medicine reports*, 8(3), 136–141.
- Hildebrandt, C., Raschner, C., & 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., & Raschner, C. (2012). The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine. *Ultrasound*, 10, 2.
- Hintzy, F., Cavagna, J., & Horvais, N. (2015). Evolution of perceived footwear comfort over a prolonged running session. *The Foot*, 25(4), 220–223.
- Hirschmuller, A., Baur, H., Muller, S., Helwig, P., Dickhuth, H.-H., & 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., & Guo, L.-Y. (2010). Comparison of plantar pressure distribution between different speed and incline during treadmill jogging. *Journal of sports science & medicine*, 9(1), 154.
- Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M., & Nakazawa, K. (2012). Step frequency and lower extremity loading during running. *International journal of sports medicine*, 33(04), 310–313.
- Hoerzer, S., Trudeau, M. B., Edwards, W. B., & 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, K. (1971). Stature, leg length, and stride frequency. *Track technique*, 46(1463), 69.

- Hohmann, E., Reaburn, P., Tetsworth, K., & Imhoff, A. (2016). Plantar pressures during long distance running: an investigation of 10 marathon runners. *Journal of sports science & 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), 554-560. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.004>
- Hou, T.-C., Yang, Y., Zhang, H., Chen, J., Chen, L.-J., & 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., & 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>
- Hreljac, ALAN, Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635–1641.
- Hume, P., Hopkins, W., Rome, K., Maulder, P., Coyle, G., & 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.
- Hunt, K. J., & Saengsuwan, J. (2018). Changes in heart rate variability with respect to exercise intensity and time during treadmill running. *Biomedical engineering online*, 17(1), 128.
- Hunter, I., & 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>
- Hunter, S. K., Butler, J. E., Todd, G., Gandevia, S. C., & Taylor, J. L. (2006). Supraspinal fatigue does not explain the sex difference in muscle fatigue of maximal contractions. *Journal of Applied Physiology*, 101(4), 1036–1044.
- Huston, L. J., & Wojtys, E. M. (1996). Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *The American journal of sports medicine*, 24(4), 427–436.
- Irving, B. A., Rutkowski, J., Brock, D. W., Davis, C. K., Barrett, E. J., Gaesser, G. A., & Weltman, A. (2006). Comparison of Borg- and OMNI-RPE as Markers of the Blood Lactate Response to Exercise: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(7), 1348-1352. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000227322.61964.d2>

- Irzmańska, E., Dutkiewicz, J. K., & 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., & Pérez-Soriano, P. (2019). Foot Orthosis in Running. En *Materials in Sports Equipment* (pp. 451–485). Elsevier.
- Johnson, J. M., & 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., & McKenzie, D. C. (2003). Preventing running injuries. Practical approach for family doctors. *Canadian Family Physician*, 49(9), 1101-1109.
- Johnston, L. B., & Gross, M. T. (2004). Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(8), 440–448.
- Jones, A. M., & Doust, J. H. (1996). A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of Sports Sciences*, 14(4), 321-327. <https://doi.org/10.1080/02640419608727717>
- Jordan, C., & Bartlett, R. (1995). Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. *Gait & Posture*, 3(4), 215–220.
- Kaciuba-Uscilko, H., & Grucza, R. (2001). Gender differences in thermoregulation. *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, 4(6), 533–536.
- Kalron, A., Pasitselsky, D., Greenberg-Abrahami, M., & Achiron, A. (2015). Do textured insoles affect postural control and spatiotemporal parameters of gait and plantar sensation in people with Multiple Sclerosis? *PM&R*, 7(1), 17–25.
- Kanehisa, H., Okuyama, H., Ikegawa, S., & Fukunaga, T. (1996). Sex difference in force generation capacity during repeated maximal knee extensions. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 73(6), 557–562.
- Karagounis, P., Prionas, G., Armenis, E., Tsiganos, G., & Baltopoulos, P. (2009). The impact of the Spartathlon ultramarathon race on athletes' plantar pressure patterns. *Foot & ankle specialist*, 2(4), 173–178.
- Kaylani, H. A. (2015). The Female Athlete. En *Nuclear Medicine and Radiologic Imaging in Sports Injuries* (pp. 895–937). Springer.

- Kellis, E., & 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>
- Kelly, L. A., Girard, O., & Racinais, S. (2011). Effect of orthoses on changes in neuromuscular control and aerobic cost of a 1-h run. *Medicine & science in sports & exercise*, 43(12), 2335–2343.
- Kenney, W. L., & Johnson, J. M. (1992). Control of skin blood flow during exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(3), 303–312.
- Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 469–478.
- Kernozek, T. W., TORRY, M. R., VAN HOOFF, H., Cowley, H., & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(6), 1003–1012.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Della, U. C. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 77(1), 2–7.
- Kersting, U. G., Kriwet, A., & Brüggemann, G.-P. (2006). The role of footwear-independent variations in rearfoot movement on impact attenuation in heel-toe running. *Research in Sports Medicine*, 14(2), 117–134.
- Kilmartin, T. E., & Wallace, W. A. (1994). The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries--a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 28(3), 180-184. <https://doi.org/10.1136/bjism.28.3.180>
- Kim, H. K., Mirjalili, S. A., & 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.
- 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, & 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., & 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., & 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.
- Knobloch, K., Yoon, U., & Vogt, P. M. (2008). Acute and overuse injuries correlated to hours of training in master running athletes. *Foot & ankle international*, 29(7), 671–676.
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A., & 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>
- Krauss, I., Grau, S., Mauch, M., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2008). Sex-related differences in foot shape. *Ergonomics*, 51(11), 1693–1709.
- Kravitz, L., Robergs, R. A., Heyward, V. H., Wagner, D. R., & Powers, K. (1997). Exercise mode and gender comparisons of energy expenditure at self-selected intensities. *Medicine and science in sports and exercise*, 29(8), 1028–1035.
- Kreith, F., Manglik, R. M., & Bohn, M. S. (2012). *Principios de transferencia de calor*. Cengage Learning Editores.
- Kyröläinen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P., & 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., & 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)
- Lam, C. K.-Y., Mohr, M., Enders, H., Nigg, S., & Nigg, B. (2017). Subjective and biomechanical assessment of 'ride' during running. *Footwear Science*, 9(sup1), S42–S43.
- Lam, C. K.-Y., Mohr, M., Nigg, S., & Nigg, B. (2018). Definition and quantification of 'ride' during running. *Footwear Science*, 10(2), 77-82. <https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1453872>
- Landorf, K. B., & Keenan, A. M. (2000). Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(3), 149-158. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-3-149>
- Landorf, K., Keenan, A.-M., & Rushworth, R. L. (2001). Foot Orthosis Prescription Habits of Australian and New Zealand Podiatric Physicians. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(4), 174-183. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-4-174>
- Landorf, Keenan, & Herbert. (2006). Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis: A randomized trial. *Archives of Internal Medicine*, 166(12), 1305-1310. <https://doi.org/10.1001/archinte.166.12.1305>
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., ... Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race.

- Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1665-1673.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2011.610347>
- Latorre-Román, P., García Pinillos, F., Bujalance-Moreno, P., & Soto-Hermoso, V. M. (2017). Acute effects of high-intensity intermittent training on kinematics and foot strike patterns in endurance runners. *Journal of sports sciences*, 35(13), 1247–1254.
- Laughton, C. A., Davis, I. M., & Hamill, J. (2003). Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(2), 153–168.
- Laurent, C. M., Green, J. M., Bishop, P. A., Sjøkvist, J., Schumacker, R. E., Richardson, M. T., & Curtner-Smith, M. (2010). Effect of gender on fatigue and recovery following maximal intensity repeated sprint performance. *J Sports Med Phys Fitness*, 50(3), 243–53.
- Lavcanska, V., Taylor, N. F., & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4), 544-557.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.08.001>
- Lee, D., Pate, R. R., Lavie, C. J., Sui, X., Church, T. S., & Blair, S. N. (2014). Leisure-time running reduces all-cause and cardiovascular mortality risk. *Journal of the American College of Cardiology*, 64(5), 472–481.
- Lee, H., Petrofsky, J., Shah, N., Awali, A., Shah, K., Alotaibi, M., & Yim, J. (2014). Higher sweating rate and skin blood flow during the luteal phase of the menstrual cycle. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 234(2), 117–122.
- Lee, K.-K., Lafortune, M., & 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=10.1.1.497.5705&rep=rep1&type=pdf>
- Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C., & Shin, S. H. (2014). Concurrent validity and test-retest reliability of the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. *Journal of physical therapy science*, 26(1), 81–85.
- Lee, Y.-C., Lin, G., & 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., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926–934.
- Lenhart, R. L., Thelen, D. G., Wille, C. M., Chumanov, E. S., & Heiderscheit, B. C. (2014). Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine and science in sports and exercise*, 46(3), 557.

- Lewinson, R. T., & Stefanyshyn, D. J. (2017). Effect of a Commercially Available Footwear Insole on Biomechanical Variables Associated With Common Running Injuries. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*.
- Lewinson, R. T., Worobets, J. T., & Stefanyshyn, D. J. (2016). Control conditions for footwear insole and orthotic research. *Gait & posture, 48*, 99–105.
- Lieberman, D. E. (2014). Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal of Sport and Health Science, 3*(2), 86-94. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.009>
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., ... 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., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical engineering & physics, 35*(4), 500–504.
- Lin, C.-H., Qiu, Z.-H., & Yeh, C.-C. (2018). Image processing for rear foot image evaluating leg and foot angles. *Measurement, 126*, 168–183.
- Lin, H.-H., & 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., & Tassone, C. (2011). Insole-pressure distribution for normal children in different age groups. *Journal of Pediatric Orthopaedics, 31*(6), 705–709.
- Loftin, M., Sothorn, M., Tuuri, G., Tompkins, C., Koss, C., & Bonis, M. (2009). Gender comparison of physiologic and perceptual responses in recreational marathon runners. *International journal of sports physiology and performance, 4*(3), 307–316.
- Lohman, E. B., 3rd, Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine, 12*(4), 151-163. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.004>
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? *Sports medicine, 42*(10), 891–905.
- Lucas-Cuevas, Á. 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., Perez-Soriano, P., Priego-Quesada, J. I., & Llana-Belloch, S. (2014a). 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., Priego-Quesada, J., Aparicio, I., Giménez, J., Llana-Belloch, S., & 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, Angel Gabriel, Camacho-García, A., Llinares, R., Quesada, J. I. P., Llana-Belloch, S., & 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, Angel Gabriel, Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S., & 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, Angel Gabriel, Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Macián-Romero, C., & Sánchez-Zuriaga, D. (2014b). 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>
- Luo, G., Stergiou, P., Worobets, J., Nigg, B., & 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., & 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., & 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., & 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., & 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.
- Maas, E., De Bie, J., Vanfleteren, R., Hoogkamer, W., & Vanwanseele, B. (2018). Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports biomechanics*, 17(3), 350–360.
- MacLean, C. L., Davis, I. S., & Hamill, J. (2008). Short- and long-term influences of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(4), 338-343. Recuperado de Scopus.

- MacLean, C. L., Davis, I. S., & Hamill, J. (2009). Influence of running shoe midsole composition and custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 25(1), 54-63. Recuperado de Scopus.
- MacLean, C. L., Van Emmerik, R., & 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., & 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., & Morey, G. (2015). *La marcha humana y la carrera*. 401-424.
- Majumdar, R., Laxton, P., Thuesen, A., Richards, B., Liu, A., Aran-Ais, F., ... Nester, C. J. (2013). Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(10), 1331-1341. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.02.0038>
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical biomechanics*, 16(5), 438-445.
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Meijer, K., & 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., & 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., Formenti, D., Costa, C. M. A., de Andrade Fernandes, A., & Sillero-Quintana, M. (2015). Circadian and gender differences in skin temperature in militaries by thermography. *Infrared Physics & Technology*, 71, 322-328.
- Marins, J. C. B., Moreira, D. G., Cano, S. P., Quintana, M. S., Soares, D. D., Fernandes, A. de A., ... Amorim, P. R. dos S. (2014). Time required to stabilize thermographic images at rest. *Infrared Physics & Technology*. Recuperado de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135044951400036X>
- Márquez, S. (1995). Beneficios psicológicos de la actividad física. *Revista de psicología general y aplicada: Revista de la Federación Española de Asociaciones de Psicología*, 48(1), 185-206.
- Martínez-Martínez, J. M., Martín-Guerrero, J. D., Soria-Olivas, E., Bernabeu, J. A., Escandell-Montero, P., Stark, R. H., ... 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., & 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., & 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>
- Maykut, J. N., Taylor-Haas, J. A., Paterno, M. V., DiCesare, C. A., & Ford, K. R. (2015). CONCURRENT VALIDITY AND RELIABILITY OF 2D KINEMATIC ANALYSIS OF FRONTAL PLANE MOTION DURING RUNNING. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(2), 136-146.
- McClay, I., & Manal, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 195–203.
- McMillan, A., & 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.
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (2006). Plantar tactile sensory thresholds in healthy men and women. *The Foot*, 16(4), 192–197.
- Mei, Q., Gu, Y., Sun, D., & 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>
- Mei, Qichang, Gu, Y., Zheng, Z., Yang, L., & 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>
- Melai, T., IJzerman, T. H., Schaper, N. C., de Lange, T. L. H., Willems, P. J. B., Meijer, K., ... 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>
- Méndez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2008). Mecanismo de fatiga neuromuscular en humanos. *Izquierdo, M.(2008). Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Editorial Médica Panamericana, Madrid, España.*
- Mercer, Ja, Bates, B., Dufek, J., & 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., & 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., & 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, C., Mohr, M., Falbriard, M., Nigg, S. R., & Nigg, B. M. (2017). Influence of footwear comfort on the variability of running kinematics. *Footwear Science*, 10(1), 29-38. <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1388296>
- Mickle, K. J., Munro, B. J., Lord, S. R., Menz, H. B., & 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., Radeva-Petrova, D. R., Finestone, A., Nyska, M., Mendelson, S., Benjuya, N., ... Burr, D. (2007). The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*, 40(4), 845-850. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.006>
- Miller, C. R., Whaley, M. H., & Kaminsky, L. A. (1994). Variability in RPEs at fixed exercise intensities during graded exercise testing in an adult fitness population. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(5), S45.
- Miller, G. S., Dougherty, P. J., Green, J. S., & Crouse, S. F. (2007). Comparison of cardiorespiratory responses of moderately trained men and women using two different treadmill protocols. *Journal of strength and conditioning research*, 21(4), 1067.
- Miller, J. E., Nigg, B. M., Liu, W., Stefanyshyn, D. J., & 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., & 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., & Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports medicine*, 34(2), 105-116.
- Millet, G. Y., Morin, J.-B., Degache, F., Edouard, P., Feasson, L., Verney, J., & Oullion, R. (2009). Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *European journal of applied physiology*, 107(6), 731.
- Mills, K., Blanch, P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., & 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/bjsm.2009.066977>

- Mills, K., Blanch, P., & 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., & 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., & 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., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323–328.
- Mizrahi, J., & 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., & 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., & Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *BAM-PADOVA*, 7, 111–118.
- Moreira, D. G., Costello, J. T., Brito, C. J., Adamczyk, J. G., Ammer, K., Bach, A. J., ... Fernández-Cuevas, I. (2017). Thermographic imaging in sports and exercise medicine: a Delphi study and consensus statement on the measurement of human skin temperature. *Journal of thermal biology*, 69, 155–162.
- Moreno, J. C., Fernandez, J. F., Ochoa, P., Ceres, R., Calderón, L., Rocon, E., & Pons, J. L. (2004). Aplicación de sensores piezoeléctricos cerámicos a la caracterización biomecánica. *Boletín de la Sociedad Española de Cerámica y Vidrio*, 43(3), 668–673.
- Morey, G., & 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., & 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., & 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>

- Morin, J.-B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of biomechanics*, 40(15), 3341–3348.
- Morris, A. M., Williams, J. M., Atwater, A. E., & Wilmore, J. H. (1982). Age and sex differences in motor performance of 3 through 6 year old children. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 53(3), 214–221.
- Mueller, M. J., & Strube, M. J. (1996). Generalizability of in-shoe peak pressure measures using the F-scan system. *Clinical Biomechanics*, 11(3), 159–164.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & 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., & 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., & 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., & 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., & 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., & Stefanyshyn, D. J. (2006). Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait & posture*, 23(3), 295–302.
- Murphy, K., Curry, E. J., & 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., & Hébert-Losier, K. (2019). The effects of running a 12-km race on neuromuscular performance measures in recreationally competitive runners. *Gait & Posture*.
- Mutrie, N., & Parfitt, G. (1998). Physical activity and its link with mental, social and moral health in young people. *Young and active*, 49–68.

- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., & 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>
- Neely, F. G. (1998). Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports medicine*, 26(6), 395–413.
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in sports medicine*, 31(2), 187–201.
- Nielsen, R. O., Buist, I., Parner, E. T., Nohr, E. A., Sørensen, H., Lind, M., & 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>
- Nielsen, R. O., Rønnow, L., Rasmussen, S., & Lind, M. (2014). A prospective study on time to recovery in 254 injured novice runners. *PloS one*, 9(6), e99877.
- Nigg, B, De Boer, R., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 98-105.
- Nigg, B. M. (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., Baltich, J., Hoerzer, S., & 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., Nurse, M. A., & 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, Benno. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 1(2), 73-79. <https://doi.org/10.1080/19424280903204036>
- Nigg, Benno M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., & 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, Benno M., Vienneau, J., Smith, A. C., Trudeau, M. B., Mohr, M., & Nigg, S. R. (2017). The Preferred Movement Path Paradigm: Influence of Running Shoes on Joint Movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(8), 1641-1648. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001260>
- Nigg, Benno Maurus. (2010). *Biomechanics of sport shoes*. University of Calgary.
- Nigg, Benno, Mohr, M., & Nigg, S. R. (2017). Muscle tuning and preferred movement path-a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science (CISS)*.

- Noakes, T. (2003). *Lore of running*. Human Kinetics.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Novacheck. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Novick, A., & Kelley, D. L. (1990). Case Study: Position and Movement Changes of the Foot With Orthotic Intervention During the Loading Response of Gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(7), 301–312.
- Nummela, A. T., Heath, K. A., Paavolainen, L. M., Lambert, M. I., Gibson, A. S. C., Rusko, H. K., & Noakes, T. D. (2008). Fatigue during a 5-km running time trial. *International journal of sports medicine*, 29(09), 738–745.
- O'Connor, G. T., Buring, J. E., Yusuf, S., Goldhaber, S. Z., Olmstead, E. M., Paffenbarger Jr, R. S., & Hennekens, C. H. (1989). An overview of randomized trials of rehabilitation with exercise after myocardial infarction. *Circulation*, 80(2), 234–244.
- O'Connor, P. J., Raglin, J. S., & Morgan, W. P. (1996). Psychometric correlates of perception during arm ergometry in males and females. *International journal of sports medicine*, 17(06), 462–466.
- 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. (2014). *Adaptación, validación y aplicación de una nueva tecnología para valorar la biomecánica de la carrera de resistencia*. Universidad de León.
- Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2013). Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(5), 1455–1462.
- Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2014). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine & science in sports & exercise*, 46(3), 580–585.
- Oja, P., Titze, S., Kokko, S., Kujala, U. M., Heinonen, A., Kelly, P., ... Foster, C. (2015). Health benefits of different sport disciplines for adults: systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2014-093885. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093885>
- Okholm Kryger, K., Jarratt, V., Mitchell, S., & 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.
- O'Leary, K., Vorpahl, K. A., & Heiderscheit, B. (2008). Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 36-41.

- Ooms, L., Veenhof, C., & de Bakker, D. H. (2013). Effectiveness of Start to Run, a 6-week training program for novice runners, on increasing health-enhancing physical activity: a controlled study. *BMC public health*, *13*(1), 697.
- Orfanidis, S. J. (1988). *Optimum signal processing: an introduction*. Macmillan publishing company.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, *13*(4), 843-863.
- Padulo, J., Chamari, K., & Ardigò, L. P. (2014). Walking and running on treadmill: the standard criteria for kinematics studies. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, *4*(2), 159-162.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *36*(1), 162–176.
- Pallari, J. H. P., Dalgarno, K. W., & 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>
- Pardos, M., & Sala, E. (2009). Estudio cinemático del efecto del soporte plantar en la rotación interna de la pierna en un niño con pie plano flexible. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, *3*(1), 15-34. <https://doi.org/>
- Parfitt, G., Evans, H., & Eston, R. (2012). Perceptually regulated training at RPE13 is pleasant and improves physical health. *Medicine and science in sports and exercise*, *44*(8), 1613–1618.
- Parfitt, Gaynor, Markland, D., & Holmes, C. (1994). Responses to physical exertion in active and inactive males and females. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, *16*(2), 178–186.
- Parks, T. W., & Burrus, C. S. (1987). *Digital Filter Design. Topics in Digital Signal Processing*. John Wiley & Sons, New York.
- Pate, R R, Pratt, M., Blair, S. N., Haskell, W. L., Macera, C. A., Bouchard, C., ... King, A. C. (1995). Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, *273*(5), 402-407.
- Pate, Russell R., Ross, S. E. T., Liese, A. D., & Dowda, M. (2015). Associations among physical activity, diet quality, and weight status in US adults. *Medicine and science in sports and exercise*, *47*(4), 743.
- Paton, J., Bruce, G., Jones, R., & 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., & 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>
- Payne, C. B. (1999). Is excessive pronation of the foot really pathologic? *American Journal of Applied Podiatric Medicine*, 33, 7–9.
- Perez-Gomez, J., Rodriguez, G. V., Ara, I., Olmedillas, H., Chavarren, J., González-Henriquez, J. J., ... Calbet, J. A. (2008). Role of muscle mass on sprint performance: gender differences? *European journal of applied physiology*, 102(6), 685–694.
- Pérez-Soriano, P, Lucas-Cuevas, A., Priego-Quesada, J., Sanchis-Sanchis, R., Cambronero-Resta, M., Llana-Belloch, S., ... Encarnación-Martínez, A. (2018). An 8-Week Running Training Program Modifies Impact Accelerations during Running. *Journal of Athletic Enhancement*, 2018. <https://doi.org/10.4172/2324-9080.1000283>
- Pérez-Soriano, Pedro, & Encarnación-Martínez, A. (2018). Análisis de impactos mediante técnicas de acelerometría. *Metodología y aplicación práctica de la biomecánica deportiva*, 2018, ISBN 978-84-9910-702-8, págs. 9-20, 9-20. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6403669>
- Pérez-Soriano, Pedro, & Llana-Belloch, S. (2007). LA INSTRUMENTACIÓN EN LA BIOMECÁNICA DEPORTIVA. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(2), 26-41.
- Pérgola, P. E., Kellogg, D. L., Johnson, J. M., Kosiba, W. A., & 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., & Burnfield, J. F. (2010). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(2), 353.
- Perry, S. D., & Lafortune, M. A. (1995). Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clinical Biomechanics*, 10(5), 253–257.
- Phinyomark, A., Hettinga, B. A., Osis, S. T., & Ferber, R. (2014). Gender and age-related differences in bilateral lower extremity mechanics during treadmill running. *PLoS One*, 9(8), e105246.
- Pivarnik, J. M., & Sherman, N. W. (1990). Responses of aerobically fit men and women to uphill/downhill walking and slow jogging. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(1), 127–130.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G., & Millet, G. Y. (2004). Time Course of Neuromuscular Alterations during a Prolonged Running Exercise: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1347-1356. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000135786.22996.77>
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(5), 372–376.

- Pratt, D. J. (1989). Mechanisms of shock attenuation via the lower extremity during running. *Clinical Biomechanics*, 4(1), 51–57.
- Pribanić, T., Petković, T., Đonlić, M., & Hrgetić, V. (2019). On Fabrication of a Shoe Insole: 3D Scanning Using a Smartphone. En Y.-T. Zhang, P. Carvalho, & R. Magjarevic (Eds.), *International Conference on Biomedical and Health Informatics* (pp. 111-116). Springer Singapore.
- Priego Quesada, J. I. (2017). *THERMOBIKE: aplicabilidad de la termografía infrarroja en la evaluación de la eficiencia, rendimiento y postura del ciclista*.
- Priego Quesada, J. I., de Anda, R. M. C. O., Pérez-Soriano, P., & 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., Gil-Calvo, M., Jimenez-Perez, I., Lucas-Cuevas, Á. G., & Pérez-Soriano, P. (2017). Relationship between foot eversion and thermographic foot skin temperature after running. *Applied optics*, 56(19), 5559–5565.
- Priego Quesada, J. I., Kunzler, M. R., & Carpes, F. P. (2017). Methodological aspects of infrared thermography in human assessment. En *Application of Infrared Thermography in Sports Science* (pp. 49–79). Springer.
- Priego Quesada, J. I., Kunzler, M. R., da Rocha, E. S., Machado, Á. S., & Carpes, F. P. (2015). Plantar Pressure and Foot Temperature Responses to Acute Barefoot and Shod Running. *Human Movement*, 2015, vol. 16, num. 3, p. 142-148. Recuperado de <http://roderic.uv.es/handle/10550/52739>
- Purvis, A., & Tunstall, H. (2004). Effects of sock type on foot skin temperature and thermal demand during exercise. *Ergonomics*, 47(15), 1657-1668. <https://doi.org/10.1080/00140130412331290880>
- Quan, W. J., Mei, Q. C., Gu, Y. D., Ren, F., Sterzing, T., & 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., & 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., & 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., & 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., & 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., & 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.
- Randolph, A. L., Nelson, M., Akkapeddi, S., Levin, A., & 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.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 29(6), 425-438.
- Redmond, A., Lumb, P. S., & Landorf, K. (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.
- Reenalda, J., Maartens, E., Buurke, J. H., & 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.
- Reinking, M. F., Hayes, A. M., & 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., & 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, C. E., Magin, P. J., & Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *British journal of sports medicine*, 43(3), 159–162.
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research*. Churchill Livingstone.
- Riddle, D. L., Pulisic, M., Pidcoe, P., & Johnson, R. E. (2003). Risk factors for plantar fasciitis: a matched case-control study. *JBJS*, 85(5), 872–877.
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. D., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Running: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093-1100. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181677530>
- Roberts, T. J., Chen, M. S., & Taylor, C. R. (1998). Energetics of bipedal running. II. Limb design and running mechanics. *Journal of Experimental Biology*, 201(19), 2753–2762.
- Roddie, I. C. (2011). Circulation to Skin and Adipose Tissue. En *Comprehensive Physiology*. Recuperado de <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cphy.cp020310/abstract>

- Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., & Hamill, J. (2013). Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait & Posture*, 37(4), 526-531. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.027>
- Rome, K., Handoll, H. H. G., & Ashford, R. (2005). Interventions for preventing and treating stress fractures and stress reactions of bone of the lower limbs in young adults. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (2), CD000450. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD000450.pub2>
- Rosenbaum, D, Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2(3), 191-197. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90007-8](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90007-8)
- Rosenbaum, Dieter, Engl, T., & 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., & Stefanyshyn, D. J. (2006). Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(3), 562–569.
- Ruano, C., Powell, D., Chalambaga, E. T., & 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., & Hackney, A. C. (2009). Footwear and running cardio-respiratory responses. *International journal of sports medicine*, 30(05), 379–382.
- Ruby, B. C., Coggan, A. R., & Zderic, T. W. (2002). Gender differences in glucose kinetics and substrate oxidation during exercise near the lactate threshold. *Journal of Applied Physiology*, 92(3), 1125–1132.
- Ryan, M., Fraser, S., McDonald, K., & 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>
- Ryu, J. (2008). Gender difference in impacts during running. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 1.
- Sakaguchi, M., Ogawa, H., Shimizu, N., Kanehisa, H., Yanai, T., & Kawakami, Y. (2014). Gender differences in hip and ankle joint kinematics on knee abduction during running. *European journal of sport science*, 14(sup1), S302–S309.
- Salles, A. S., & 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>

- Salmon, P. M., Goode, N., Lenné, M. G., Finch, C. F., & Cassell, E. (2014). Injury causation in the great outdoors: a systems analysis of led outdoor activity injury incidents. *Accident Analysis & Prevention*, *63*, 111–120.
- Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., & 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., & 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., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, *34*(7), 465–485.
- Sauseng, S., Kästenbauer, T., Sokol, G., & Irsigler, K. (1999). Estimation of risk for plantar foot ulceration in diabetic patients with neuropathy. *Diabetes, Nutrition & Metabolism*, *12*(3), 189-193.
- Saxena, A., & Haddad, J. (2003). The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *93*(4), 264-271.
- Scherer, P. R. (2017). Custom Foot Orthoses Prescription for the Athlete. En *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 137–143). Springer.
- Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S., & 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.
- Schubert, C., Oriwol, D., & Sterzing, T. (2011). Gender and age related requirements of running shoes: a questionnaire on 4501 runners. *Footwear Science*, *3*(sup1), S148–S150.
- Schuler, G., Hambrecht, R., Schlierf, G., Niebauer, J., Hauer, K., Neumann, J., ... Grunze, M. (1992). Regular physical exercise and low-fat diet. Effects on progression of coronary artery disease. *Circulation*, *86*(1), 1-11. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.86.1.1>
- Schuster, R. O. (1974). A history of orthopedics in podiatry. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *64*(5), 332–345.
- Seidl, T., Linke, D., & 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.
- Sheerin, K. R., Reid, D., & 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.

- Shimazaki, Y., & Murata, M. (2015). Effect of gait on formation of thermal environment inside footwear. *Applied Ergonomics*, 49, 55-62. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.01.007>
- Shorten, M., & Mientjes, M. I. (2011). The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science*, 3(1), 41–58.
- Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2006). The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical biomechanics*, 21(1), 41–48.
- Siler, W. L., & 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., & 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.
- Sims, E. L., Hardaker, W. M., & Queen, R. M. (2008). Gender differences in plantar loading during three soccer-specific tasks. *British Journal of Sports Medicine*, 42(4), 272–277.
- Sinclair, J., Greenhalgh, A., Edmundson, C. J., Brooks, D., & Hobbs, S. J. (2012). Gender differences in the kinetics and kinematics of distance running: implications for footwear design. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 6(2), 118–128.
- Sinclair, J., Isherwood, J., & 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>
- Sinclair, J., & Taylor, P. J. (2014). Sex differences in tibiocalcaneal kinematics. *Human Movement*, 15(2), 105–109.
- Škof, B., & 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.
- Smith, C. J., & Havenith, G. (2012). *Body mapping of sweating patterns in athletes: a sex comparison*.
- Sobhani, S., Dekker, R., Postema, K., & Dijkstra, P. U. (2013). Epidemiology of ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(6), 669-686. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01509.x>
- Soto, F., & Toledano, J. (2001). *En forma después de los 50: guía práctica de ejercicio y salud para adultos y mayores*. Recuperado de https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=_v_sGNHxVKEC&oi=fnd&pg=PA15&dq=En+forma+despu%C3%A9s+de+los+50:+gu%C3%ADa+pr%C3%A1ctica+de+ejerci

cio+y+salud+para+adultos+y+mayores&ots=CrzhILtALg&sig=XKMPvE95qs3XYJZp0l7DIqj4kuQ

- Sparling, P. B., Nieman, D. C., & O'Connor, P. J. (1993). Selected scientific aspects of marathon racing. *Sports Medicine*, 15(2), 116–132.
- Spooner, S. K., Smith, D. K., & 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., & 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., & 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>
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Denoth, J., & Stüssi, E. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(1), 54-64.
- Stacoff, Alex, Reinschmidt, C., Nigg, B., Bogert, A. V. D., Lundberg, A., Denoth, J., & Stüssi, E. (2001). Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(2), 311-319.
- Staffa, E., Bernard, V., Kubicek, L., Vlachovsky, R., Vlk, D., Mornstein, V., ... Staffa, R. (2016). Infrared thermography as option for evaluating the treatment effect of percutaneous transluminal angioplasty by patients with peripheral arterial disease. *Vascular*, 1708538116640444.
- Standring, S. (2015). *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Elsevier Health Sciences.
- Stefanyshyn, D. J., Stergiou, P., Nigg, B. M., Rozitis, A. I., & Goepfert, B. (2003). Do females require different running footwear. *Proceedings of the Sixth Symposium on Footwear Biomechanics*, 91–92.
- Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of skin and pericardium. *Physics in Medicine & Biology*, 18(5), 686.
- Sun, X., Yang, Y., Wang, L., Zhang, X., & 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>
- Taiar, R., Rebay, M., Vannozzi, G., Sanna, G., & Cappozzo, A. (2008). Evolution of the in-shoe temperature during walking and running. *Bio Eng Biomed Med*, 601–89.
- Takabayashi, T., Edama, M., Inai, T., & Kubo, M. (2018). Sex-related differences in coordination and variability among foot joints during running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1), 53. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0295-9>

- Takabayashi, T., Edama, M., Nakamura, M., Nakamura, E., Inai, T., & Kubo, M. (2017). Gender differences associated with rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics during running. *European Journal of Sport Science*, 17(10), 1289-1296. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1382578>
- Tartaruga, M. P., Cadore, E. L., Alberton, C. L., Nabinger, E., Peyré-Tartaruga, L. A., Ávila, A. O. V., & Krueel, L. F. M. (2010). Comparison of protocols for determining the subtalar joint angle. *Acta Ortopédica Brasileira*, 18(3), 122–126.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*, 36(2), 95–101.
- Taylor, H. L., Buskirk, E., & Henschel, A. (1955). Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *Journal of applied physiology*, 8(1), 73–80.
- Taylor, N. A., & Machado-Moreira, C. A. (2013). Regional variations in transepidermal water loss, eccrine sweat gland density, sweat secretion rates and electrolyte composition in resting and exercising humans. *Extreme Physiology & Medicine*, 2, 4. <https://doi.org/10.1186/2046-7648-2-4>
- Taylor, N. A., Machado-Moreira, C. A., van den Heuvel, A. M., & Caldwell, J. N. (2014). Hands and feet: physiological insulators, radiators and evaporators. *European journal of applied physiology*, 114(10), 2037–2060.
- Taylor, N. F., Dodd, K. J., & Larkin, H. (2004). Adults with cerebral palsy benefit from participating in a strength training programme at a community gymnasium. *Disability & Rehabilitation*, 26(19), 1128–1134.
- Taylor, W. F., Johnson, J. M., O’Leary, D., & 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., Rodrigues, P., Frederick, E. C., & Hamill, J. (2013). Effects of unknown footwear midsole thickness on running kinematics within the initial six minutes of running. *Footwear Science*, 5(1), 27–37.
- Thijs, Y., De Clercq, D., Roosen, P., & Witvrouw, E. (2008). Gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain in novice recreational runners. *British journal of sports medicine*, 42(6), 466–471.
- Thompson, P. D., Crouse, S. F., Goodpaster, B., Kelley, D., Moyna, N., & Pescatello, L. (2001). The acute versus the chronic response to exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(6 Suppl), S438–45.
- Thordarson, D. B. (1997). Running biomechanics. *Clinics in Sports Medicine*, 16(2), 239-247.
- Tomaro, J. E., & Butterfield, S. L. (1995). Biomechanical treatment of traumatic foot and ankle injuries with the use of foot orthotics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 373–380.

- Tucker, R., Rauch, L., Harley, Y. X., & Noakes, T. D. (2004). Impaired exercise performance in the heat is associated with an anticipatory reduction in skeletal muscle recruitment. *Pflügers Archiv*, *448*(4), 422–430.
- Tweed, J. L., Campbell, J. A., & Avil, S. J. (2008). Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *98*(6), 436–444.
- van der Worp, H., Vrielink, J. W., & Bredeweg, S. W. (2016). Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, *50*(8), 450–457.
- Van der Worp, M. P., Ten Haaf, D. S., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W., & 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., & 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 Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W., & Cingel, R. E. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PloS one*, *12*(12), e0189876.
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2008). Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *18*(6), 691-697. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00768.x>
- Van Roekel, N. L., Poss, E. M., & Senchina, D. S. (2014). Foot temperature during thirty minutes of treadmill running in cotton-based versus olefin-based athletic socks. *Bios*, *85*(1), 30–38.
- Vargas, J. V. C., Brioschi, M. L., Dias, F. G., Parolin, M. B., Mulinari-Brenner, F. A., Ordonez, J. C., & Colman, D. (2009). Normalized methodology for medical infrared imaging. *Infrared Physics & Technology*, *52*(1), 42-47. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2008.11.003>
- Varo-Cenarruzabeitia, J. J., Martínez Hernández, J. A., & Martínez-González, M. Á. (2003). Beneficios de la actividad física y riesgos del sedentarismo. *Medicina Clínica*, *121*(17), 665-672. [https://doi.org/10.1016/S0025-7753\(03\)74054-8](https://doi.org/10.1016/S0025-7753(03)74054-8)
- Vázquez, S. C. (2002). *Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas: influencia del transporte de carga* (PhD Thesis). Universidad Complutense de Madrid.
- Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J., & 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., ... 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>
- Volpin, G., Petronius, G., Hoerer, D., & Stein, H. (1989). Lower limb pain and disability following strenuous activity. *Military medicine*, 154(6), 294–297.
- Vuori, I. M. (2001). Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(6 Suppl), S551–86.
- Wahmkow, G., Cassel, M., Mayer, F., & Baur, H. (2017). Effects of different medial arch support heights on rearfoot kinematics. *PloS one*, 12(3), e0172334.
- Wang, M. Z., Song, Y., Fekete, G., & 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.
- Warburton, D. E., Haykowsky, M. J., Quinney, H. A., Blackmore, D., Teo, K. K., Taylor, D. A., ... 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.
- Warburton, D. E. R., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. D. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal = Journal de l'Association Medicale Canadienne*, 174(6), 801-809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- Warburton, Darren ER, Gledhill, N., & Quinney, A. (2001). Musculoskeletal fitness and health. *Canadian journal of applied physiology*, 26(2), 217–237.
- Wasserman, K., Hansen, J. E., Sue, D. Y., Stringer, W. W., Casaburi, R., & Whipp, B. J. (1999). Clinical applications of cardiopulmonary exercise testing. En *Principles of exercise testing and interpretation: including pathophysiology and clinical applications*. (pp. 198–241). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Wasserman, Karlman. (2002). *Cardiopulmonary exercise testing and cardiovascular health*. Wiley-Blackwell.
- Wasserman, Karlman, Hansen, J. E., Sue, D. Y., Whipp, B. J., & Froelicher, V. F. (1987). Principles of exercise testing and interpretation. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 7(4), 189.
- Wegener, C., Burns, J., & 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., & 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., & 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., & 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>
- Weyand, P. G., Sandell, R. F., Prime, D. N. L., & Bundle, M. W. (2010). The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of applied physiology*.
- Whittle, Michael W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & posture*, 10(3), 264–275.
- Whittle, Michelle W., & 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>
- Wiegerinck, J. I., Boyd, J., Yoder, J. C., Abbey, A. N., Nunley, J. A., & Queen, R. M. (2009). Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait & posture*, 29(3), 514–519.
- Wilkinson, M., Ewen, A., Caplan, N., O'leary, D., Smith, N., Stoneham, R., & 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 Ridder, R., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & posture*, 35(3), 405–409.
- Williams, D. S., McClay Davis, I., & Baitch, S. P. (2003). Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(12), 2060-2068. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000098988.17182.8A>
- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology*, 63(3), 1236–1245.
- Williams, P. T. (2014). Reduced total and cause-specific mortality from walking and running in diabetes. *Medicine and science in sports and exercise*, 46(5), 933.
- Willson, J. D., & Kernozek, T. W. (1999). Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(12), 1828–1833.
- Willwacher, S. (2018). SPORTS EQUIPMENT: HOW THE TRANSFORMATION FROM PASSIVE TO DIGITAL SYSTEMS OPENS NEW DOORS AND PUTS NEW DEMANDS ON SPORTS BIOMECHANISTS. *ISBS Proceedings Archive*, 36(1), 1060.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2007). *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Editorial Paidotribo.

- Winborn, M. D., Meyers, A. W., & Mulling, C. (1988). The effects of gender and experience on perceived exertion. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 10(1), 22–31.
- Windle, C., Gregory, S., & Dixon, S. (1999). The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait & posture*, 9(1), 31–37.
- World Medical Association. (2008). Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subject. *Edinburgh: 52nd WMA General Assembly (on line) URL*, 15(07), 04.
- Wrobel, J. S., Ammanath, P., Le, T., Luring, C., Wensman, J., Grewal, G. S., ... Pop-Busui, R. (2014). A novel shear reduction insole effect on the thermal response to walking stress, balance, and gait. *Journal of diabetes science and technology*, 8(6), 1151–1156.
- Wunderlich, R. E., & Cavanagh, P. R. (2001). Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(4), 605–611.
- Wüst, R. C., Morse, C. I., De Haan, A., Jones, D. A., & Degens, H. (2008). Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Experimental physiology*, 93(7), 843–850.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., & 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., ... 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., ... 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., & Wei-Hsien, H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355–362. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.11.001>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical biomechanics*, 26(1), 23–28.
- Zammit, G. V., Menz, H. B., Munteanu, S. E., & 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., & 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., & 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>

ANEXOS



10. ANEXOS

Anexo I. Cuestionario online para la selección de la muestra



Estudio de plantillas en la biomecánica de carrera

Desde 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), y el Instituto Tecnológico Textil AITEX, estamos desarrollando un estudio relacionado con el uso de plantillas en la biomecánica de carrera.

Para ello necesitamos la participación voluntaria de corredores habituales que estén dispuestos a:

- realizar una prueba de esfuerzo máxima (bajo la dirección de un médico deportivo).
- asistir en 2 ocasiones al laboratorio de la FCAFE para realizar una prueba de 30-40 minutos de carrera en cinta a una intensidad moderada/alta, con una duración total de la sesión de aproximadamente 90 minutos.
- entrenar de forma habitual con las plantillas que se proporcionarán.

En el proyecto analizaremos 2 pares de plantillas prefabricadas, que entregaremos gratis a los corredores al finalizar el estudio. Además, como parte del estudio, todos los corredores obtendrán el informe personalizado de la prueba de esfuerzo valorada en 150€.

Para saber si puedes participar en el estudio, necesitamos que rellenes este formulario, que no te costará más de 10 minutos, y que nos servirá para conocer si cumples los requisitos que necesitamos.

Tras recibir el formulario de todos los interesados nos pondremos en contacto contigo vía e-mail para informarte si estás o no seleccionado y os proporcionaremos más información acerca del estudio.

Así que, sin más dilación, ¡¡¡¡ADELANTE!!!!

*Obligatorio



Apellidos, Nombre *

Tu respuesta

Fecha de Nacimiento *

dd/mm/aaaa

Tu respuesta

Edad (años) *

Tu respuesta

Género

Femenino

Masculino

e-mail *

Tu respuesta

Disponibilidad horaria para la realización de las pruebas *

Mañanas

Tardes

Mixta (tanto mañanas como tardes)

*

Concreta la franja horaria según tu disponibilidad. Ejemplo: "Mañanas" Martes de 10 a 12:30 y Jueves de 11:30 a 14:30

Tu respuesta

¿Cuál es tu especialidad deportiva? *

Tu respuesta _____

¿Pertenece a algún club de competición?

Indica su nombre y si actualmente compites

Tu respuesta _____

¿Cuántos años de experiencia tienes en la carrera? *

Tu respuesta _____

¿Cuántos km semanales realizas de media en carrera? *

Tu respuesta _____

¿Cuál fue tu tiempo en la última 10K que corraste? *

En caso de no correr 10k indica la última prueba que corraste y tu tiempo o el ritmo de carrera que sueles llevar durante tus entrenamientos (min/km)

Tu respuesta _____

¿Has sufrido alguna lesión en las extremidades inferiores? *

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

Tu respuesta _____

¿Llevas o has llevado plantillas? *

En caso afirmativo indica durante cuánto tiempo las has llevado; si sólo las utilizas para correr o caminar o ambas cosas, y si te las prescribió un podólogo u otro especialista

Tu respuesta _____

Talla de pie *

Tu respuesta _____

¿Con qué pierna golpearías un balón? *

- Derecha
- Izquierda
- Indistintamente

¿Cuál es tu tipo de pisada? *

- Hiperpronador
- Pronador neutro
- Supinador
- No Sabe

¿Cuál es tu patrón de apoyo? *

- Antepié
- Mediopié
- Retropié
- No Sabe

¿Cuál es tu pierna dominante? *

- Derecha
- Izquierda
- Soy Ambidiestro/a

ENVIAR

Página 1 de 1

Nunca envíes contraseñas a través de Formularios de Google.

Anexo II. Hoja de consentimiento informado para los participantes



SPORT@FUTURE: VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE UN SOPORTE PLANTAR TERMOCONFORMABLE DURANTE LA CARRERA EN FATIGA

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

INFORMACIÓN

El Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte (GIBD) de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Valencia) 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 una serie de test realizados sobre cinta rodante donde se evaluará el efecto del uso de estos soportes sobre el corredor. El participante deberá entrenar durante dos semanas con los soportes que le sean asignados (periodo de adaptación) antes de cada sesión de laboratorio.

Constará de 3 pruebas. La primera prueba se llevará a cabo en la clínica IVRE +, ubicada en c/Micer Mascó, 42, de Valencia. Las otras 2 pruebas se realizarán en el laboratorio de Biomecánica de la FCAFE (Universidad de Valencia), ubicado en la planta baja del Aulario V, c/ Gascó Oliag, 3, de Valencia. El tiempo estimado de la primera prueba será de unos 45 minutos y el de las 2 sesiones de laboratorio será de unos 90 minutos aproximadamente.

RIESGOS

Las pruebas implican una demanda física relativa a:

- Realizar una prueba de esfuerzo máxima en tapiz rodante.
- Realizar 2 pruebas de carrera continua en cinta, en días diferentes, 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. Irene Jiménez (Personal investigador del G.I.B.D. responsable del proyecto).

PARTICIPACIÓN

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

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 2017

El participante:

Fdo:

Nombre y Apellidos _____

DNI _____

La responsable del proyecto:
Irene Jiménez

El investigador principal:
Pedro Pérez Soriano

Anexo III. Informe favorable del comité de ética

VNIVERSITAT
E VALÈNCIA Vicerectorat
d'Investigació i Política Científica

D. José María Montiel Company, Profesor Contratado Doctor Interino del departamento de Estomatología, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 6 de junio de 2016, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

“Sport@Future. valoración biomecánica de un soporte plantar termoconformable durante la carrera en fatiga”, número de procedimiento H1457612626675,

cuya responsable es Dña. Irene Jiménez Pérez, dirigida por Dña. Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda y D. Pedro Pérez Soriano,

ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a ocho de junio de dos mil dieciséis.



Anexo IV. Escala visual analógica para la medición de la percepción del confort



Participante nº _____
 Plantilla: ST ----- 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 |