



VNIVERSITAT
E VALÈNCIA



Facultad de Ciencias de la
Actividad Física y el Deporte

Departamento de Educación Física y Deportiva

Programa de Doctorado en Actividad Física y Deporte

Análisis de la carrera en distintas superficies y la fatiga sobre la respuesta biomecánica en atletas recreacionales

Running on different surfaces and fatigue analysis on the
biomechanical response in recreational athletes

Tesis doctoral

Presentada por:

D. Ignacio Catalá Vilaplana

Dirigida por:

Dr. Alberto Encarnación Martínez

Dr. Pedro Pérez Soriano

Valencia, octubre de 2023

INFORME DIRECTORES PARA EL DEPÓSITO DE TESIS

D. Pedro Pérez Soriano, Profesor Catedrático del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

D. Alberto Encarnación Martínez, Profesor Titular del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

Directores/as de la tesis doctoral de **D. Ignacio Catalá Vilaplana**, titulada “Análisis de la carrera en distintas superficies y la fatiga sobre la respuesta biomecánica en atletas recreacionales”, emiten un 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 19 de julio de 2023

Fdo. Pedro Pérez Soriano
Director

Fdo. Alberto Encarnación Martínez
Director

Ratificación del tutor/a con su firma:

Fdo. Pedro Pérez Soriano
Tutor

A todos los que me han
acompañado en este viaje

AGRADECIMIENTOS

El proceso de realización de la presente tesis doctoral ha sido un camino largo y sacrificado, fruto del esfuerzo, dedicación y constancia durante varios años. Sin duda, uno de los retos psicológicos más exigentes a que me he enfrentado hasta el momento. No obstante, he tenido la fortuna de poder caminar junto a distintas personas que me han apoyado, ayudado y animado, y sin las cuales este trabajo no hubiera sido posible. A todas ellas me gustaría expresarles mi más sincero agradecimiento.

A la Universitat de València y la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, por las instalaciones, material y recursos humanos que han puesto a mi disposición durante la realización de este trabajo, así como por la formación académica recibida a lo largo de estos años.

Al Ministerio de 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 (Pedro Pérez, Felipe Carpes, Alberto Encarnación, Pablo Floria y Martin Lewis), por haberme permitido disfrutar de esta oportunidad única.

A mis directores de tesis, los doctores D. Pedro Pérez Soriano y D. Alberto Encarnación Martínez. Por su paciencia, ánimo, dedicación, profesionalidad y estima. Por su atención en cada uno de los momentos, tanto buenos como no tan buenos, de la elaboración de la tesis y por la confianza depositada en mi desde el principio. Por ser un modelo de referencia desde que empecé este viaje. Por exigirme y motivarme no solo a nivel profesional, sino también a nivel personal.

A mis compañeros del GIBD (Grupo de Investigación en Biomecánica Deportiva), tanto a aquellos que se fueron como a aquellos que hace poco que llegaron (Pedro, Alberto, Inma, Jose, Robert, Marina, Irene, Lara, Carlos, José Luis, Joaquín...), por su ayuda y colaboración, por hacerme crecer y mejorar como persona e investigador, y por los buenos momentos vividos tanto dentro como fuera del laboratorio. Me gustaría hacer especial mención a Inma, por acogerme en AITEX para hacer las prácticas de Grado y por guiarme durante mi primer año de docencia, y a Robert, por darme la oportunidad de iniciarme en la investigación durante la toma de datos de su tesis doctoral.

Al Human Performance Lab (University of Calgary, Canadá) y a todos los integrantes del Biomechanigg (Benno, Sandro, Jordyn, Arash, Emily, Tao, Fabian, Ashna) por recibirme con los brazos abiertos durante 6 meses y facilitarme la estancia en uno de los mejores laboratorios a nivel internacional. Especialmente, a Jordyn, por ser mi mentora y por todos los momentos vividos en el laboratorio durante las mediciones.

A los corredores/as del estudio, por participar desinteresadamente. Por su constancia y esfuerzo. Y a Joan, por su inestimable ayuda durante los días de medición.

A mi familia y amigos, por su apoyo incondicional y entendimiento. Muy especialmente a mis padres y hermana, por confiar en mí, comprenderme y aconsejarme, por motivarme a ser la mejor versión de mí mismo y por apoyarme en todas las decisiones que tomo y en los retos que me propongo. Por inculcarme grandes valores como el respeto, el esfuerzo y la constancia.

A todos y cada uno de vosotros

GRACIAS

ÍNDICE

RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRESENTE TESIS	XI
RESUMEN	XVII
ABSTRACT (<i>English</i>)	XIX
ÍNDICE DE TABLAS	XXI
ÍNDICE DE FIGURAS	XXIII
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	XXIV
1- INTRODUCCIÓN	3
1.1- Actividad física y salud	3
1.2- La carrera	4
1.2.1- Popularidad de la carrera	5
1.2.2- Beneficios de la carrera	7
1.2.3- Técnica de carrera	8
1.2.4- Lesiones en la carrera	11
1.3- Equipamiento deportivo	14
1.3.1- Superficies de carrera	16
1.3.1.1- Cinta motorizada vs suelo	18
1.3.1.2- Cinta motorizada vs cinta curva no motorizada	22
1.4- La fatiga en carrera	24
1.4.1- Análisis de la fatiga en variables fisiológicas y biomecánicas	26
1.4.2- Protocolos y sistemas de medición de la fatiga	27
1.5- Análisis de la carrera: aspectos biomecánicos y fisiológicos	29
1.5.1- Cinemática espaciotemporal	30
1.5.2- Impactos de aceleración	31
1.5.3- Percepción del esfuerzo	34
1.5.4- Test de salto con contramovimiento	36
1.5.5- Percepción del confort	38
2- OBJETIVOS E HIPÓTESIS	43
3- METODOLOGÍA	47
3.1- Diseño experimental	47
3.1.1- Participantes	47
3.1.2- Protocolo	49
3.1.3- Condiciones de los test	53
3.2- Variables del estudio	54
3.2.1- Análisis de la cinemática espaciotemporal y de impactos de aceleración	54

3.2.2.-	Análisis de la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca	60
3.2.3.-	Análisis del test de salto con contramovimiento.....	62
3.2.4.-	Análisis de la percepción del confort	63
3.3-	Análisis estadístico	65
4-	RESULTADOS	69
4.1-	Análisis de la cinemática espaciotemporal	69
4.2-	Análisis de los impactos de aceleración.....	71
4.2.1-	Análisis en el dominio de tiempo	71
4.2.2-	Análisis dominio de frecuencias	76
4.3-	Análisis de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca.....	83
4.4-	Análisis del test de salto con contramovimiento	85
4.5-	Análisis de la percepción del confort.....	86
5-	DISCUSIÓN	91
5.1-	Análisis de la cinemática espaciotemporal	91
5.2-	Análisis de los impactos de aceleración.....	95
5.2.1-	Análisis en el dominio de tiempo	95
5.2.2-	Análisis dominio de frecuencias	101
5.3-	Análisis de la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca	106
5.4-	Análisis del test de salto con contramovimiento	110
5.5-	Análisis de la percepción del confort.....	112
5.6-	Limitaciones del estudio	115
6-	CONCLUSIONES	119
6.1-	Conclusiones del estudio	119
6.2-	Conclusions of the study (<i>English</i>).....	121
6.3-	Conflicto de interés	122
7-	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	125
8-	APLICACIONES PRÁCTICAS.....	129
9-	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	133
10-	ANEXOS	163
Anexo I.	Cuestionario online para la selección de la muestra	163
Anexo II.	Consentimiento informado para los participantes.....	166
Anexo III.	Cuestionario PAR-Q	168
Anexo IV.	Informe favorable del comité de ética	169
Anexo V.	Escala Visual analógica para la medición de la percepción del confort.....	170

RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRESENTE TESIS

Ayudas

La presente tesis doctoral ha recibido el apoyo del Ministerio de Universidades de España bajo la ayuda predoctoral FPU19/04462.

Publicaciones

ARTÍCULOS CIENTÍFICOS



1. Encarnación-Martínez, A., **Catalá-Vilaplana, I.**, Berenguer-Vidal, R., Sanchis-Sanchis, R., Ochoa-Puig, B., & Pérez-Soriano, P. (2021). Treadmill and running speed effects on acceleration impacts: curved non-motorized treadmill vs. conventional motorized treadmill. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5475.



2. **Catalá-Vilaplana, I.**, Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Sanchis-Sanchis, R., & Pérez-Soriano, P. (2023). Influence of surface condition and prolonged running on impact accelerations. *Sports Biomechanics*, 1-15.



3. **Catalá-Vilaplana, I.**, Liu, T., Vienneau, J., Nigg, S.R., Pérez-Soriano, P & Encarnación-Martínez, A. Curved non-motorized treadmills do not biomechanically replicate overground running better than motorized treadmills. (*En revisión*).

CONGRESOS



1. **Póster Nacional:** *Catalá-Vilaplana, I.*, Encarnación-Martínez, A., y Pérez-Soriano, P. (2021). Efectos de la superficie de carrera sobre el confort y el esfuerzo percibido en atletas recreacionales. XI Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Murcia (España).



2. **Comunicación Internacional:** *Catalá-Vilaplana, I.*, Encarnación-Martínez, A., Ochoa-Puig, B., y Pérez-Soriano, P. (2022). Análisis del confort y la percepción del esfuerzo durante la carrera sobre diferentes superficies. II Congreso Anual Internacional de Estudiantes de Doctorado. Elche (España).



3. **Comunicación Internacional:** *Catalá-Vilaplana, I.*, Ochoa-Puig, B., Encarnación-Martínez, A., y Pérez-Soriano, P. (2022). Influencia de la superficie y la carrera prolongada sobre los impactos de aceleración. 8º Congreso Internacional de Readaptación y Prevención de Lesiones en la Actividad Física y el Deporte. Valencia (España).



4. **Comunicación Nacional:** *Catalá-Vilaplana, I.*, Rizo-Albero, J., Sánchez-Ribes, E., Sanchis-Sanchis, R., Encarnación-Martínez, A., y Pérez-Soriano, P. (2022). Efectos de la superficie de carrera sobre los parámetros espaciotemporales. XLIV Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales (SIBB). Cáceres (España).

RESUMEN / ABSTRACT

RESUMEN

A pesar de los beneficios generados por la carrera, su práctica conlleva un aumento en el riesgo de lesión. En este sentido, la superficie de carrera (como factor extrínseco), y la fatiga (como factor intrínseco), han generado interés en la comunidad científica en el ámbito del deporte por su relación con el rendimiento y el riesgo de lesión. Tanto es así, que se han creado nuevos diseños de cinta rodante como es la cinta curva no motorizada (cNMT). Sin embargo, la evidencia que relaciona este tipo de cintas rodantes con otras superficies como la cinta motorizada (MT) o el suelo (SL) es escasa. Por ello, el objetivo de este estudio fue analizar el efecto de la superficie de carrera (MT, cNMT y SL) y la fatiga sobre la respuesta biomecánica y las variables perceptuales durante la carrera en atletas recreacionales.

Para ello, 21 corredores/as recreacionales completaron cuatro sesiones de carrera. En primer lugar, se determinó la velocidad aeróbica máxima (VAM) mediante un test de 5 minutos en pista de atletismo. Posteriormente, los participantes realizaron 3 sesiones de carrera en días distintos: 8 minutos de calentamiento y familiarización con la superficie y 30 minutos al 80% de la VAM. Durante el test de carrera se registraron los parámetros espaciotemporales, los impactos de aceleración (dominio de tiempo y de frecuencias), la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca cada 5 minutos (T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30). Antes y después del test de carrera, los participantes realizaron un test de salto con contramovimiento, y tras finalizar el test completaron un cuestionario de confort.

Las conclusiones principales de la presente tesis doctoral muestran que longitud de zancada disminuyó en cNMT, mientras la frecuencia de zancada aumentó en MT en comparación con la carrera sobre SL. La carrera en cNMT provocó una reducción de los impactos de aceleración, tanto en el dominio de tiempo como en el dominio de frecuencias, mientras que los mayores impactos durante la carrera se observaron en la condición de SL. La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca fueron superiores durante la carrera en cinta rodante (MT y cNMT) vs SL. Además, la altura de salto con contramovimiento fue menor en SL en comparación con MT durante el PosTest. Por otro lado, el desarrollo de la fatiga disminuyó la frecuencia de zancada en cNMT y SL, y redujo el pico máximo y la magnitud en cabeza durante la evolución de la carrera en cNMT. La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentaron significativamente con el transcurso del test de carrera en cada una de las superficies analizadas. La altura de salto fue menor durante el PosTest en comparación con el PreTest en cNMT debido a la fatiga. Finalmente, la condición de SL fue percibida por los corredores/as como la superficie más confortable, mientras que la cNMT fue la menos confortable.

ABSTRACT (*English*)

Despite the benefits obtained while running, this activity has been related with an increased risk of injury. In this sense, running surface (as an extrinsic factor), and fatigue (as an intrinsic factor) have attracted the interest of the sport science community due to their relationship with performance and the risk of injury. Indeed, new treadmill designs, such as curved non-motorized treadmills (cNMT), have been created. However, the evidence comparing this type of treadmills with other surfaces like motorized treadmill (MT) or overground (SL) is still scarce. For this reason, the objective of this study was to analyze the effect of running surface (MT, cNMT and SL) and fatigue on the biomechanical response and perceptual variables during running in recreational athletes.

21 recreational runners completed four running sessions. Firstly, the maximum aerobic speed (MAS) was determined through a 5-minute test on a running track in order to cover the maximum distance possible. Subsequently, participants performed 3 running sessions on different days: 8-minute warm-up and familiarization with the surface and 30 minutes at 80% MAS. During the running test, spatiotemporal parameters, impact accelerations (time and frequency domain), rating of perceived exertion and heart rate were registered every 5 minutes (T1, T5, T10, T15, T20, T25, and T30). Before and after the test, participants performed a countermovement jump test, and afterwards they completed a questionnaire to report the comfort perception.

The main conclusions of the present work show that stride length decreased on cNMT, while stride frequency increased on MT, both compared to SL running, with no differences between treadmills (MT vs cNMT). Running on cNMT provoked a reduction in impact accelerations, both in time and frequency domain, while the greatest impacts during running were observed during SL running. Rating of perceived exertion and heart rate were higher during treadmill running (MT and cNMT) vs SL. In addition, countermovement jump height was lower in SL compared to MT during PostTest. On the other hand, the fatigue effect decreased stride frequency in cNMT and SL, and reduced the maximum peak and magnitude in the head during the evolution of the test in cNMT. The rating of perceived exertion and heart rate increased significantly over the course of the test on each of the surfaces analyzed. Countermovement jump height was lower during PostTest compared to PreTest on cNMT due to the effect of fatigue. Finally, SL condition was perceived by runners as the most comfortable surface, while cNMT was the least comfortable.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Criterios de calidad de las superficies deportivas (Leboeuf et al., 2006).....	17
Tabla 2. Resumen de la relación entre la frecuencia cardíaca máxima (%FCmáx), el porcentaje del consumo de oxígeno máximo (%VO ₂ máx), y la puntuación en la escala de esfuerzo percibido de Borg (RPE) (Recuperado de (Jiménez Pérez, 2019)).	35
Tabla 3. Escala de Borg de 11 niveles.	35
Tabla 4. Características de los participantes (Media y Desviación Típica (DT)).	48
Tabla 5. Características de las condiciones del estudio.	51
Tabla 6. Parámetros espaciotemporales analizados en el estudio.	57
Tabla 7. Variables de impactos en el dominio de tiempo analizadas en el estudio.....	58
Tabla 8. Variables de impactos en el dominio de frecuencias analizadas en el estudio. ..	60
Tabla 9. Variables del análisis de la percepción del confort expresadas en (%).	65
Tabla 10. Media (DT) de los parámetros espaciotemporales según la superficie y el instante.	70
Tabla 11. Media (DT) de los impactos de aceleración (dominio de tiempo) según la superficie y el instante.	72
Tabla 12. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de bajas frecuencias según la superficie y el instante.....	77
Tabla 13. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias según la superficie y el instante.	79
Tabla 14. Media (DT) de la percepción del esfuerzo según la superficie y el instante.	83
Tabla 15. Media (DT) de la frecuencia cardíaca según la superficie y el instante.....	84
Tabla 16. Media (DT) de la altura de salto con contramovimiento según la superficie y el instante.	85
Tabla 17. Media (DT) de la percepción del confort según la superficie y el instante.....	87

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Porcentaje de la población española que practicó actividad física en el último año según frecuencia (Modificado de CSD (2022)).	4
Figura 2. Porcentaje de la población española que practicó deporte en el último año (Modificado de CSD (2022)).	6
Figura 3. Evolución de la participación femenina en la carrera desde 2002 hasta 2021 (https://www.rfea.es/noticias/EncuestaCORREDOR_RFEA_CSD_2021.pdf).	7
Figura 4. Representación gráfica del paso vs zancada en la carrera (Modificado de Perry & Burnfield (2010)).	9
Figura 5. Representación de un ciclo de carrera y sus fases para la pierna derecha (Modificado de Thordarson (1997)).	10
Figura 6. Localización de las lesiones en carrera más frecuentes (Francis et al., 2019).	12
Figura 7. Primera opción de superficie de carrera elegida por 844 corredores/as (Taunton et al., 2003).	16
Figura 8. Diferentes tipos de cinta rodante: A) cinta motorizada, B) cinta curva no motorizada.	22
Figura 9. Principales causas por las que se produce la fatiga.	25
Figura 10. Variables fisiológicas, biomecánicas y perceptuales más comunes en los que se estudia la carrera.	29
Figura 11. Escala OMNI para marcha y carrera (Utter et al., 2004).	36
Figura 12. Evolución durante el test de salto con contramovimiento (Modificado de Aedo-Muñoz et al. (2020)).	37
Figura 13. Escala visual analógica para el análisis del confort (Modificado de Mündermann et al. (2002)).	39
Figura 14. Test de la VAM en pista.	49
Figura 15. Condiciones del estudio: A) Cinta motorizada, B) Cinta curva no motorizada, C) Suelo.	51
Figura 16. Protocolo del test de carrera.	52
Figura 17. Equipo de acelerometría.	55
Figura 18. Instrumentación de los acelerómetros triaxiales.	56
Figura 19. Tratamiento de datos con software Matlab.	57
Figura 20. Señal de impacto de aceleración en tibia en el eje vertical, y las variables de estudio más destacadas: pico de aceleración máxima (cruz roja), ratio de aceleración (línea marrón), magnitud de aceleración (línea azul) (Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018).	58
Figura 21. Localización de aspectos y variables relevantes en el dominio de las frecuencias (Recuperado de García-Gallart (2018)).	59
Figura 22. Escala de percepción del esfuerzo (6-20 RPE Borg).	61
Figura 23. Pulsómetro de banda pectoral.	61

Figura 24. Test de salto con contramovimiento..... 63

Figura 25. Escala visual analógica de 15 cm, utilizada para el estudio de la percepción del confort (Modificado de Mündermann et al. (2002)). 64

Figura 26. Media (SEM) de (a) longitud y (b) frecuencia de zancada en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera..... 71

Figura 27. Media (SEM) de los impactos de aceleración (dominio de tiempo) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera. 75

Figura 28. Media (SEM) de los impactos de aceleración en la zona de bajas frecuencias en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera. 81

Figura 29. Media (SEM) de los impactos de aceleración en la zona de altas frecuencias en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera. 82

Figura 30. Media (SEM) de la percepción del esfuerzo (RPE) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera. 84

Figura 31. Media (SEM) de la frecuencia cardíaca (FC) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera. ... 85

Figura 32. Media (SEM) de la altura alcanzada en el salto con contramovimiento (CMJ) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera. 86

Figura 33. Media (SEM) de la percepción del confort en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera..... 87

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

%FCmáx: Porcentaje de la frecuencia cardíaca máxima.

%VO₂máx: Porcentaje del consumo máximo de oxígeno

CMJ: Test de salto con contramovimiento (*Countermovement Jump*)

cNMT: Cinta curva no motorizada

CSD: Consejo Superior de Deportes

DT: Desviación típica

ES: Tamaño del efecto (*Effect Size*)

FC: Frecuencia cardíaca

MT: Cinta motorizada

OMS: Organización Mundial de la Salud

PAR-Q: Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física (*Physical Activity Readiness Questionnaire*)

ppm: pulsaciones por minuto

RPE: Percepción del esfuerzo (*Rating of Perceived Exertion*)

SEM: Error estándar de la media (*Standard Error of the Mean*)

SL: Suelo

VAM: Velocidad aeróbica máxima

VAS: Escala visual analógica (*Visual Analogue Scale*)

VO₂máx: Consumo máximo de oxígeno

INTRODUCCIÓN

1- INTRODUCCIÓN

1.1- Actividad física y salud

Los términos “actividad física” y “ejercicio físico” son comúnmente empleados de manera indistinta, lo cual puede llegar a provocar confusión (Caspersen et al., 1985). En este sentido, la actividad física se entiende como cualquier movimiento corporal producido por los músculos esqueléticos con la exigencia de un gasto energético; sin embargo, el ejercicio físico es una subcategoría de la actividad física y se caracteriza por estar planificado, estructurado, ser repetitivo y tener un fin (Organización Mundial de la Salud (OMS), 2022).

En la actualidad, la inactividad física constituye el cuarto factor de riesgo de mortalidad a nivel mundial (6% de defunciones en el mundo), por detrás de la hipertensión (13%), el consumo de tabaco (9%) y el exceso de glucosa en sangre (6%) (OMS, 2009). Además, está relacionada con el sobrepeso y la obesidad, consideradas el quinto factor de riesgo por representar el 5% de la mortalidad mundial. Se estima que la inactividad física es la causa principal del 30% de las cardiopatías isquémicas, 27% de diabetes, y aproximadamente el 27% de los cáncer de colon y el 21-25% de mama (OMS, 2009). La inactividad física se caracteriza por un bajo gasto energético asociado a un comportamiento sedentario, realizando actividades como el uso prolongado de pantallas en posición sedente (móviles, tabletas, ordenadores, televisión) o ir en transporte motorizado durante la mayor parte del día.

Según las recomendaciones de la OMS (2022), los adultos saludables de entre 18 y 65 años, deberían realizar un mínimo de 150 minutos de actividad física aeróbica de intensidad moderada o 75 minutos de actividad física aeróbica de intensidad vigorosa, junto con dos días, como mínimo, de ejercicio neuromuscular. Cabe destacar, que se requieren mayores cantidades de actividad física por encima de esta cantidad recomendada para obtener los máximos beneficios, llegando al doble de las cantidades mencionadas, pudiendo no ser suficiente en ciertas enfermedades.

Debido a la forma de vida actual, las personas cuentan con más tiempo libre y, con ello, aparece la actividad física en el tiempo de ocio, practicada de manera individual o en compañía. La práctica de actividad física es una de las principales actividades de ocio, sin embargo, el 60% de la población adulta no cumple con estas recomendaciones (OMS, 2022). En concreto, solamente un 57.3% de la población española realizó algún tipo de actividad de forma periódica u ocasional en 2022 (Figura 1) (CSD, 2022).

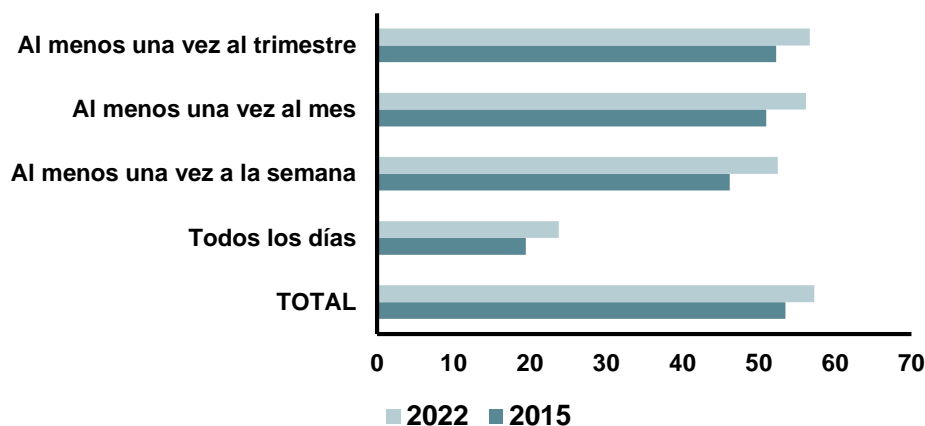


Figura 1. Porcentaje de la población española que practicó actividad física en el último año según frecuencia (Modificado de CSD (2022)).

Entre las actividades más practicadas en España se pueden encontrar el senderismo, el ciclismo, la gimnasia, la natación y la carrera a pie (CSD, 2022). Sin embargo, las tendencias en los últimos años han cambiado a causa de la pandemia por COVID-19 en 2020. A continuación, se pasa a describir estos cambios y las razones por las que la carrera es una de las actividades más practicadas por los españoles.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La inactividad física es el cuarto factor de riesgo de muerte en el mundo.
 - ✓ La OMS recomienda realizar 150min/sem de AF moderada o 75min/sem de AF vigorosa, además de dos sesiones de ejercicio neuromuscular.
 - ✓ El 60% de la población adulta no cumple estas recomendaciones.
-

1.2- La carrera

La carrera a pie, también comúnmente conocida como “*running*” (García Ferrando & Llopis Goig, 2017), es la capacidad natural e innata del ser humano que permite desplazarse rápidamente alternando la suspensión en el aire de un pie con el apoyo del otro, llegando ambos a estar en suspensión en cierto momento (Bravo et al., 1994). En concreto, se trata de una habilidad motriz básica que, aunque pueda parecer sencilla, es bastante compleja ya que puede variar en muchos aspectos de unas personas a otras, pues no hay dos personas que corran igual (Leskinen et al., 2009; Nicola & Jewison, 2012). Tanto

la carrera como la marcha son habilidades naturales del ser humano que permiten el desplazamiento, y ambas se caracterizan por ser actividades bipodales y cíclicas, compuestas por una sucesión de pasos repetidos de forma similar, siendo el paso la unidad básica (Lacouture et al., 2013). Factores como la función neuromuscular, flexibilidad, distribución de las fibras, historial de lesiones o adaptaciones previas al entrenamiento pueden explicar estas diferencias (Leskinen et al., 2009).

Desde sus orígenes prehistóricos, la carrera ha permitido actividades muy necesarias a lo largo de la evolución del ser humano, como la caza, el desplazamiento, la huida o la relación (Bravo et al., 1994). Además, se trata de un deporte en sí mismo, pues es una de las actividades más arraigadas a los Juegos Olímpicos, llegando a ser practicada por las civilizaciones clásicas y formado parte del origen de los deportes (Bravo et al., 1994).

1.2.1- Popularidad de la carrera

Aunque la popularidad de la carrera comenzó en la década de 1970, fue a partir del 2000 cuando hubo un notable incremento en el número de participantes de carreras populares de larga distancia (de 5 km a 42 km) (Fields et al., 2010; Novacheck, 1998; van der Worp et al., 2015). Actualmente, la popularidad de la carrera está en el punto más alto, ya que se ha convertido en una de las formas más habituales de realizar ejercicio (Bhuva et al., 2020; Fields et al., 2010; Hreljac, 2004; Lopes et al., 2012; Oja et al., 2015), considerándose una de las actividades recreativas más importantes (De Wit et al., 2000), que sigue aumentando en participación cada año (Maykut et al., 2015; Mercer et al., 2003a). Además, determinados autores afirman que la carrera es una de las actividades más eficaces para promover el ejercicio a largo plazo, mantenerse en forma, aumentar la esperanza de vida y prevenir enfermedades (Fields et al., 2010; Pedisic et al., 2020; van Gent et al., 2007).

Según la encuesta de hábitos deportivos realizada por el Consejo Superior de Deportes en 2022 (CSD, 2022), la carrera representa la sexta actividad más practicada por la población española, con un 19.0% del total de las personas que realizan ejercicio físico, por detrás del senderismo/montañismo (30.8%), el ciclismo (28.4%), la gimnasia intensa (28.0%), la natación (27.2%) y la gimnasia suave (26.4%). Este porcentaje supone un incremento de más del 6% de los corredores/as en 12 años, pues en 2010, la carrera contaba con un 12.9% de participación (Ferrando & Goig, 2011). Sin embargo, esta actividad ha disminuido un 11.4% en 7 años, ya que en 2015 la carrera mostró un pico de participación del 30.4% (CSD, 2022) (Figura 2). Esta disminución puede estar relacionada

con la pandemia mundial por COVID-19 y el período de confinamiento de 2020. No obstante, si se observa la participación en algunos de los maratones más importantes del mundo, en 2022 las inscripciones se asemejaron a los números previos a la pandemia (2019: 21.234 (Valencia), 52.812 (Nueva York), 38.000 (Tokio); 2022: 21.628 (Valencia), 47.839 (Nueva York), 27.927 (Tokio)).

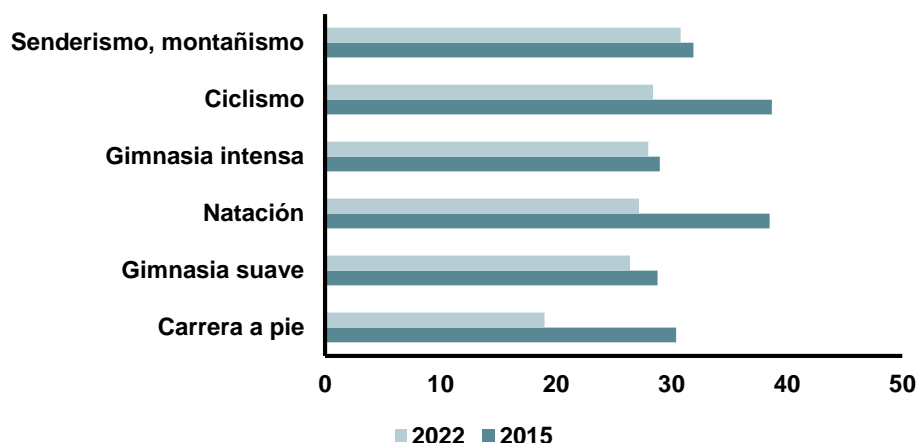


Figura 2. Porcentaje de la población española que practicó deporte en el último año (Modificado de CSD (2022)).

Por otro lado, según la encuesta del corredor realizada por la Real Federación Española de Atletismo y el Consejo Superior de Deportes en 2021 (https://www.rfea.es/noticias/EncuestaCORREDOR_RFEA_CSD_2021.pdf), el 67.31% de los 14.238 corredores/as que participaron en la encuesta fueron hombres y el 32.69% fueron mujeres. De esta manera, se puede observar un incremento en cuanto a la participación femenina desde 2002 (Figura 3).

Además, esta encuesta afirma que el 33.79% de los corredores/as sale a correr tres veces a la semana, lo que se traduce como casi dieciséis millones de españoles practicando la carrera semanalmente. La encuesta señala que la mayoría de los hombres sale a correr porque les divierte (58.79%), mientras que la principal motivación de las mujeres es mejorar su salud (60.28% de las mujeres).

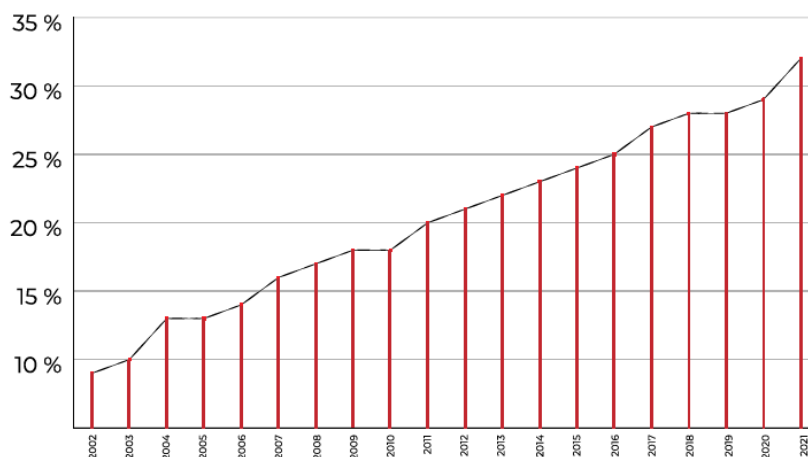


Figura 3. Evolución de la participación femenina en la carrera desde 2002 hasta 2021 (https://www.rfea.es/noticias/EncuestaCORREDOR_RFEA_CSD_2021.pdf).

Este incremento en la popularidad de la carrera podría ser debido, por un lado, a los numerosos beneficios que reporta la actividad a nivel físico, psicológico y social (Fiuza-Luces et al., 2013; Haskell et al., 2007; Hespanhol Junior et al., 2015; Vina et al., 2012; Warburton et al., 2006). Por otro lado, la carrera es una práctica físico-deportiva fácilmente accesible, ya que no se necesitan instalaciones concretas para su práctica; es relativamente económica, dado el material deportivo está al alcance de todos y no se requiere demasiado equipamiento; puede practicarse durante todo el año; y es sencilla, pues no se exige una técnica compleja para su correcto desarrollo (Abadía et al., 2014; Dinato et al., 2015). Esta accesibilidad y la alta popularidad de la carrera la han convertido en un medio importante para promover un estilo de vida saludable y físicamente activo dentro de la población (Hespanhol Junior et al., 2015).

1.2.2- Beneficios de la carrera

Como se ha comentado anteriormente, uno de los motivos por los que la popularidad de la carrera ha aumentado en los últimos tiempos son los beneficios que esta reporta a nivel físico, psicológico y social, ampliamente estudiados y evidenciados (Fiuza-Luces et al., 2013; Hespanhol Junior et al., 2015; Vina et al., 2012).

En este sentido, a nivel físico, la carrera produce beneficios sobre la salud, reduciendo o mejorando los síntomas, de personas con enfermedades cardiovasculares (Ciolac, 2012; Fiuza-Luces et al., 2018), como puedan ser la hipertensión o la enfermedad coronaria; enfermedades pulmonares (Casaburi et al., 1997; Pedersen & Saltin, 2015), como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica o fibrosis quística; trastornos metabólicos

(Pedersen & Saltin, 2006; Sylow & Richter, 2019), ya sea diabetes tipo 2, obesidad, resistencia a la insulina o dislipemia; enfermedades óseas, musculares y articulares (Cadenas-Sánchez & Ruiz-Ruiz, 2014; Santos et al., 2017), como la osteoporosis, fibromialgia o artritis reumatoide; y cáncer (Morales et al., 2018; van Rooijen et al., 2018). Además de ser beneficioso durante el tratamiento, el ejercicio físico previene la mayoría de estas enfermedades, disminuye la mortalidad, aumenta la calidad y la esperanza de vida, reduce el sedentarismo y mejora la actividad funcional (Hespanhol Junior et al., 2015; Vina et al., 2012; Warburton et al., 2006).

Asimismo, la práctica de la carrera reduce el riesgo de padecer enfermedades mentales y neurodegenerativas (como el Alzheimer, Parkinson y otras demencias) (Pedersen & Saltin, 2015), y es un buen tratamiento para ciertos trastornos psicológicos, ya que disminuye la ansiedad, la tensión, el estrés y todas las consecuencias que estas suponen (Choi et al., 2018; Haskell et al., 2007; Márquez, 1995). Seguir un estilo de vida saludable, donde la actividad física tenga un papel principal, aporta beneficios a nivel psicológico como son el bienestar, la satisfacción, la resiliencia, el confort, la autoestima, la confianza, la independencia, la estabilidad emocional, el funcionamiento intelectual, la memoria, los procesos cognitivos y el aprendizaje (Brymer et al., 2014; Márquez, 1995).

1.2.3- Técnica de carrera

Sea cual sea el objetivo de las personas que se inicien en la carrera, es importante adoptar una técnica de carrera adecuada y adaptada a las características y metas de cada corredor/a, pues una técnica de carrera deficiente puede estar relacionada con un aumento en el riesgo de lesión, como se expondrá en el siguiente apartado (Kakouris et al., 2021). Cuando se hace referencia a la técnica de carrera, algunos autores también incluyen las extremidades superiores; sin embargo, en la presente tesis doctoral se describirá la técnica de carrera de las extremidades inferiores, pues tradicionalmente, se ha estudiado el miembro inferior como principal cadena motora durante el ciclo de carrera (Thordarson, 1997).

Durante la carrera, a diferencia de la marcha, no existe una fase de doble apoyo, donde se da un contacto simultáneo de ambos pies con el suelo. En su lugar, existe una fase de vuelo donde ninguno de los dos pies entra en contacto con el suelo (Morey & Mademli, 2015; Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998; Perry & Burnfield, 2010). A partir de esta diferencia esencial entre la marcha y la carrera, se han propuesto multitud de definiciones para explicar el ciclo de carrera. En este sentido, para entender de manera más

clara la técnica de carrera, es necesario definir los conceptos “paso” y “zancada” (Figura 4) (Cavanagh & Kram, 1989). Por una parte, un paso empieza cuando el primer pie entra en contacto con el suelo y finaliza al contactar el suelo con el segundo pie (Mademli & Klapsing, 2015; Morey & Mademli, 2015; Perry & Burnfield, 2010). Por otra parte, la zancada, o ciclo, es la combinación de dos pasos. Esta comienza con el contacto inicial de un pie con el suelo y termina cuando el mismo pie contacta en el suelo por segunda vez (Mademli & Klapsing, 2015; Morey & Mademli, 2015; Novacheck, 1998; Perry & Burnfield, 2010).



Figura 4. Representación gráfica del paso vs zancada en la carrera (Modificado de Perry & Burnfield (2010)).

Según la clasificación de determinados autores (Dicharry, 2010; Gavilanes-Miranda et al., 2012; Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998; Werd & Knight, 2010), el ciclo de zancada se divide en dos fases: fase de apoyo unipodal, en la que solamente un pie se encuentra en contacto con el suelo; y fase de oscilación o vuelo, donde uno o ningún pie está en contacto con el suelo. De este modo, cuando un pie está en la fase de apoyo, el pie contrario se encontrará en la fase de oscilación (Nicola & Jewison, 2012). Estas fases están divididas, a su vez, en diferentes períodos (Dugan & Bhat, 2005; Ounpuu, 1994; Thordarson, 1997) (Figura 5):

- **Fase de apoyo unipodal:** empieza cuando se produce el contacto inicial del pie con el suelo y termina cuando se despega el mismo pie del suelo y, no hay ninguna parte en contacto con el suelo. Se divide en dos períodos:
 - **Período de absorción:** se produce un período de deceleración de la velocidad horizontal de la carrera, en la que el centro de masas del cuerpo desciende desde su altura máxima. Comienza con el contacto inicial del pie con el suelo y termina con el apoyo total del pie en el suelo.

- **Período de propulsión:** se produce un período de aceleración, en el que el centro de masas se propulsa hacia arriba y adelante cuando ya se ha producido la inversión del pie en la fase de apoyo, generando un aumento de la energía cinética y potencial. Comienza con el apoyo total del pie en el suelo y termina cuando se despega el mismo pie del suelo.

- **Fase de oscilación o vuelo:** empieza con el despegue del pie, donde no hay contacto con el suelo y termina cuando el mismo pie realiza el contacto inicial con el suelo. La fase de oscilación presenta dos fases de doble vuelo (lo cual diferencia a la carrera de la marcha), uno al inicio de la fase y otro al final, con una fase de apoyo unipodal entre los dos períodos de doble vuelo. Esta fase está dividida en dos períodos:
 - **Período inicial de vuelo:** comienza cuando se despegan los dedos del pie del suelo y termina en la mitad de la fase de oscilación, cuando el centro de masas del cuerpo es sobrepasado por la pierna oscilante.

 - **Período final de vuelo:** empieza en la mitad de la fase de oscilación y termina cuando se produce el contacto inicial del pie con el suelo.

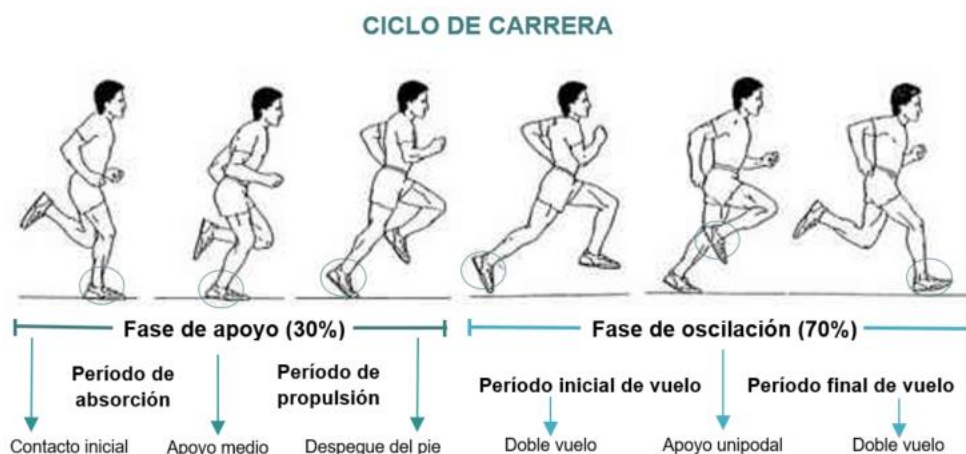


Figura 5. Representación de un ciclo de carrera y sus fases para la pierna derecha (Modificado de Thordarson (1997)).

1.2.4- Lesiones en la carrera

En contra de los numerosos beneficios de la carrera comentados anteriormente, los corredores/as tienen un mayor riesgo de lesión en comparación con otras formas de ejercicio aeróbico como caminar, nadar o el ciclismo (Hespanhol Junior et al., 2015; Hreljac, 2004; Nigg et al., 1988; van Gent et al., 2007). Se entiende por “lesión relacionada con la carrera”, una dolencia musculoesquelética atribuida a la carrera y que conlleva una restricción en la velocidad, la duración, la frecuencia de la carrera o la distancia durante al menos una semana (Hreljac, 2000, 2005; Koplan et al., 1982; Macera et al., 1989). Por otro lado, el concepto “corredor recreacional” se atribuye a la persona que corre una distancia mínima por semana (normalmente 20-30km) de forma regular, y que lleva practicándola durante un periodo de tiempo mínimo (1 a 3 años normalmente) (Hreljac, 2005).

Este aumento en la prevalencia de lesiones por parte de los corredores/as puede ser debido al incremento de la popularidad de la carrera y el auge de las carreras populares de larga distancia (Quan et al., 2018; van Gent et al., 2007). Según una reciente revisión sistemática (Kakouris et al., 2021), alrededor de un 40.2% de corredores/as pueden sufrir una lesión en cualquier periodo del año. Sin embargo, existe una discrepancia en la incidencia anual de lesiones, donde el porcentaje varía en gran medida (10 – 92%) en función del estudio analizado (Nielsen et al., 2014; Nigg et al., 2015; Saragiotto et al., 2014; van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007), lo cual puede ser debido al período de observación, las distintas definiciones de lesión, la muestra utilizada o a otros aspectos metodológicos (Hoeberigs, 1992).

Aunque los corredores/as pueden sufrir lesiones agudas, como fracturas o esguinces de tobillo, la mayor parte de las lesiones asociadas a la carrera se podrían clasificar como lesiones micro traumáticas acumulativas (es decir, por “sobreuso” o uso excesivo) (Ferber et al., 2009; Stanish, 1984). Estas lesiones, se pueden definir como lesiones del sistema musculoesquelético que se producen por el efecto de la fatiga de una estructura concreta, estresada más allá de sus capacidades, durante un periodo de tiempo prolongado (Hreljac, 2005; Stanish, 1984). Las lesiones por sobreuso suceden generalmente cuando se aplican un gran número de fuerzas sobre una estructura biológica (tendones, músculos o huesos), inferiores al umbral de lesión aguda de dicha estructura y de manera repetitiva (Hreljac et al., 2000; van der Worp et al., 2015).

Durante la carrera, los tejidos del cuerpo deben soportar fuerzas de impacto de hasta cuatro veces más en comparación con la marcha (Willson & Kernozek, 1999). Según se ha estimado, cualquier corredor/a contacta con el suelo unas 600 veces por kilómetro recorrido, generando impactos verticales de 1.2 a 4 veces el peso corporal del corredor/a en cada uno

de estos contactos con el suelo (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Creaby et al., 2011; Guo et al., 2006; Lieberman et al., 2010). Esto supone un total de más de 1.3 millones de impactos al año en entrenamientos de alrededor de 30 km/semana (Cavanagh, 1980; Derrick et al., 2002; Guo et al., 2006; van Gent et al., 2007). Una parte de estas cargas son atenuadas por los tejidos blandos y las articulaciones, no obstante, una gran proporción se transmite por el esqueleto produciendo una distensión o deformación ósea (Derrick, 2004; Mercer et al., 2002). Aunque las cargas sean ligeras, el carácter cíclico y repetitivo de la carrera conlleva grandes demandas al sistema musculo-esquelético, pudiendo provocar así distintas lesiones por sobreuso (Derrick, 2004; Ho et al., 2010; van der Worp et al., 2015; Weist et al., 2004). Por esta razón, las lesiones deben prevenirse optimizando la cantidad y la frecuencia del estrés aplicado a una estructura biológica (Hreljac, 2004).

En general, la literatura parece estar de acuerdo en que, aproximadamente el 90% de las lesiones durante la carrera se producen en las extremidades inferiores (Francis et al., 2019; Ho et al., 2010; Nagel et al., 2008). Según Francis et al. (2019), las zonas de la rodilla (28%) y el tobillo-pie (26%) representan más de la mitad de todas las lesiones sufridas por corredores/as, mientras que la pierna inferior (16%) es el tercer lugar más común (Figura 6). De acuerdo con estudios anteriores (Francis et al., 2019; Kluitenberg et al., 2015; Lopes et al., 2012; van der Worp et al., 2015), el 70% de todas las lesiones declaradas son en la rodilla o por debajo de ésta, el 14% de las lesiones tienen lugar en la cadera y la pierna superior (muslo), mientras que el 15% restante representa la extremidad superior, el tronco y enfermedades diversas, pero no tienen una localización clara.



Figura 6. Localización de las lesiones en carrera más frecuentes (Francis et al., 2019).

Algunas de las lesiones por sobreuso más comunes son el síndrome de dolor patelofemoral (16.9%), la tendinitis en el tendón de Aquiles (10.4%), el síndrome de estrés tibial medial (en las espinillas) (8%), la fascitis plantar (7.3%), el síndrome de la banda iliotibial (5.6%), la distensión en la parte posterior de la pierna inferior (la pantorrilla) (4.4%), la lesión de menisco (3.9%), la fractura por estrés (3.6%), la tendinitis rotuliana (3.1%) y la lesión glútea (2.7%) (Francis et al., 2019). Este tipo de lesiones disminuyen el placer de practicar la carrera y, pueden ocasionar una interrupción temporal o permanente de esta práctica (van der Worp et al., 2015). Además, conllevan un aumento en el coste médico debido a la necesidad de tratamientos, estimando que el gasto económico por lesión puede ascender a 1300 €, y/o la necesidad de baja laboral (van der Worp et al., 2015).

Por otra parte, se considera que la etiología de las lesiones por sobreuso es diversa y multifactorial (Saragiotto et al., 2014; van Poppel et al., 2021; Willwacher, 2017). Sin embargo, se han identificado algunos factores de riesgo relacionados con la incidencia de lesión durante la carrera. Estos factores pueden ser clasificados en dos grandes categorías: factores extrínsecos y factores intrínsecos (Gijon-Nogueron & Fernández-Villarejo, 2015; Peterson & Renstrom, 2016; Taunton et al., 2002).

- Los **factores extrínsecos**, son aquellos que están relacionados con el medio ambiente y el contexto social, y sí pueden ser modificados con el objetivo de reducir la incidencia de lesión en la carrera. Estos factores engloban los errores de los entrenamientos (cambios en la distancia, velocidad, frecuencia o tipo de entrenamiento, exceso de kilometraje...), la superficie de entrenamiento (pista, asfalto, montaña, cinta rodante...) o el calzado, entre otros (Chang et al., 2012; Fields et al., 2010; Hespanhol Junior et al., 2015; Saragiotto et al., 2014; van der Worp et al., 2015; van Poppel et al., 2021; Willwacher, 2017).
- Los **factores intrínsecos**, son factores genéticos o biológicos individuales, los cuales pueden afectar a la incidencia de lesión durante la carrera y no pueden ser modificados. Entre ellos destacan la edad, el sexo, el historial de lesiones previas, las características anatómicas de cada corredor, el estado de fatiga o la experiencia deportiva (Chang et al., 2012; Fields et al., 2010; Hespanhol Junior et al., 2015; Taunton et al., 2002; van Poppel et al., 2021).

Como se ha comentado anteriormente, se puede observar un creciente interés por parte de corredores/as, entrenadores/as e investigadores/as del ámbito del deporte en el estudio de aspectos relacionados con la carrera, tanto para disminuir el riesgo de lesión, como para mejorar el rendimiento y la salud, destacando recomendaciones como la mejora de la técnica de carrera, la reducción del kilometraje semanal y, el desarrollo de programas

de ejercicio neuromuscular y de flexibilidad (Chang et al., 2012; Fields et al., 2010). Además, cada vez son más las empresas que compiten por fabricar los mejores productos, tecnología y equipamiento deportivo (Dinato et al., 2015). En este sentido, la superficie de carrera, como factor extrínseco y la fatiga, como factor intrínseco son algunos de los factores más importantes que influyen tanto en la incidencia de lesión como en el rendimiento deportivo. Por esta razón, en los siguientes apartados se pasan a describir sus características de manera más detallada, junto con algunas variables biomecánicas, fisiológicas y perceptuales que pueden influir durante la carrera en fatiga sobre diferentes superficies.

PUNTOS CLAVE

- ✓ A pesar de los beneficios que aporta la carrera, alrededor de un 40.2% de corredores/as se lesiona cada año.
 - ✓ La mayor parte de las lesiones relacionadas con la carrera se producen en las extremidades inferiores.
 - ✓ Existen numerosos factores de riesgo relacionados con la incidencia de lesión durante la carrera, entre los que destaca la superficie de carrera y la fatiga.
-

1.3- Equipamiento deportivo

Algunos de los equipamientos más determinantes de la carrera son la superficie de carrera y el calzado (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Willwacher, 2017), ya que la absorción de los impactos está influenciada por estos componentes (Wang et al., 2012). Estos dos factores extrínsecos pueden condicionar la práctica de la carrera en gran medida y han sido relacionados por algunos autores con el desarrollo de lesiones comunes en corredores/as (Fields et al., 2010; Kennedy et al., 2005), aunque la evidencia es limitada (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007). Además, la elección de diferentes modelos de superficie de carrera o calzado con distintas características, puede producir cambios en la biomecánica de la carrera (Hardin et al., 2004), como modificaciones activas en el momento de contacto del corredor con la superficie, con el fin de compensar las alteraciones pasivas provocadas por el tipo de superficie o calzado (Hardin et al., 2004).

En relación con el calzado deportivo, en los años 70, se llevó a cabo el desarrollo de las zapatillas para la carrera. Hasta entonces, los corredores/as realizaban la actividad descalzos o con un calzado con amortiguación mínima, utilizando una técnica de apoyo

inicial distinta a la actual con el fin de disminuir los impactos que se producen en el contacto del pie con la superficie (Lieberman et al., 2010). Desde que surgió el calzado amortiguador, se piensa que este disminuye el riesgo de lesión, convirtiéndose ciertos factores como la calidad, el tipo (amortiguador o control del movimiento) y la construcción del calzado deportivo en características muy importantes a tener en cuenta para prevenir y tratar lesiones (Fields et al., 2010).

Algunas de las funciones básicas que tiene el calzado durante la carrera son: prevenir y proteger (amortiguación, control de movimiento y estabilidad), corregir problemas morfofuncionales propios del corredor y proporcionar un confort adecuado (García-Pérez, 2012). Según Nigg et al. (2015), el calzado más confortable considerado por los participantes es aquel con el que se produce una menor frecuencia de lesiones, un menor consumo de oxígeno y el que permite al esqueleto moverse en una trayectoria de movimiento preferida con menor demanda de actividad muscular.

En los últimos años, ha incrementado mucho la práctica de la carrera sin calzado, ya que se ha sugerido que durante la carrera descalzo se tiende a entrar en contacto con la superficie de antepié (parte delantera del pie) o mediopié (parte media del pie), en lugar de retropié (parte trasera del pie), generando así un mayor grado de amortiguación en la articulación del tobillo resultado de la mayor flexión plantar realizada (García-Pérez, 2012). La menor rigidez en las articulaciones durante la carrera descalzo de antepié/mediopié protege del impacto a causa de la reducción de la masa efectiva (Lieberman et al., 2010), entendiéndose esta como: “la porción de la masa total de un sistema de segmentos articulados necesaria para representar con precisión el modelo de impacto si se llevara a cabo con una única partícula en lugar de con un sistema con rotación y deformación de segmentos” (Derrick, 2004). Según el tipo de calzado y sus características, la técnica de carrera se adapta y permite la carrera con el contacto inicial de retropié (talón), estrategia comúnmente utilizada por los corredores/as de larga distancia o recreativos, o el apoyo de antepié/mediopié (Leboeuf et al., 2006; Novacheck, 1998).

Tradicionalmente, se ha relacionado el calzado con mayor control a corredores/as con pronación (primer contacto con la superficie de carrera con la parte interna del pie) y el calzado amortiguador a corredores/as con pies cavos y supinadores (primer contacto con la superficie de carrera con la parte externa del pie) con el fin de reducir la prevalencia de lesión (Fields et al., 2010). Sin embargo, no existe evidencia científica suficiente para confirmar la prescripción del calzado según el tipo de pie, pues hay estudios que no encuentran diferencias significativas en la prevalencia de lesión al usar calzado deportivo amortiguador, de control del movimiento o estabilizador según el tipo de arco (bajo, medio o alto), y la forma del pie (Fields et al., 2010). Además, algunos estudios confirman la

asociación entre las lesiones producidas en la tibia y el uso de un gran número de zapatillas deportivas, junto con el factor protector de lesiones en miembros inferiores en corredores/as varones producido por el calzado con 4 a 6 meses de antigüedad (Taunton et al., 2003; van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007).

1.3.1- Superficies de carrera

De la misma manera, recientemente se ha podido observar un aumento en el interés por parte de entrenadores/as e investigadores/as del ámbito del deporte en el estudio de aspectos relacionados con la carrera, tanto para disminuir el riesgo de lesión, como para mejorar el rendimiento y la salud (Ceyssens et al., 2019; Patoz et al., 2022; Willwacher, 2017). En este sentido, la gran variedad de superficies de carrera (Figura 7) de la que dispone un corredor/a para realizar la actividad provoca, en la mayoría de los casos, que se utilice más de una superficie a la hora de llevar a cabo los entrenamientos, pudiéndose clasificar en (Taunton et al., 2003):

- Superficies naturales: arena, tierra, césped, hierba, etc.
- Superficies sintéticas o artificiales: asfalto, tartán, hormigón, cemento, césped artificial, etc.
- Cintas rodantes

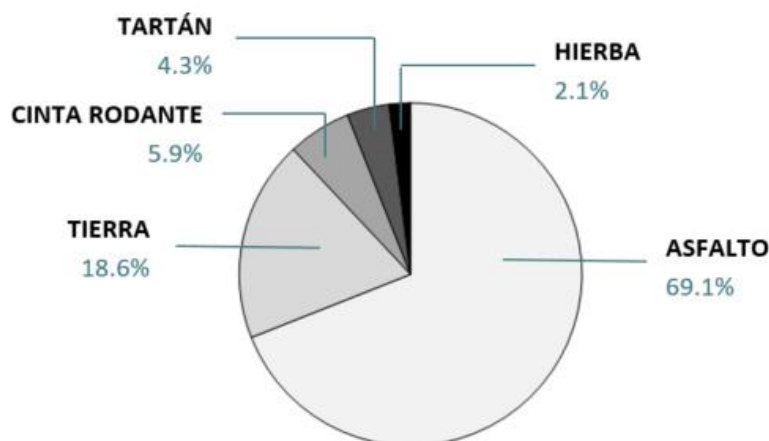


Figura 7. Primera opción de superficie de carrera elegida por 844 corredores/as (Taunton et al., 2003).

A su vez, existen una serie de criterios que establecen la calidad de las superficies deportivas o pavimentos, las cuales influirán a su vez en el desarrollo de la actividad (Leboeuf et al., 2006) (Tabla 1).

Tabla 1. Criterios de calidad de las superficies deportivas (Leboeuf et al., 2006).

Amortiguación	Sistema mecánico que atenúa el efecto de los impactos. Es cuantificado por el valor de la desaceleración máxima de la superficie. A menor valor de desaceleración, mayor capacidad de amortiguación.
Deformación estándar	Se obtiene a partir de la máxima desviación de la superficie durante un test estandarizado (de carácter vertical u horizontal) (Nigg & Yeadon, 1987).
Deslizamiento o fricción	Permite la estabilidad de los apoyos.
Dureza	Vinculada a la deformación estándar. Se define como la resistencia de un material a la penetración de un objeto determinado, bajo una presión establecida (Nigg & Yeadon, 1987).
Elasticidad	Capacidad de ciertos materiales de sufrir deformaciones reversibles generadas por fuerzas externas y de recuperar la forma original al eliminar estas fuerzas externas.
Flexibilidad	Deformación que sufre la superficie. Si se trata de una deformación puntual se denomina puntoelástica y si se trata de una zona más amplia se conoce como areaelástica.
Resistencia al rebote	En todas las superficies existe pérdida de energía mecánica al entrar en contacto con la superficie deportiva. Se entiende como la diferencia entre la cantidad de energía mecánica posterior al impacto con la superficie comparado con la energía mecánica anterior al impacto (Nigg & Yeadon, 1987).
Rigidez	Es un factor relacionado con deficiencias en los aspectos biomecánicos citados anteriormente. Se trata del ratio de fuerza aplicada a la deflexión y altera las fuerzas de impacto pudiendo producir lesiones por sobreuso en músculos, ligamentos, tendones, cartílagos y huesos (Nigg & Yeadon, 1987).

Estas propiedades de las superficies pueden alterar las patrones biomecánicos y modificar las condiciones de carrera (Dixon et al., 2000; Ferris et al., 1999; Hardin et al., 2004; Kennedy et al., 2005; Kerdok et al., 2002; Tessutti et al., 2010), pudiendo afectar a variables cinéticas (Dixon et al., 2000; Kennedy et al., 2005; Tessutti et al., 2010), cinemáticas (Kerdok et al., 2002) y al coste metabólico de la carrera (Kerdok et al., 2002), resultando en un aumento del riesgo de lesión. Según ciertos autores, no existen diferencias significativas entre superficies en cuanto a magnitud de fuerzas y presiones plantares se refiere; sin embargo, sí que se encuentran diferencias cuando se habla de tasas de impacto que pueden incrementar el riesgo de lesión (Tenforde et al., 2020).

Ferris et al. (1999) aseguraron que, desde el primer paso en una nueva superficie de carrera, el corredor ajusta la rigidez de la pierna que entra en contacto con la misma superficie. Otros autores como Kennedy et al. (2005), afirman que la carrera sobre hierba natural produce una mayor absorción de impactos, pero incrementa el riesgo de lesión a causa de la irregularidad del terreno y genera una menor velocidad de desplazamiento que las superficies sintéticas. De acuerdo con estos resultados, Tessutti et al. (2010) observaron

que el asfalto produce cargas más elevadas que la hierba, lo cual podría estar relacionado con el incremento en el riesgo de lesión del sistema musculoesquelético.

La superficie más popular entre corredores/as recreacionales para practicar la carrera es el asfalto (Tessutti et al., 2010). Sin embargo, el asfalto no es muy recomendable para personas con sobrepeso u osteoporosis, ya que no absorbe los impactos con tanta eficacia como otras superficies como la pista de atletismo, la cual es más recomendada para estos tipos de población (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000). La mayoría de las pistas de atletismo están construidas con superficies de tartán con el objetivo de aumentar el rendimiento, con la desventaja de que puede ocasionar lesiones debido a realizar la carrera siempre en el mismo sentido (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000).

Por el contrario, las superficies naturales como la tierra son superficies más adecuadas para las articulaciones, al ser superficies más blandas y con mejor absorción que las superficies artificiales. No obstante, existe una irregularidad del terreno que puede resultar en lesiones por torceduras, llegando a modificar la biomecánica de carrera en casos como la arena (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000). Según Pinnington et al. (2005), la arena genera un coste metabólico mayor a causa de mayor actividad muscular y rangos de movimiento de cadera y rodilla.

Por esta razón, las cintas rodantes tradicionales (de ahora en adelante cinta motorizada (MT)) se han utilizado tanto en investigaciones científicas como en entrenamientos con el objetivo de controlar determinados factores como la pendiente o la velocidad de carrera (García-Pérez et al., 2014; Nigg et al., 1995). Tanto es así, que se han creado nuevos diseños de cinta rodante, como es la cinta curva no motorizada (cNMT) (Catalá-Vilaplana et al., 2023). Estudios previos han reportado diferencias fisiológicas entre estos tipos de superficies (Miller et al., 2019), pero existe cierta controversia en la literatura sobre si la carrera en cinta rodante (MT/cNMT) puede mimetizar la biomecánica de carrera sobre suelo (SL) (Riley et al., 2008; Van Hooren et al., 2019). Por este motivo, en los siguientes apartados se describe con mayor profundidad las características, diferencias y similitudes entre estas tres superficies.

1.3.1.1- Cinta motorizada vs suelo

Por lo que a las MT se refiere, no sólo influyen las características de la superficie mencionadas anteriormente (elasticidad, deslizamiento, amortiguación, flexibilidad...), sino que también son importantes las propias características de la cinta rodante utilizada, ya que

el desplazamiento de la cinta durante la carrera puede generar efectos tanto positivos como negativos sobre aspectos relacionados con la biomecánica de carrera (Baur et al., 2007; Frishberg, 1983; Hines & Mercer, 2004; Milgrom et al., 2003; Morin et al., 2011; Nigg et al., 1995).

La utilización de las MT ha aumentado en los últimos tiempos (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a), siendo una de las superficies más comunes para la práctica de la carrera en gimnasios, actividades terapéuticas, rehabilitación, entrenamiento deportivo y para el análisis de la biomecánica de carrera (Frishberg, 1983; García-Pérez et al., 2014; Morin et al., 2011; Nigg et al., 1995, 1995; Riley et al., 2008; Van Hooren et al., 2019; Wank et al., 1998). Este tipo de superficie es una herramienta que presenta una serie de ventajas como la fácil instrumentación y menor empleo de espacio; el mejor control del entorno, inclinación, y velocidad; y la alta replicabilidad de ensayos (García-Pérez et al., 2014).

Sin embargo, la carrera en MT presenta ciertas variaciones biomecánicas, fisiológicas y perceptuales con respecto a la carrera sobre SL (García-Pérez et al., 2014). Estos cambios podrían ser debidos al hecho de que el funcionamiento de la MT requiere menos propulsión ya que la cinta desplaza la pierna de apoyo por debajo del cuerpo en lugar de que sea el cuerpo el que se mueve sobre la pierna de apoyo (Frishberg, 1983). Otros factores que influyen en estas diferencias son la fluctuación de energía entre la MT y el atleta (Savelberg et al., 1998; van Ingen Schenau, 1980) y los distintos requerimientos de coordinación muscular para cada superficie (van Ingen Schenau, 1980).

Efecto de la cinta motorizada y suelo sobre variables biomecánicas

De acuerdo con algunos estudios, la MT conduce a una disminución de la dorsiflexión de tobillo en el momento del contacto inicial (Fellin et al., 2010; Nigg et al., 1995; Wank et al., 1998), una mayor extensión de cadera y rodilla durante el despegue (Sykes, 1975), además de una menor oscilación vertical del centro de masas (Dal Monte et al., 1973) en comparación con el SL. Por otro lado, autores como Frishberg (1983), Schache et al. (2001) y Sinclair et al. (2013) encontraron una mayor flexión de cadera durante el contacto inicial en la carrera sobre SL vs MT, relacionada con la mejora de la percepción de estabilidad y seguridad por parte del corredor/a (Wank et al., 1998). Otros estudios, aseguran que la flexión de rodilla y tobillo durante el contacto inicial es superior en la carrera sobre SL (Frishberg, 1983; Schache et al., 2001; Sinclair et al., 2013).

Por lo que respecta a los parámetros espaciotemporales, algunos autores aseguran que la carrera en MT produce un aumento en la frecuencia de zancada en comparación con la carrera al aire libre (García-Pérez et al., 2013; Nigg et al., 1995). Según Frishberg (1983),

la manera más eficiente de modificar el estilo de carrera al correr sobre MT es reducir la frecuencia zancada e incrementar la longitud de la misma, en contraposición a lo que realmente hace el corredor, que aumenta la frecuencia de zancada y disminuye la longitud (Reinisch et al., 1991; Riley et al., 2008; Schache et al., 2001; Wank et al., 1998). La literatura científica asegura que el tiempo de contacto es significativamente menor sobre MT (Riley et al., 2008; Schache et al., 2001; Wank et al., 1998), mientras que otros estudios aseguran lo contrario (McKenna & Riches, 2007; Schache et al., 2001) o no encuentran diferencias significativas (Baur et al., 2007). Además, se ha observado que la MT genera una menor magnitud de presión plantar máxima del pie (García-Pérez et al., 2013).

Por lo que respecta a los impactos, la MT produce una menor magnitud y ratio de impactos en comparación con la pista de atletismo (García-Pérez, 2012). Esto podría ser un aspecto beneficioso, pero produce cambios en otras variables biomecánicas como la cinemática del centro de gravedad, la frecuencia de zancada, la cinemática de cadera, rodilla y/o tobillo, velocidades máximas, la percepción de velocidad, el coste energético, la actividad muscular, el tiempo de contacto, la atenuación de la aceleración y la presión plantar (García-Pérez et al., 2012, 2014). Además, los atletas que practican la carrera sobre SL presentan mayor riesgo de fracturas de tibia por estrés que los que corren sobre tapiz rodante, lo cual es debido a que las ratios de deformación o esfuerzo son de 48-285% superiores en la carrera sobre SL (Milgrom et al., 2003). También se produce una menor atenuación del impacto (tibia-cabeza) durante la carrera en MT en comparación con correr sobre SL, como resultado de cambios en las características de la superficie o modificaciones en la cinemática de la carrera en MT y SL (Hines & Mercer, 2004).

Por último, también se encuentran diferencias entre ambas superficies en términos de economía de carrera, pero hay una fuerte correlación, y parece razonable pensar que los factores que influyen sobre este parámetro en ambas superficies son similares (Saunders et al., 2004). En este sentido, a causa del diferente requerimiento energético y de los distintos mecanismos de control neuromuscular específicos para cada superficie, la actividad neuromuscular también será diferente durante la carrera en MT y sobre SL (Baur et al., 2007; Savelberg et al., 1998).

Efecto de la cinta motorizada y suelo sobre variables fisiológicas y perceptuales

A nivel energético, la carrera en MT genera un menor coste energético que la carrera sobre SL, lo que podría ser debido a la ausencia de la resistencia del aire durante la carrera en MT (Frishberg, 1983; Jones & Doust, 1996; Pugh, 1970; van Ingen Schenau, 1980). Además, estas diferencias aumentan con el incremento de la velocidad de carrera (García-Pérez, 2012). Determinados estudios (Hanson et al., 2011; Jones & Doust, 1996) aseguran

que corriendo con una pendiente del 1% en MT se compensa la ausencia del efecto del viento en términos de coste energético.

La percepción del esfuerzo también se ve influenciada por la carrera sobre diferentes superficies (Ceci & Hassmén, 1991; Thompson & West, 1998). Estos estudios encontraron que al correr en un mismo nivel de esfuerzo percibido en MT y SL, la carrera sobre SL produce mayores niveles de lactato en sangre, un aumento de la frecuencia cardíaca, así como mayor velocidad de desplazamiento en comparación con la carrera en MT (Ceci & Hassmén, 1991; Thompson & West, 1998). Por lo tanto, la carrera sobre SL será un ejercicio más intenso fisiológicamente y producirá una mayor percepción de esfuerzo con actividades de intensidad similar (Ceci & Hassmén, 1991).

En una reciente revisión sistemática con metaanálisis, Van Hooren et al. (2020) aseguran que la biomecánica durante la carrera en MT podría ser comparables con la biomecánica al correr sobre SL si se tienen en cuenta ciertos aspectos, que minimizan estas diferencias biomecánicas entre la carrera en MT y SL. El primero de ellos es la diferencia en la rigidez de la superficie. Como ya se ha comentado, la carrera en MT produce una reducción en los impactos de aceleración en comparación con la carrera sobre SL (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Milner et al., 2020; Montgomery et al., 2016). El segundo factor es la insuficiente experiencia o familiarización del corredor con la MT y el confort de éste durante la carrera. A pesar de que las estimaciones varían entre 30 segundos (White et al., 2002) y 9 minutos (Arnold et al., 2019; Lavcanska et al., 2005; Williams & Cavanagh, 1987), la mayoría de estudios aseguran que 8 minutos son suficientes. Sin embargo, algunos corredores/as pueden necesitar una mayor o menor familiarización (Lindorfer et al., 2017).

El tercer aspecto a tener en cuenta según Van Hooren et al. (2020) sería la potencia de la MT. La potencia del motor depende de factores como el peso del sujeto, la inclinación de la cinta y la velocidad de carrera, donde los sujetos de mayor peso y las velocidades de carrera más altas resultarían en una mayor fricción y fuerzas de frenado y, por lo tanto, mayores variaciones de velocidad en la cinta (Willwacher et al., 2021). El cuarto elemento, es la diferencia en la resistencia del aire durante la carrera, ya que en MT se reduce el consumo de oxígeno y, en teoría, mejora el rendimiento cuando se compara con la carrera sobre SL. Y, por último, la quinta característica es la alteración en la percepción de velocidad. En concreto, se ha demostrado que los corredores/as perciben una mayor velocidad de carrera en MT que durante la carrera sobre SL (Miller et al., 2019), resultando la carrera en MT en frecuencias de zancada más altas y en longitudes de zancada más cortas en comparación con la carrera sobre SL (Caramenti et al., 2018; Reinisch et al., 1991; Riley et al., 2008). Además, los corredores/as eligen velocidades significativamente más lentas sobre MT que sobre SL (Van Caekenberghe et al., 2010). En este sentido, el

uso de la MT para analizar la biomecánica de carrera puede estar justificado, pero siempre teniendo cautela en el momento de interpretar o extrapolar los resultados, ya que aunque puedan ser comparables con la carrera sobre SL, nunca serán completamente equivalentes (Van Hooren et al., 2019).

1.3.1.2- Cinta motorizada vs cinta curva no motorizada

Actualmente, existen nuevos diseños de cinta rodante que se emplean en el ámbito deportivo, entre las cuales destacan las cintas curvas no motorizadas (cNMT) (Figura 8). Este tipo de cintas rodantes se utilizan tanto para entrenamientos como para investigación e incluso en rehabilitación clínica (Edwards et al., 2017). La peculiaridad de la cNMT en comparación con la MT, es que en esta última la velocidad de la cinta está controlada por un motor externo. En cambio, la cNMT permite a los usuarios autoseleccionar naturalmente la velocidad impulsando la cinta en cada paso, siendo ésta una práctica más cercana a la carrera sobre SL y permitiendo una aceleración y deceleración más rápidas, más variabilidad en la marcha paso a paso y estimulación interna (De Witt et al., 2009; Stevens et al., 2015).

El diseño curvo cuenta con una ligera inclinación en la parte frontal de la cinta rodante, lo que provoca la sensación de estar corriendo cuesta arriba y la necesidad de una mayor velocidad para mantener el ritmo de carrera en cNMT (Schoenmakers et al., 2020). Según la parte de la cinta en la que se contacte, la velocidad aumentará o disminuirá: aumenta en la parte frontal, lo que permite una mayor producción de fuerza antero-posterior para contribuir a la propulsión de la cinta rodante y, disminuye en la parte central (Smoliga et al., 2015).

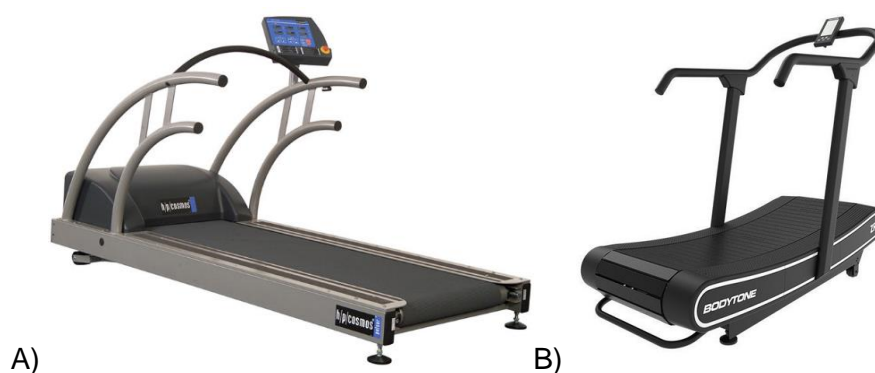


Figura 8. Diferentes tipos de cinta rodante: A) cinta motorizada, B) cinta curva no motorizada.

Según varios estudios, las cNMT son una herramienta práctica, válida y fiable para la evaluación de patrones de movimiento a nivel clínico (Janaudis-Ferreira et al., 2010) y a nivel deportivo, donde se pueden incluir sprints (González et al., 2013; Mangine et al., 2014), trabajos de resistencia (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Stevens et al., 2015; Waldman et al., 2017), trabajos de fuerza y acondicionamiento (Highton et al., 2012), respuestas metabólicas (Edwards et al., 2017), y simulación de deportes competitivos (Sirotic & Coutts, 2008; Tofari et al., 2015).

Por otro lado, también se puede observar un creciente interés en el estudio de la cNMT en el ámbito científico, siendo cada vez más las investigaciones en laboratorios que estudian el impacto de factores ambientales (Sweeting et al., 2017), recuperación (Pelka et al., 2017), temperatura (Van den Tillaar et al., 2017), ayudas ergogénicas (Coull et al., 2015) y fatiga (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Tofari et al., 2015) sobre el rendimiento. Otros estudios se han centrado en analizar intensidades de ejercicio submáximas (Edwards et al., 2017; Seneli et al., 2011; Smoliga et al., 2015), o han investigado las respuestas metabólicas a velocidades máximas (Stevens et al., 2015), e incluso durante la marcha (Smoliga et al., 2015; Snyder et al., 2011).

Recientes estudios indican que la carrera en cNMT puede incrementar el gasto metabólico y producir una mayor fatiga percibida (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Edwards et al., 2017; Schoenmakers & Reed, 2018). Este hecho podría deberse a que este tipo de cintas rodantes requieren energía no solo para impulsar el propio cuerpo, sino también para impulsar la cinta en cada paso, a la que se le atribuye una fricción y pendiente determinada (Bruseghini et al., 2019; Schoenmakers et al., 2020).

Por lo tanto, las cNMT permiten a los participantes obtener mayores beneficios fisiológicos asociados con el ejercicio moderado y vigoroso sin ningún aumento sustancial en el esfuerzo en comparación con MT (Smoliga et al., 2015; Snyder et al., 2011). Además, correr en cNMT no solo aumenta las demandas fisiológicas debido al incremento en la intensidad, sino que también requiere ajustes regulares para mantener una velocidad uniforme, ya sea a través de la velocidad y/o la longitud de la zancada. Por lo tanto, la cNMT probablemente también requiera un mayor control neuromuscular que la MT (Smoliga et al., 2015). Por último, determinados estudios aseguran que la cNMT reduce los impactos de aceleración en comparación con la MT y SL a diferentes velocidades de carrera y marcha (Encarnación-Martínez et al., 2021a; Montgomery et al., 2016).

No obstante, existen pocas evidencias de las diferencias en variables biomecánicas durante la carrera en cNMT frente a MT y SL (Bruseghini et al., 2019; Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Montgomery et al., 2016). Por esta razón, son

necesarios más estudios que analicen las diferencias en variables biomecánicas, fisiológicas y perceptuales de la carrera en MT frente a la carrera en cNMT y SL.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La superficie de carrera y el calzado son dos de los equipamientos más determinantes de la carrera por su relación con los impactos.
 - ✓ Propiedades como la amortiguación o dureza de la superficie pueden alterar los patrones biomecánicos y modificar las condiciones de carrera.
 - ✓ Las cintas motorizadas son una de las superficies más comunes para entrenamientos e investigación. Sin embargo, presentan ciertas variaciones biomecánicas con respecto a la carrera en suelo.
 - ✓ Las cintas curvas no motorizadas permiten a los corredores/as autoseleccionar la velocidad impulsando la cinta en cada paso.
-

1.4- La fatiga en carrera

Como se ha comentado anteriormente, existen diferentes factores extrínsecos (superficie, calzado, entrenamiento, etc.) e intrínsecos (edad, sexo, fatiga, lesiones previas, experiencia, etc.) que pueden alterar el análisis de la biomecánica de carrera (Anbarian & Esmaeili, 2016; Ferro Sánchez, 2001; Phinyomark et al., 2014;; Sun et al., 2018). En este sentido, se considera esencial el control de la fatiga, como uno de los factores intrínsecos más importantes, por su relación con el riesgo de lesión y el rendimiento deportivo (Abt et al., 2011; Brown et al., 2014).

Desde finales del siglo XIX, la relación entre fatiga y ejercicio ha sido objeto de numerosas investigaciones, sin embargo, la etiología de la palabra fatiga todavía es desconocida (Chicharro & Vaquero, 2006). Numerosos autores han tratado de definir el término “fatiga”, entendiéndose esta como la reducción temporal en la capacidad de producir fuerza máxima y/o potencia muscular causada por el ejercicio, con independencia de que la intensidad del esfuerzo pueda ser sostenida o no en el tiempo (Gandevia, 2001; Millet & Lepers, 2004). Se trata de una respuesta multidimensional o multifactorial del organismo resultante de cuándo éste no puede mantener un ejercicio a la potencia requerida durante más tiempo (Enoka, 2008; Millet & Lepers, 2004), provocando un descenso en el rendimiento con el fin de conservar la integridad y función celular (Anbarian & Esmaeili, 2016; Hunter & Smith, 2007; Millet et al., 2011). En la Figura 9 se muestran las principales causas de la aparición de la fatiga (Gómez-Campos et al., 2010).

- Acumulación de productos metabólicos
- Estrés oxidativo
- Modificaciones de temperatura
- Alteraciones del PH
- Lesiones musculares
- Pérdida de la homeostasis de los iones de Ca^{2+}



Figura 9. Principales causas por las que se produce la fatiga.

La fatiga depende de la intensidad y de la duración del ejercicio, pudiendo desarrollarse tanto en ejercicios de alta intensidad como de baja intensidad (Millet & Lepers, 2004), pues es el resultado de la desproporción entre la magnitud del ejercicio y las posibilidades de ejecución del mismo (Barbany, 2006). Además, la fatiga puede ser provocada por el requerimiento excesivo de potencia, duración, intensidad o velocidad de ejecución, resultando en la incapacidad del organismo en general o del músculo en concreto para sostener la intensidad del esfuerzo realizado (Barbany, 2006). En estos casos, el ejercicio tiene que ser detenido o reducido por el deportista para evitar consecuencias adversas provocadas por un esfuerzo excesivo (Barbany, 2006; Millet & Lepers, 2004).

La fatiga empieza a aparecer durante la carrera debido a la activación repetida de los músculos esqueléticos de forma coordinada (Dotan et al., 2012). Esta repetición provoca que la fatiga se desarrolle de forma progresiva, afectando a las características fisiológicas como la disponibilidad metabólica, la función cardiovascular, la función de los músculos respiratorios, el control neuromuscular y las demandas en factores neurales centrales y músculos de la locomoción (Bertram et al., 2013), así como también influye en la biomecánica del organismo (Brown et al., 2014; Paillard, 2012).

Por un lado, el carácter cíclico de la carrera precisa de patrones de movimiento eficientes, por lo que la aparición de fatiga podría alterar la cinética y cinemática de carrera, comprometiendo así la economía de carrera al modificar los parámetros espaciotemporales (frecuencia y longitud de zancada, tiempo de contacto y de vuelo) e incrementando el riesgo de lesión (Abt et al., 2011; Christina et al., 2001; Hreljac, 2004; Hunter & Smith, 2007). Por otro lado, la fatiga podría considerarse como un mecanismo de alerta que informa al cuerpo cuando se llega al límite fisiológico y metabólico y, no se puede seguir manteniendo la

actividad con la misma intensidad sin poner en riesgo a todo el sistema (Barbany, 2006; Lucas-Cuevas, 2016).

1.4.1- Análisis de la fatiga en variables fisiológicas y biomecánicas

La fatiga tiene una influencia relevante tanto en el rendimiento deportivo como en el riesgo de lesión, ya que puede alterar ciertos factores no solo a nivel fisiológico sino también biomecánico. La frecuencia cardíaca (FC) y el consumo de oxígeno (VO_2 máx) son un ejemplo de estos factores que pueden verse influenciados por la fatiga, ya que el desarrollo de ésta demanda un mayor bombeo de sangre al sistema musculoesquelético con tal de recibir oxígeno y nutrientes, incrementando así la FC (Ament & Verkerke, 2009). De igual forma, el VO_2 máx aumenta a medida que la fatiga aparece con el fin de que los músculos satisfagan las demandas energéticas requeridas por el movimiento del organismo (Astorino et al., 2005; Draper & Wood, 2005).

Por lo que respecta a la cinemática angular, ciertas investigaciones aseguran que la fatiga produce una mayor flexión de rodilla y eversión del retropié (Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2021b; Zandbergen et al., 2023), mientras que otros estudios no han observado ningún cambio (Abt et al., 2011; Gil Calvo, 2018). Otras variables como la temperatura interna del organismo aumentan después la realización de carrera prolongada a causa del incremento de la temperatura superficial de la piel en zonas como las plantas de los pies (Gil Calvo, 2018). La fatiga también está relacionada con la distribución de presiones plantares, ya que se ha observado un incremento de la carga en el metatarso central y una disminución en los dedos y el talón como consecuencia de la fatiga (Bercovitz et al., 2022; García-Pérez et al., 2013; Kim et al., 2018). Sin embargo, existen estudios que no han encontrado esta relación (Hohmann et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014).

Por otro lado, existe una gran controversia en la literatura sobre la relación de la fatiga con los parámetros espaciotemporales. Algunos autores afirman que con la fatiga se produce un incremento en la longitud y una disminución en la frecuencia de zancada (Chan-Roper et al., 2012; García-Pérez et al., 2013), pero otros aseguran lo contrario (Kyröläinen et al., 2000; Vernillo et al., 2015), o incluso la ausencia de diferencias (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015). Según Hunter & Smith (2007), la mitad de los participantes experimentaron una reducción en la frecuencia de zancada, mientras que otros manifestaron un incremento y otros no mostraron ningún cambio en este parámetro. Además, diversos autores aseguran que la fatiga produce un aumento del tiempo de

contacto y, en consecuencia, una disminución del tiempo de vuelo (Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2021b; García-Pinillos et al., 2020; Möhler et al., 2021).

Finalmente, determinados autores aseguran que existe una relación entre la fatiga y los impactos, ya que la aparición de la fatiga durante la carrera podría llegar a influir en la capacidad de atenuación de los impactos por parte del organismo (Encarnación-Martínez et al., 2022). En concreto, algunos estudios han observado un aumento en el pico de aceleración y atenuación del impacto (Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2022; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998), y reducciones en la atenuación (Mercer et al., 2003a) y en la ratio de aceleración tibial (García-Pérez et al., 2014). No obstante, otros autores no han encontrado modificaciones en el pico de aceleración tibial o en cabeza, en el ratio de aceleración tibial o en la atenuación del impacto (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer et al., 2003a; Reenalda et al., 2019).

1.4.2- Protocolos y sistemas de medición de la fatiga

Como se puede observar, existe una gran discrepancia entre los estudios de la literatura a la hora de relacionar la influencia de la fatiga con las diferentes variables biomecánicas, lo cual puede ser debido al tipo de protocolo de fatiga utilizado en cada uno de ellos, al tipo de fatiga inducido o a los sistemas de medición utilizados (Clansey et al., 2012; Lucas-Cuevas et al., 2017).

En este sentido, los diferentes test planteados en la literatura para generar fatiga central o general en corredores/as son: test de carrera en pista durante un tiempo establecido o a una intensidad establecida (García-Pérez et al., 2013; Latorre-Román et al., 2017); test de laboratorio en cinta a una intensidad determinada y velocidad constante (García-Pérez et al., 2013; Lucas-Cuevas et al., 2014, 2017); pruebas de esfuerzo y protocolos incrementales, ya sea con aumentos de velocidad (Anbarian & Esmaeili, 2016; Koblbauer et al., 2014) o de velocidad y pendiente hasta la extenuación (Mercer et al., 2003a); protocolos de carrera de 30 minutos al 80% (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Lucas-Cuevas et al., 2015) y 85% (Encarnación-Martínez et al., 2020, 2022; García-Pérez et al., 2013, 2014) de la velocidad aeróbica máxima (VAM) o velocidad de umbral anaeróbico (Mizrahi et al., 2000, 2001; Verbitsky et al., 1998); protocolos a intensidad umbral con dos series de 20 minutos (Clansey et al., 2012), de 12 minutos a la velocidad de fatiga para cada participante (Lucas-Cuevas et al., 2014), de 40 minutos al ritmo de carrera de 5 kilómetros (Brown et al., 2014), de 60 minutos de carrera al 78% (Hunter & Smith, 2007), o

de 2 horas al 75% VO₂máx (Saldanha et al., 2008); eventos deportivos oficiales (Kyröläinen et al., 2000; Nagel et al., 2008); y actividades físicas diferentes a la carrera (Christina et al., 2001; Milgrom et al., 2007). Además, otros estudios han medido la fatiga periférica mediante dinamómetros isocinéticos en los músculos flexores y extensores de cadera y rodilla (Encarnación-Martínez et al., 2020), dorsiflexores e inversores de tobillo (Christina et al., 2001).

Con el fin de registrar y controlar el nivel de fatiga alcanzado por el deportista durante los distintos protocolos experimentales se pueden encontrar distintas herramientas, las cuales se relacionan con variables fisiológicas. Algunas de estas herramientas son la medición de la frecuencia cardíaca, la fuerza isocinética, el nivel de activación muscular, la concentración de lactato en sangre, la relación de intercambio respiratorio o el consumo de oxígeno (Abt et al., 2011; García Gallart, 2018), Aunque también se pueden utilizar otro tipo de herramientas como las escalas psicofísicas de percepción subjetiva del esfuerzo, como la escala de Borg (Borg, 1982), la cual se describirá posteriormente con más detalle.

Según Verbitsky et al. (1998), es necesario entender la influencia de la fatiga en la magnitud de carga dinámica que sostiene el cuerpo del corredor, ya que puede ser un dato muy importante a tener en cuenta a la hora de diseñar calzado deportivo, pavimentos, planificaciones de entrenamientos, etc. con tal de reducir la prevalencia de lesiones y el daño a los tejidos. En este sentido, diversos estudios confirman la necesidad de seguir investigando en este tema, ya sea con el fin de determinar las modificaciones que provoca la fatiga, el umbral de fatiga necesario para que se produzcan esas modificaciones, el efecto de distintos ejercicios o el papel de la experiencia del corredor en todo lo anterior (Abt et al., 2011; Mercer et al., 2003a).

PUNTOS CLAVE

- ✓ La fatiga es un factor importante que puede influir en el análisis de la biomecánica y fisiología de carrera.
 - ✓ La aparición de la fatiga durante la carrera podría llegar a alterar la capacidad de atenuación de los impactos por parte del organismo.
 - ✓ La gran discrepancia en la literatura a la hora de relacionar la influencia de la fatiga con las diferentes variables biomecánicas puede ser debida al tipo de protocolo de fatiga utilizado en cada uno de ellos, al tipo de fatiga inducido y/o a los sistemas de medición utilizados.
-

1.5- Análisis de la carrera: aspectos biomecánicos y fisiológicos

La carrera es un tipo de actividad física que implica una interacción compleja y sincronizada de numerosos sistemas, estructuras y segmentos del cuerpo. Desde la perspectiva de la biomecánica es posible estudiar las diferentes variables individuales que participan en la acción global de la carrera con el objetivo de intentar explicar cómo influyen las distintas partes entre sí, y como repercuten en el riesgo de lesión y en la mejora del rendimiento. De este modo, las variables biomecánicas y fisiológicas analizadas comúnmente en la carrera se presentan divididas en distintas áreas en la Figura 10 (Bruseghini et al., 2019; Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Fourchet et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2019; Hanley & Mohan, 2014; Jiménez Pérez, 2019; Miller et al., 2019; Reenalda et al., 2019).

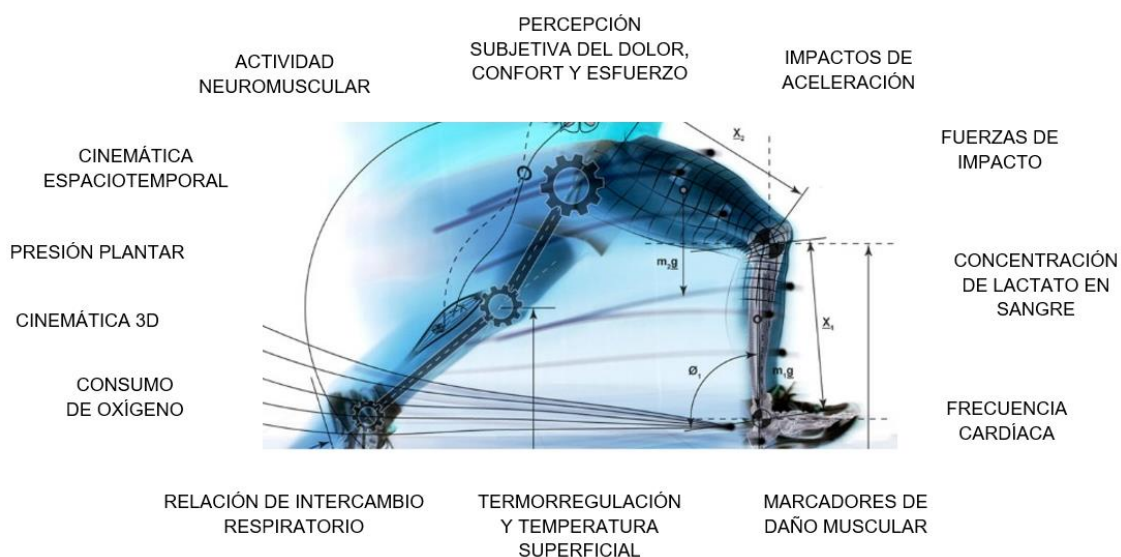


Figura 10. Variables fisiológicas, biomecánicas y perceptuales más comunes en los que se estudia la carrera.

Cuando se pretende investigar el efecto de la superficie de carrera en la fisiología y biomecánica de carrera, es necesario analizar su comportamiento en algunas de las diferentes áreas citadas anteriormente, entre las cuales destacan por su mayor repercusión y evidencia: cinemática espaciotemporal, impactos de aceleración, percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca, test de salto con contramovimiento y percepción del confort (Bruseghini et al., 2019; Catalá-Vilaplana et al., 2023; Edwards et al., 2017; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Meyer et al., 2017; Schoenmakers et al., 2020; Smoliga et al., 2015), las cuales se detallan en los siguientes apartados.

1.5.1- Cinemática espaciotemporal

Los parámetros espaciotemporales están estrechamente relacionados con la economía de carrera, ya que dependen de la técnica de carrera y se ven afectados por la aparición de la fatiga, aumentando consecuentemente el riesgo de lesión (Williams & Cavanagh, 1987). Los dos parámetros espaciotemporales más importantes son la frecuencia y longitud de zancada. En el estudio de Williams & Cavanagh (1987), se afirmó que el 54% de la variabilidad interindividual de la economía de carrera podría ser debida a diferencias en estos parámetros biomecánicos.

Por su importante relación con la economía de carrera, hoy en día estos parámetros se pueden registrar en tiempo real a través de muchos dispositivos entre los cuales destacan las plataformas de fuerza, ya sea instrumentadas en una cinta o encajadas en el suelo (Degache et al., 2013; Higginson, 2009; Morin et al., 2011; Nagel et al., 2008; Willems et al., 2012); los sistemas de medición óptica (OptoGait, por ejemplo) (Deflandre et al., 2016; García-Pinillos et al., 2018; Gil Calvo, 2018; Lussiana et al., 2016); las plantillas instrumentadas (Higginson, 2009; Lucas-Cuevas et al., 2014); o incluso otros métodos como la acelerometría (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Higginson, 2009; Lucas-Cuevas et al., 2017) o el análisis cinemático (Creaby et al., 2011).

La longitud y la frecuencia de zancada son indirectamente proporcionales ya que la velocidad de carrera resulta de estos dos parámetros, es decir, en una carrera a velocidad constante, cuando uno aumenta, el otro disminuye, y viceversa (Hanley & Mohan, 2014; Mercer et al., 2002). Según algunos estudios, los corredores/as con menos experiencia seleccionan frecuencias de zancada inferiores a la frecuencia óptima, en cambio, los más experimentados escogen inconscientemente frecuencias más altas, optimizando así el gasto energético y mejorando la economía de carrera (Hunter & Smith, 2007). Además, un pequeño aumento de la frecuencia de zancada (~10 %) en atletas aficionados, permite una mayor rigidez de las piernas, lo cual reduce el estrés sufrido por las articulaciones de la cadera y la rodilla, y ayuda a prevenir las lesiones generadas por impactos elevados que padecen las extremidades inferiores, sin alterar la economía de carrera (Hamill et al., 1995; Heiderscheit et al., 2011; Lenhart et al., 2014). De manera general, los corredores/as con más experiencia combinan estos dos parámetros mucho mejor que los principiantes, pudiendo llegar a ahorrar hasta 3 ml/kg/km en la economía de carrera (de Ruyter et al., 2014).

El tiempo de contacto es otro de los parámetros espaciotemporales que se debería tener en cuenta a la hora de analizar la biomecánica de carrera (Willwacher et al., 2022). Se entiende como el tiempo que pasa desde que el pie entra en contacto con el suelo hasta

que se produce el despegue del mismo, el cual se ve influenciado por la velocidad de carrera (Ogueta-Alday et al., 2014). Este parámetro aumenta a medida que disminuye la velocidad de carrera, y disminuye cuando se produce un aumento en la velocidad (Kim et al., 2018; Morin et al., 2012; Ogueta-Alday et al., 2014). Generalmente, se necesita un tiempo de contacto mínimo (110 ms aproximadamente) para alcanzar una propulsión efectiva, llegándose a producir disminuciones de alrededor de 20 ms con el aumento de 2 km/h en la velocidad de carrera (Ogueta-Alday et al., 2014; Weyand et al., 2010).

Del mismo modo que la frecuencia y longitud de zancada, la selección instintiva de un patrón natural de tiempo de contacto llevada a cabo por cada corredor/a minimiza el gasto metabólico de la carrera (Cavanagh & Williams, 1982; Hamill et al., 1995; Hunter & Smith, 2007). Además, una disminución en el tiempo de contacto se ha relacionado con una menor longitud de zancada y una mayor frecuencia de zancada (Kim et al., 2018). Sin embargo, existe cierta controversia respecto a su relación con el riesgo de lesión. Mientras que algunos autores afirman que un mayor tiempo de contacto está relacionado con un aumento en el riesgo de lesión, como el síndrome de dolor patelofemoral (Duffey et al., 2000; Willwacher et al., 2022), otros estudios sugieren lo contrario (Bredeweg et al., 2013; Ceysens et al., 2019).

Algunos factores como la velocidad de carrera, la fatiga, el patrón de pisada, el tipo de superficie, la pendiente, o el nivel de experiencia de los corredores/as pueden alterar los parámetros espaciotemporales (García-Pérez et al., 2013; Gómez-Molina et al., 2017; Vernillo et al., 2015). La modificación de estos parámetros puede producir un aumento del gasto energético, generando mayores demandas aeróbicas y, por ende, una economía de carrera más pobre y la aparición de fatiga más temprano (Hunter & Smith, 2007). En este sentido, estos parámetros son un buen indicador de la respuesta neuromuscular y musculoesquelética de los corredores/as en una intervención externa como pueda ser la carrera en diferentes tipos de superficies.

1.5.2- Impactos de aceleración

Cada vez que el pie entra en contacto con el suelo durante la carrera se produce una rápida desaceleración vertical en la extremidad inferior provocando una onda de choque que es transmitida y absorbida por todo el cuerpo, desde el pie hasta la cabeza (García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer et al., 2003a). Durante la propagación de la onda de choque del pie a la cabeza, la superficie, las zapatillas, los huesos, los músculos y otros tejidos estructurales absorben parcialmente el impacto con tal

de prevenir la disrupción del sistema visual y vestibular que se genera por las aceleraciones excesivas en la cabeza (Derrick et al., 1998; Gruber et al., 2014; Hamill et al., 1995), este proceso es conocido como “atenuación” (Derrick, 2004).

Sin embargo, se piensa que una exposición repetida y acumulada de estos impactos de aceleración, puede producir una sobrecarga y fatigar al sistema musculoesquelético, reduciendo así su capacidad de absorberlos (Nielsen et al., 2014). En el caso de las carreras de larga distancia, los ligamentos y el cartílago articular se vuelven más sensibles a la carga dinámica excesiva y la capacidad del sistema musculoesquelético para absorber impactos también se ve disminuida (Whittle, 1999). Por este motivo, el aumento en el riesgo de lesión por sobreuso se relaciona más con la reducción de la capacidad de absorber los impactos del sistema musculoesquelético provocada por la exposición repetida durante una carrera prolongada, que con la propia magnitud del impacto (Abt et al., 2011; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998).

Existe cierto debate sobre si las fuerzas de impacto están relacionadas con la incidencia de lesiones en la carrera. Algunos autores (Davis et al., 2016; Milner et al., 2006; Pohl et al., 2009; Sheerin et al., 2019; Tenforde et al., 2020; van der Worp et al., 2016) aseguran que existe una asociación entre impactos elevados y lesiones como fascitis plantar, síndrome de dolor patelofemoral o estrés tibial (Bowser et al., 2018). Sin embargo, otros estudios se han cuestionado esta relación por la falta de evidencias concluyentes, a causa del pequeño tamaño muestral en las investigaciones llevadas a cabo (Ferber, 2007; Nigg et al., 2015). Según Abt et al. (2011), los impactos de aceleración experimentados durante la carrera son altos, pero no extremos, ya que en este caso habría un mayor porcentaje de lesiones agudas al correr, no obstante, son más frecuentes las lesiones por sobreuso (Francis et al., 2019; Nigg et al., 2015; van Gent et al., 2007).

El estudio de los impactos de aceleración está llamando la atención de la comunidad científica debido a su relación con el rendimiento (Derrick, 2004; Mercer et al., 2002), las lesiones (Milner et al., 2006; Mizrahi et al., 2000; Pérez-Soriano et al., 2018), el confort (Lucas-Cuevas et al., 2014a), la fatiga (Catalá-Vilaplana et al., 2023; García-Pérez et al., 2014; Mercer et al., 2003a; Verbitsky et al., 1998), y el equipamiento deportivo (Encarnación-Martínez et al., 2021a; Fu et al., 2015; Ly et al., 2010).

La medición de los impactos de aceleración se realiza mediante instrumentos llamados “acelerómetros” (Sheerin et al., 2019; Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018). Éstos, son unos sensores inerciales que miden, en unidades gravitacionales “g” o en m/s^2 ($1 g = 9,8 m/s^2$), el cambio de velocidad que sufre una masa, es decir, las aceleraciones y desaceleraciones de un segmento del cuerpo durante el movimiento

(Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018). Según el tipo, los acelerómetros pueden proporcionar información en uno, dos o tres ejes del espacio, dependiendo de si cuentan con uno, dos o tres sensores piezoeléctricos (uniaxial, biaxial, triaxial). La señal de aceleración en el eje vertical es el más común en el análisis de los impactos y su atenuación (García-Pérez et al., 2014).

Las características propias de los impactos en carrera permiten que el análisis de la señal registrada pueda ser realizado tanto en el dominio de tiempo como en el dominio de frecuencias, existiendo por tanto variables específicas que describan el fenómeno de transmisión del impacto en función del tipo de análisis realizado (Shorten & Winslow, 1992). Las variables de los impactos de aceleración en el dominio de tiempo se basan en analizar la señal de acelerometría con respecto al tiempo, mientras que las variables de los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias permiten la descomposición de la señal original en sus correspondientes bandas de frecuencia (altas y bajas frecuencias), con el objetivo favorecer el estudio de las mismas (García Gallart, 2018; Gruber et al., 2014; Sheerin et al., 2019). Según algunos autores, la precisión del análisis en frecuencia es mayor que la del análisis en el tiempo (Shorten & Winslow, 1992), pero actualmente se utilizan ambos procesamientos de la señal.

Como se ha comentado, existen ciertos factores que varían la capacidad de absorción de impactos durante la carrera, entre los cuales se pueden encontrar la velocidad, la mecánica de carrera, la superficie y la pendiente de carrera, los parámetros de zancada (longitud y frecuencia), la fatiga o el equipamiento deportivo (superficie de carrera, calzado, soportes plantares o medias compresivas) (Derrick et al., 1998, 2002; Dixon et al., 2000; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Ferber, 2007; Fu et al., 2015; Hamill et al., 1995; Hardin et al., 2004; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer et al., 2002, 2003a; Sheerin et al., 2019; Verbitsky et al., 1998).

En relación con el equipamiento deportivo, un tema comúnmente estudiado es la influencia de la superficie de carrera (asfalto, MT, cNMT, pista...) sobre los impactos de aceleración tanto en tibia como en cabeza (Aubol et al., 2020; Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Fu et al., 2015; García-Pérez et al., 2014; Milner et al., 2020). Diferentes estudios han observado una reducción en la aceleración tibial durante la carrera sobre SL en comparación con la MT (Aubol et al., 2020), mientras se corre sobre asfalto frente a hierba (Waite et al., 2020) o cuando los participantes corrieron en senderos en comparación con pistas de atletismo sintéticas o asfalto (Boey et al., 2017).

Por el contrario, otras investigaciones confirman un aumento de la aceleración en tibia y cabeza durante la carrera sobre SL en comparación con MT (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Milner et al., 2020). Además, la carrera en cNMT produce una mayor reducción en los impactos de aceleración que la MT y la carrera sobre SL (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a). Sin embargo, no todos los estudios han encontrado diferencias en la aceleración del impacto (Fu et al., 2015). Se necesitan más investigaciones para confirmar esta relación, pues tan solo un estudio ha examinado los impactos de aceleración de la cabeza y tibia al correr sobre diferentes superficies bajo un protocolo de fatiga (García-Pérez et al., 2014).

1.5.3- Percepción del esfuerzo

La fatiga durante la carrera se ha convertido en un parámetro muy relevante para los/las entrenadores e investigadores. De manera concreta, es una variable difícil de conseguir pero se trata de un concepto con el que los atletas y corredores/as están familiarizados, estando asociada al momento de aparición de un gran número de lesiones (Hreljac, 2004).

Existen fundamentalmente dos escalas para evaluar y analizar la percepción de la fatiga de los corredores/as. Las escalas visuales de esfuerzo percibido (*Rating of Perceived Exertion*, RPE), como la escala de Borg, se utilizan para evaluar la percepción subjetiva del esfuerzo durante el ejercicio (Borg, 1982). Esta escala está compuesta por una puntuación que va de 6 a 20 puntos, donde los valores más bajos se asocian con fatiga correspondiente a intensidades muy ligeras y los valores más altos a intensidades muy vigorosas (Borg, 1982; Scherr et al., 2013).

Esta numeración permite, en individuos sanos, una relación rápida y sencilla con los valores de la FC, donde un punto en la escala de esfuerzo percibido es aproximadamente 10 ppm (Borg, 1982; Scherr et al., 2013). De este modo, la escala va de 60 ppm (6 puntos: Muy muy ligero) a 200 ppm (20 puntos: Máximo) (Borg, 1982). La escala de Borg se ha validado como una herramienta psicofísica práctica, válida y asequible para monitorizar y prescribir la intensidad del ejercicio, con independencia de la edad, el género, el nivel de actividad física del atleta y la modalidad de ejercicio (Scherr et al., 2013). Además, también se ha validado con otras variables de fatiga, como el consumo máximo de oxígeno o la concentración de lactato (Borg, 1982; Scherr et al., 2013) (Tabla 2).

Tabla 2. Resumen de la relación entre la frecuencia cardíaca máxima (%FCmáx), el porcentaje del consumo de oxígeno máximo (%VO₂máx), y la puntuación en la escala de esfuerzo percibido de Borg (RPE) (Modificado de (Jiménez Pérez, 2019)).

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

Posteriormente, el mismo autor desarrolló una escala con 11 niveles (del 0 al 10) (Tabla 3) con el objetivo de facilitar su obtención, pues se trata de una escala decimal más generalizada (Borg, 1982).

Tabla 3. Escala de Borg de 11 niveles.

ESCALA DE BORG	
0	NADA
1	MUY MUY LIGERO
2	MUY LIGERO
3	LIGERO
4	MODERADO
5	UN POCO PESADO
6	PESADO
7	
8	MUY PESADO
9	
10	EXTREMADAMENTE PESADO

Otros autores como Utter et al. (2004) han diseñado otras escalas subjetivas, siguiendo el ejemplo de Borg, para medir el esfuerzo subjetivo de los atletas, como la escala OMNI (Figura 11). Esta escala, al igual que la de Borg, establece una serie de niveles de percepción del esfuerzo mediante un sencillo esquema, los cuales van incrementando. En este caso, los niveles van desde el 0 (extremadamente fácil) hasta el 10 (extremadamente duro). La escala OMNI tiene la peculiaridad de que los varios tipos de escalas existentes van acompañadas de unos pictogramas en función de la actividad realizada, ya sea ejercicios de fuerza, bicicleta, carrera, bicicleta estática, o incluso bandas elásticas (Colado et al., 2012).

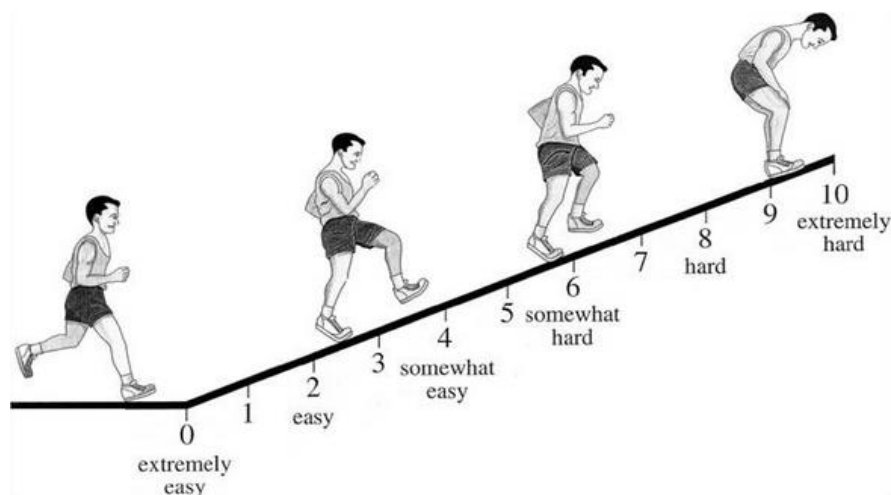


Figura 11. Escala OMNI para marcha y carrera (Utter et al., 2004).

1.5.4- Test de salto con contramovimiento

Como se ha comentado anteriormente, la fatiga conduce a una pérdida de la capacidad de producir fuerza en el gesto deportivo (Gandevia, 2001), siendo esto aplicable tanto a las especialidades de fuerza como de resistencia. Por ejemplo, el hecho de que un corredor de fondo se pare, ocurre porque no es capaz de aplicar la fuerza necesaria para impulsar su cuerpo durante la carrera, disminuyendo así su rendimiento (Millet & Lepers, 2004).

Durante los últimos años, el test salto con contramovimiento (*Countermovement Jump Test*, CMJ) (Figura 12) se ha propuesto como un buen indicador del grado generado de fatiga debido a la estrecha relación que mantiene con otras variables mecánicas y metabólicas relacionadas con el esfuerzo (Claudino et al., 2017; Jiménez-Reyes et al., 2011; McLean et al., 2010; Sanchez-Medina & González-Badillo, 2011). En este sentido, se ha sugerido que la pérdida en la altura de salto alcanzada en el CMJ después de distintas series en sentadilla se relaciona directamente ($r > 0.90$) con la acumulación de lactato y amonio en sangre, además de una pérdida de velocidad en la ejecución del ejercicio en cuestión (Sanchez-Medina & González-Badillo, 2011). De la misma manera, se ha demostrado que la disminución en la altura en el CMJ está significativamente relacionada ($r = -0.77$, $p < 0.05$) con la reducción del rendimiento en una serie de sprints máximos de 40-80 metros (Jiménez-Reyes et al., 2011).

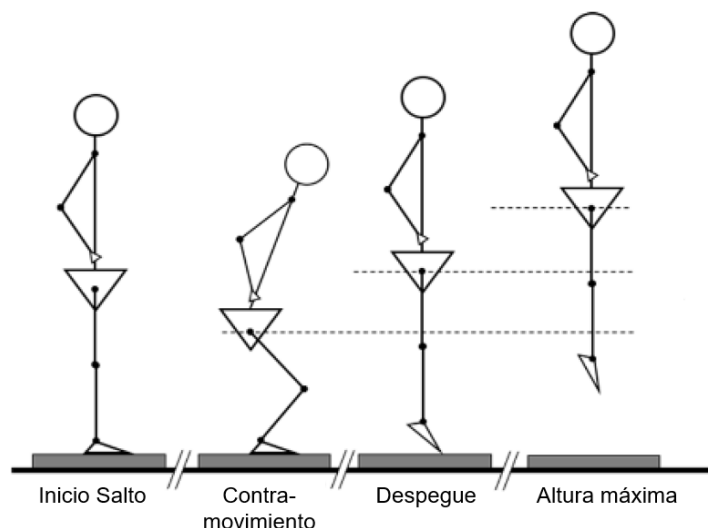


Figura 12. Evolución durante el test de salto con contramovimiento (Modificado de Aedo-Muñoz et al. (2020)).

A pesar de que el análisis de la pérdida de altura en el CMJ se ha utilizado especialmente en deportistas de modalidades relacionadas con la fuerza explosiva como el rugby (Kennedy & Drake, 2017) o el fútbol (Zemková & Hamar, 2009), también se ha evaluado en deportistas de resistencia (Balsalobre-Fernández et al., 2014). En concreto, se han observado pérdidas significativas de hasta un 16% en la altura en el CMJ después de una maratón (Del Coso et al., 2013).

La aplicación del CMJ como indicador de fatiga puede tener ciertas ventajas sobre otras variables relacionadas con la capacidad de aplicar fuerza (test de la repetición máxima (RM) o el sprint de 20 metros), como puede ser su inocuidad o su facilidad de administración (Balsalobre Fernández, 2015). Además, el test de la RM y los sprints cortos, suponen un esfuerzo elevado y podrían tener un efecto negativo sobre el rendimiento si se midiesen con frecuencia, mientras que el CMJ puede realizarse a diario sin afectar al estado de entrenamiento de los deportistas (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Pareja-Blanco et al., 2014).

En este sentido, la evaluación del salto con contramovimiento como indicador del grado de fatiga en deportistas ante distintos esfuerzos, ya sean de fuerza o de resistencia, ha sido demostrada en la literatura científica. Además, el CMJ genera un gran interés debido a su inocuidad, la facilidad de medición y su relación con otras variables relacionadas con el esfuerzo físico (Balsalobre Fernández, 2015).

1.5.5- Percepción del confort

En los últimos años, se ha podido observar un creciente interés en el análisis de la percepción del confort por parte de entrenadores e investigadores en el ámbito del deporte, y esto es debido a su relación con la salud y el rendimiento (Hoerzer et al., 2016; Jiménez Pérez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014a). Según Slater (1985), el confort es “un estado agradable de armonía física, psicológica, fisiológica, entre un ser humano y el medio ambiente”. La percepción del confort de un corredor/a sobre el calzado, el soporte plantar o la superficie de carrera puede influir en su fatiga y, por ende, en su rendimiento (Luo et al., 2009; Mills et al., 2010; Mündermann et al., 2002).

En este sentido, el confort tiene un papel fundamental en las actividades físico-recreativas (Hoerzer et al., 2016; Luo et al., 2009; Mündermann et al., 2002) y es una de las principales preocupaciones de los corredores/as de larga distancia (Mei et al., 2017), convirtiéndose en uno de los aspectos más determinantes en cuanto al diseño, fabricación y compra de calzado, soportes plantares o cintas rodantes, por ejemplo (Meyer et al., 2017; Nigg, 2010).

El confort es un parámetro subjetivo, es decir, un mismo estímulo podría ser confortable para un individuo o, por el contrario, no confortable para otro (Mündermann et al., 2003). Tanto las características del calzado, soportes plantares o superficie de carrera (material, diseño, forma, ajuste o nivel de aislamiento), como las propias características concretas de los deportistas (actividad muscular, distribución de la presión plantar, fuerza de impacto vertical, alineación del esqueleto, forma y sensibilidad del pie, clima del calzado, movimiento del retropié, estado psicológico y experiencias previas) son factores que pueden alterar la percepción del confort (Mündermann et al., 2001, 2003; West et al., 2019). En este sentido, cada persona posee un umbral sensorial específico para los estímulos de vibración y presión que tienen lugar en la superficie de la planta del pie (Mündermann et al., 2002).

Se pueden encontrar diferentes métodos para evaluar y cuantificar la percepción del confort, ya sea mediante escalas de clasificación (secuenciación simple o variaciones de comparaciones por pares) o mediante escalas de calificación (Mills et al., 2010). Las escalas de calificación más comúnmente utilizada en el análisis de la carrera es la escala visual analógica (*Visual Analogue Scale*, VAS) (Figura 13), la cual permite modificaciones según la condición estudiada (medias compresivas, superficie, calzado, soportes plantares, etc.) (Dinato et al., 2015; Jiménez Pérez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mills et al., 2010; Mündermann et al., 2001, 2002, 2003; O’Leary et al., 2008).

Las escalas VAS con una longitud óptima de 100 – 150 mm y extremos claramente definidos han demostrado ser una herramienta con mayor sensibilidad y ser menos vulnerables a las distorsiones o sesgos en la calificación, aumentando la fiabilidad cuando se dan instrucciones y explicaciones específicas a los corredores/as (Mündermann et al., 2002).

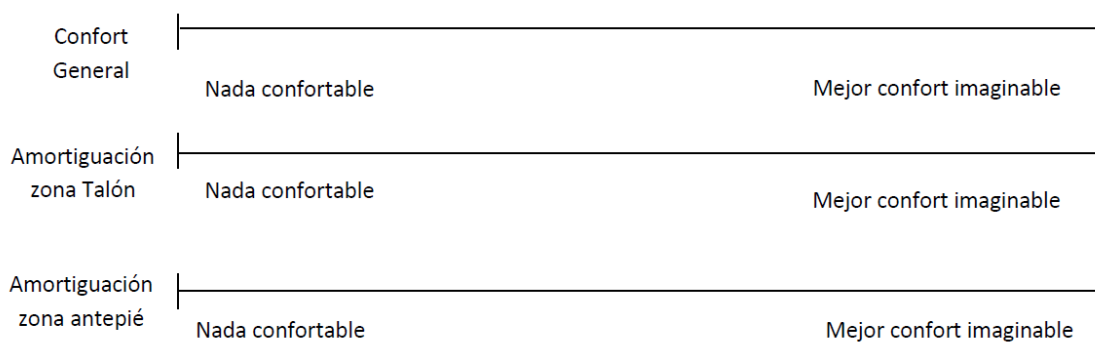


Figura 13. Escala visual analógica para el análisis del confort (Modificado de Mündermann et al. (2002)).

A pesar de que diversos autores han utilizado esta herramienta para cuantificar la percepción del confort en diferentes tipos de calzado y soporte plantar (Dinato et al., 2015; Gil Calvo, 2018; Hoerzer et al., 2016; Jiménez Pérez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Luo et al., 2009; Mills et al., 2010; Mündermann et al., 2002; O’Leary et al., 2008), existe una falta de evidencia científica sobre el análisis del confort percibido durante la carrera en diferentes superficies.

PUNTOS CLAVE

- ✓ Los parámetros espaciotemporales están estrechamente relacionados con la economía de carrera, ya que dependen de la técnica de carrera y se ven afectados por la aparición de la fatiga, aumentando el riesgo de lesión.
 - ✓ Una exposición repetida y acumulada de impactos de aceleración puede producir una sobrecarga y fatigar al sistema musculoesquelético, reduciendo así su capacidad de absorción.
 - ✓ Los impactos de aceleración en el dominio de tiempo se basan en analizar la señal de acelerometría con respecto al tiempo, mientras que los impactos en el dominio de frecuencias permiten la descomposición de la señal original en sus correspondientes bandas de frecuencia (altas y bajas frecuencias).
 - ✓ La percepción del esfuerzo, frecuencia cardíaca y altura de salto con contramovimiento son variables que han sido relacionadas con el análisis y el control del nivel de fatiga generado.
 - ✓ La percepción del confort de un corredor/a sobre la superficie de carrera puede influir en su fatiga y, por ende, en su rendimiento.
-

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2- OBJETIVOS E HIPÓTESIS

La superficie de carrera es uno de los factores más determinantes de la carrera por su relación con el riesgo de lesión y la mejora del rendimiento. En este sentido, la utilización de las cintas motorizadas, tanto para investigaciones científicas como para entrenamientos, ha aumentado en los últimos tiempos. Tanto es así, que se han creado nuevos modelos de cintas rodantes, como es la cinta curva no motorizada.

Este tipo de cinta rodante permite a los usuarios autoseleccionar la velocidad impulsando la cinta en cada paso, siendo ésta una práctica más cercana a la carrera sobre SL y permitiendo una aceleración y deceleración más rápidas. Sin embargo, aunque se sabe que la carrera en MT presenta ciertas variaciones biomecánicas con respecto a la carrera sobre SL, existe una falta de evidencia respecto a las diferencias biomecánicas entre la carrera en MT, cNMT y SL.

Por otro lado, determinados factores como la fatiga pueden producir modificaciones en el patrón de carrera de los corredores/as, siendo esta un estado muy habitual en los corredores/as recreativos de larga distancia. Además, la mayoría de las lesiones se producen durante un estado de fatiga, por lo que su estudio y control es fundamental a la hora de evaluar el efecto de diferentes superficies.

Así pues, y considerando los apartados anteriores, se han planteado los siguientes objetivos e hipótesis en la presente tesis:

Objetivo General:

- Analizar el efecto del tipo de superficie (MT, cNMT y SL) y de la fatiga sobre la respuesta biomecánica y las variables perceptuales durante la carrera en atletas recreacionales.

Objetivos específicos e Hipótesis:

- 1- Analizar el efecto de la carrera en diferentes superficies (MT, cNMT, SL) y de la fatiga en los parámetros espaciotemporales (longitud y frecuencia de zancada).
 - ✓ H₁: La carrera sobre SL generará un aumento en la longitud de zancada y una disminución en la frecuencia de zancada respecto a la carrera en MT y cNMT, sin diferencias entre estas.

- ✓ H₂: La fatiga provocará un aumento en la longitud de zancada y una disminución en la frecuencia de zancada conforme evolucione el test de carrera.
- 2- Evaluar la influencia de la carrera en diferentes superficies (MT, cNMT, SL) y de la fatiga en los impactos de aceleración (dominio de tiempo y dominio de frecuencias).
- ✓ H₃: Los impactos de aceleración (dominio de tiempo y dominio de frecuencias) serán menores durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL.
 - ✓ H₄: Los impactos de aceleración (dominio de tiempo y dominio de frecuencias) aumentarán a lo largo de la carrera debido a la fatiga.
- 3- Estudiar el efecto de la carrera en diferentes superficies (MT, cNMT, SL) y de la fatiga en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca.
- ✓ H₅: La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca serán superiores durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL.
 - ✓ H₆: Los corredores/as presentarán un incremento de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca conforme evolucione la carrera a causa de la fatiga.
- 4- Evaluar la influencia de la carrera en diferentes superficies (MT, cNMT, SL) y de la fatiga en la altura del test de salto con contramovimiento.
- ✓ H₇: La carrera en cNMT producirá mayores reducciones en la altura de salto en comparación con MT y SL.
 - ✓ H₈: La altura de salto disminuirá después de la carrera como consecuencia de la fatiga.
- 5- Estudiar el efecto de la carrera en diferentes superficies (MT, cNMT, SL) en la percepción del confort.
- ✓ H₉: La condición de SL será percibida por los corredores/as como la superficie más confortable, mientras que cNMT será la menos confortable.

METODOLOGÍA

3- METODOLOGÍA

En este apartado se define el diseño experimental realizado, donde se incluyen las características de los participantes, el protocolo llevado a cabo y, la metodología instrumental de cada área de estudio analizada.

3.1- Diseño experimental

Con la intención de dar respuesta a los objetivos planteados en la presente tesis, se diseñó un protocolo experimental multifactorial intra-sujetos, en el que los participantes llevaron a cabo tres test de carrera sobre distintas superficies: cinta motorizada, cinta curva no motorizada y suelo. En este sentido, se analizó el efecto de dos variables independientes intra-sujeto durante el test: superficie y fatiga (minuto 1, 5, 10, 15, 20, 25 y 30, de ahora en adelante T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30), sobre diferentes variables dependientes de las siguientes áreas de estudio:

- Cinemática espaciotemporal,
- Impactos de aceleración,
- Percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca,
- Test de salto con contramovimiento,
- Percepción del confort.

3.1.1- Participantes

La muestra del presente estudio se compuso inicialmente de 25 corredores/as recreacionales (n=25), 6 mujeres y 19 hombres. Se envió la información del proyecto por redes sociales y correo electrónico a clubes locales y eventos deportivos con el fin de reclutar corredores/as. Los participantes rellenaron un cuestionario online con sus datos personales, los cuales se tuvieron en cuenta a la hora de la selección de la muestra (Anexo I). Los criterios de inclusión para participar en el estudio fueron los siguientes:

- No haber sufrido lesiones de gravedad en las extremidades inferiores en los 6 meses previos al estudio.
- Estar habituado a realizar un volumen de entrenamiento semanal mínimo de 20 km.
- Tener experiencia en la carrera en cinta motorizada.

- Correr una distancia de 10 km entre 40-50 minutos los hombres, y entre 45-55 minutos las mujeres.

Finalmente, 21 corredores/as (17 hombres y 4 mujeres) con las características que se pueden observar en la Tabla 4 completaron el protocolo del estudio debido a diferentes lesiones y problemas personales durante el periodo de toma de datos del presente trabajo.

Tabla 4. Características de los participantes (Media y Desviación Típica (DT)).

Ítem	Media (DT)
Edad (años)	36 (9)
Altura (cm)	176.3 (8.1)
Masa corporal (kg)	68.8 (10)
Índice de masa corporal (IMC)	22.4 (1.9)
Entrenamiento semanal (días/sem)	4 (1)
Volumen semanal (km/sem)	40 (15)
Experiencia (años de práctica)	8 (5)
Tiempo en 10 km (min)	42 (5)
VAM (km/h)	12.8 (1.5)

Antes del inicio de la investigación, los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito de forma voluntaria (Anexo II), donde se les informó de las características y el diseño del estudio, los test a los que serían sometidos durante el mismo, los riesgos y beneficios asociados a su participación, una cláusula de confidencialidad y las responsabilidades del participante. Además, se pasó el Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física, conocido como PAR-Q (*Physical Activity Readiness Questionnaire*) (Anexo III). El estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universitat de València (1568868) (Anexo IV), y se llevó a cabo cumpliendo los estándares éticos establecidos en la declaración de Helsinki de 1975 y revisada en 2008 (World Medical Association, 2008). Según un modelo lineal general (GLM), con diseño de medidas repetidas de dos vías, se necesitaba un tamaño de muestra total de 18 participantes para detectar diferencias significativas asociadas con un tamaño del efecto mínimo detectable (grande) $f = 0.50$ ($\alpha = 0.05$, $\beta = 0.05$, potencia = 0.9521).

3.1.2- Protocolo

La fase experimental del estudio se llevó a cabo durante 4 semanas, donde los participantes realizaron 2 test de campo y 2 test 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 (Campus d'Ontinyent)*, en días distintos. El primer test fue una prueba de esfuerzo submáxima creada por Berthon et al. (1997) y utilizada en investigaciones previas (Catalá-Vilaplana et al., 2023; García-Pérez et al., 2013, 2014. Lucas-Cuevas et al., 2015) para determinar la velocidad aeróbica máxima (VAM).

Este test consistió en cubrir la máxima distancia de carrera en una pista de 400 metros durante 5 minutos y a velocidad constante, en las instalaciones del Polideportivo Municipal d'Ontinyent (Figura 14). La pista fue dividida por picas cada 25 metros con el objetivo de mejorar el funcionamiento del test, además los corredores/as fueron avisados cada minuto del test y se realizó una cuenta atrás en los 10 segundos finales. A partir de la distancia recorrida, se calculó la VAM (en km/h) para cada corredor multiplicándola por 12 (Berthon et al., 1997; García-Pérez et al., 2013, 2014). Por esta razón, se trata de un test indirecto más específico y fácil de incorporar en un día normal de entrenamiento que los test de laboratorio (Kranenburg & Smith, 1996), la cual obtiene la VAM en km/h, representando la velocidad mínima a la que se alcanza el VO_2 máx (Billat & Koralsztein, 1996; Billat, 2002). Según la National Strength and Conditioning Association, el test debe de ser interrumpido en el caso de que algún corredor sintiera la aparición de signos de perfusión escasa (aturdimiento), ataxia, cianosis, palidez, confusión, síntomas de angina, náuseas, cambios en el ritmo cardíaco, piel fría y viscosa, manifestación verbal o física de gran cansancio o solicitud del cese del test.



Figura 14. Test de la VAM en pista.

La VAM combina la economía de carrera y el consumo máximo de oxígeno en un solo factor, explicando diferencias en el rendimiento de corredores/as que no pueden ser explicadas con las dos variables de forma aislada (Billat & Koralsztein, 1996). Se trata de un valor importante para establecer velocidades y programas de entrenamiento y aporta información para analizar y predecir el rendimiento del corredor de diferentes distancias entre 1500 metros y media maratón (Berthon et al., 1997). Este parámetro ha sido utilizado para establecer la velocidad en protocolos de fatiga en estudios anteriores con el objetivo de analizar su efecto sobre impactos de aceleración (Catalá-Vilaplana et al., 2023; García-Pérez et al., 2014), presión plantar (García-Pérez et al., 2013), medias compresivas (Lucas-Cuevas et al., 2015), o cinemática (Encarnación-Martínez, et al., 2021b; Hayes et al., 2004). La velocidad de carrera a 4 mM de lactato corresponde con el $86.6 \pm 2.6\%$ de la VAM de los atletas (Lacour et al., 1991), y la velocidad crítica de carrera se identifica en el $86.2 \pm 1.5\%$ de la VAM (Billat et al., 1995), por lo que la intensidad de carrera en el umbral anaeróbico es comparable con valores alrededor del 86% de la VAM.

Posteriormente, los participantes realizaron test de carrera sobre cinta motorizada (h/p/cosmos pulsar® 3p, h/p/cosmos, Nußdorf, Alemania), cinta curva no motorizada (Bodytone ZRO-T, Bodytone, Molina del Segura, Murcia) y suelo (campus d'Ontinyent, Universitat de València). Las condiciones fueron aleatorizadas mediante la creación de un código de programación específico para el programa R Core Team (R Core Team, 2013). Las características de las superficies a estudiar se presentan en la Tabla 5 y Figura 15:

Tabla 5. Características de las condiciones del estudio.

Superficie	Cinta motorizada	Cinta curva no motorizada	Suelo
Modelo	h/p/cosmos pulsar® 3p (h/p/cosmos, Nußdorf, Alemania)	Bodytone ZRO-T (Bodytone, Molina del Segura, Murcia)	Asfalto
Medidas	250 x 105 x 140 cm	Medidas: 175 x 82 x 156 cm	Circuito circular
Peso	364 kg	116 kg	
Peso máximo de usuario	200 kg	180 kg	Circunferencia: 220m Diámetro: 70m
Superficie de carrera	190 x 65 cm	175 x 44 cm	
Ritmo	Controlado por la cinta	Controlado por el usuario	Inclinación 0%
Rango de velocidad	0 a 40 km/h (11.1 m/s)	No existe una velocidad límite	
Inclinación	Posibilidad de inclinación	Diseño curvo	
Electricidad	Requiere electricidad	No requiere electricidad	
Motor	Con motor, por lo que es muy pesada, y su transporte es dificultoso	No tiene motor, por lo que su peso es más contenido, y es más fácil de transportar	
Pantalla	Pantalla con medición de variables en el entrenamiento (tiempo, distancia, inclinación, velocidad)	Pantalla LCD con medición de variables en el entrenamiento (tiempo, distancia, calorías, velocidad, ritmo cardiaco, paso (min/KM) y potencia (Watt))	

**Figura 15.** Condiciones del estudio: A) Cinta motorizada, B) Cinta curva no motorizada, C) Suelo

El primer día de test de laboratorio, se tomaron las medidas antropométricas (peso y altura) (Tanita BC-418, Tanita, Ámsterdam, Países Bajos) cuando los participantes llegaron al laboratorio. En cada uno de estos tres test se siguió el mismo protocolo (Figura 16). Al llegar al laboratorio, se instrumentó a los participantes con todos los equipos de medición, y posteriormente, se realizó un calentamiento de 8 minutos, empezando al 70%

de la VAM durante 4 minutos, 2 minutos al 75% y 2 minutos al 80% de la VAM. Tras finalizar el calentamiento, se detuvo brevemente a los corredores/as para realizar el test de salto con contramovimiento. A continuación, se realizaron 30 minutos de carrera al 80% de la VAM de cada corredor con el objetivo de generar fatiga (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Lucas-Cuevas et al., 2015).

Durante el protocolo de fatiga, se tomaron registros de 30 segundos de la cinemática espaciotemporal e impactos de aceleración en T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30. Al mismo tiempo, se registraron la de frecuencia cardíaca y percepción del esfuerzo para controlar el estado de fatiga de los corredores/as. Tras finalizar el test de carrera, los participantes volvieron a realizar el test de salto y completaron un test de confort sobre cada superficie de carrera.

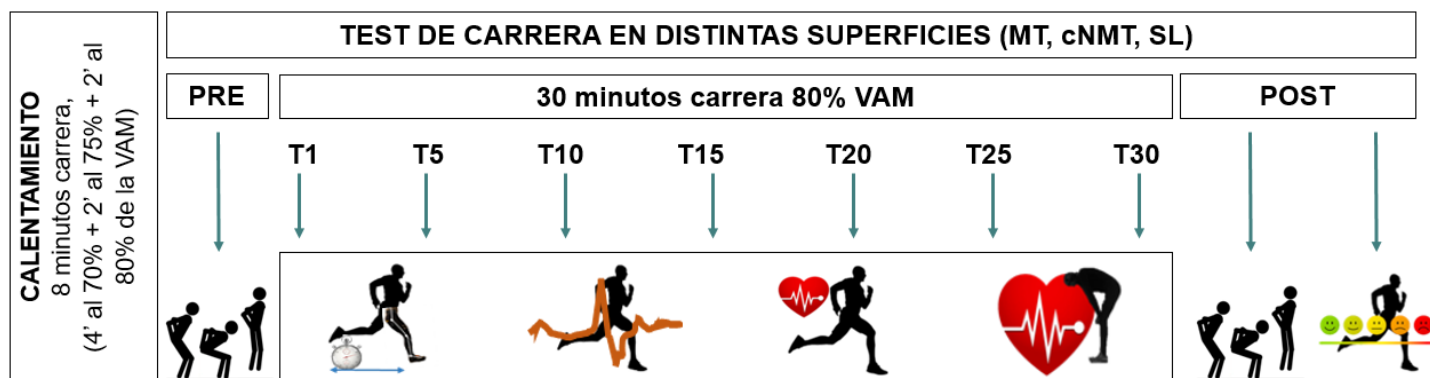


Figura 16. Protocolo del test de carrera.

En el caso de la cNMT se informaba a los participantes a qué velocidad tenían que correr para que ellos mismos se controlaran el ritmo en la pantalla LCD de la misma cinta rodante, por lo que las velocidades tenían que ser mantenidas por los corredores/as. En el caso de la MT, se les marcaba directamente la velocidad fija, con una pendiente del 1% con tal de simular la resistencia aerodinámica en condiciones reales (Jones & Doust, 1996). Por último, en el test sobre SL, la velocidad fue controlada mediante un sistema de fotocélulas (Chronojump Boscosystem®, Barcelona, España) dispuestas a 10 metros entre ellas, descartando aquellas velocidades que no se encontraron dentro de un rango $\pm 5\%$ del 80% de la VAM de cada participante, minimizando así el efecto de la velocidad (Hines & Mercer, 2004; Pohl et al., 2009; Pérez-Soriano & Lana-Belloch, 2008).

3.1.3- Condiciones de los test

Para la realización de los test en los diferentes tipos de cintas (MT y cNMT) y sobre SL, se estableció un protocolo de actuación con una serie de criterios con el fin de garantizar la similitud entre las condiciones de los test y reducir la variabilidad:

- ✓ Se solicitó a los participantes que evitaran realizar ejercicio físico intenso las 24 horas previas a los test, y que evitaran el consumo de medicamentos, tabaco, alcohol y sustancias estimulantes con el fin de realizar los test en las mismas condiciones.
- ✓ Se procuró que cada participante realizara los diferentes test del estudio teniendo un descanso mínimo de 48 horas y máximo de 7 días, y en la misma franja horaria (± 1 h), para evitar modificaciones en el ciclo circadiano y en su rutina semanal.
- ✓ Se mantuvieron constantes las condiciones del ambiente como la temperatura ($21.1 \pm 1.3^{\circ}\text{C}$), humedad ($38.7 \pm 6.1\%$), ruido, iluminación u otros factores que pudiesen afectar a la realización de los test de medición. El test de carrera sobre SL se realizó en ausencia de lluvia, viento y/o temperaturas extremas.
- ✓ Los corredores/as realizaron los test con las mismas zapatillas y vestimenta (siendo las suyas propias) con el fin de simular una situación de carrera más real, y no interferir en el patrón de pisada o perturbar la biomecánica de carrera con el uso de unas zapatillas diferentes (Gerlach et al., 2005; Weist et al., 2004).
- ✓ El orden de la condición de superficie de carrera fue asignado de forma aleatoria para cada uno de los corredores/as.
- ✓ La realización de un calentamiento de 8 minutos fue suficiente para la estabilización de la carrera, ya que se necesita un tiempo mínimo de 5 minutos para conseguir dicha estabilización (Hamill et al., 1992); además de servir para la familiarización de la carrera en cada superficie (Lavcanska et al., 2005).
- ✓ Se estableció una pendiente o inclinación del 1% en la MT con el fin de simular la resistencia aerodinámica de la carrera al aire libre (Jones & Doust, 1996).

- ✓ La intensidad de carrera se estableció en el 80% de la VAM de cada corredor/a, con el fin de no sobrepasar el umbral anaeróbico individual y simular la fatiga de un entrenamiento habitual. Este protocolo, a intensidades similares, ha sido utilizado con éxito por otros autores (Catalá-Vilaplana et al., 2023; García-Pérez et al., 2013, 2014; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998).
- ✓ Para controlar la velocidad individual de cada corredor/a en la cNMT, se registraron las distancias cubiertas entre los minutos 0-1, 4-5, 9-10, 14-15, 19-20, 24-25, 29-30, observándolas en la pantalla LCD de la cinta ($V=D/T$).
- ✓ Las mediciones se realizaron siempre con los mismos instrumentos y por el mismo investigador, aportando instrucciones e instrumentando a los corredores/as.
- ✓ Los participantes no fueron conscientes del momento en que se realizaron las mediciones con el fin de evitar modificaciones en su patrón normal de carrera.
- ✓ Se animó a los participantes durante el protocolo de fatiga y se permitió la hidratación bajo su propio criterio.

3.2- Variables del estudio

A continuación, se detalla el instrumental de medida utilizado para cada área de estudio, la metodología seguida y, el proceso de exportación de los datos, junto con la descripción de las variables dependientes estudiadas.

3.2.1- Análisis de la cinemática espaciotemporal y de impactos de aceleración

Instrumental de medida

Para el estudio de los parámetros espaciotemporales y los impactos de aceleración se utilizó un equipo de acelerometría formado por tres acelerómetros triaxiales (XSENS DOT, XSENS, Enschede, Países Bajos) con una masa total de 10.9 g, dimensiones: 36 mm x 30 mm x 11 mm, y una frecuencia de muestreo de 120 Hz. Los acelerómetros se conectaron por Bluetooth 4.0 a una tableta, con la aplicación Xsens DOT App (XSENS, Enschede, Países Bajos), mediante la cual se tomaron registros de 30 segundos. Los datos

de aceleración se mostraban en la pantalla principal de la tableta, donde se registraron en tiempo real para su posterior análisis (Figura 17).



Figura 17. Equipo de acelerometría.

Metodología

Previamente a los test de carrera en diferentes superficies, se instrumentó a los participantes con el equipo de acelerometría (Figura 18), colocándose un acelerómetro en cada tibia y otro en la cabeza. El primero se colocó en la zona anteromedial distal de la tibia (Bowser et al., 2018; Derrick et al., 2002; Mercer et al., 2003a) y, el segundo se ubicó en la zona central de la frente, ambos alineados en paralelo al eje vertical del corredor (Lucas-Cuevas et al., 2017). Con el fin de realizar una medición adecuada, los acelerómetros se fijaron a la piel mediante cinta adhesiva médica y se aseguraron con una cinta elástica alrededor de la pierna y la cabeza (Sheerin et al., 2019).

Durante el test de 30 minutos de carrera, se tomaron registros en T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30 en cada una de las condiciones. Se registraron 30 segundos de duración a través de una tableta con la aplicación Xsens DOT App.



Figura 18. Instrumentación de los acelerómetros triaxiales.

Con tal de minimizar el ruido en la señal y reducir el error, este protocolo de actuación cumplió con las siguientes recomendaciones citadas por estudios previos (Coventry et al., 2006; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017):

- Colocar los acelerómetros en la localización más cercana posible al segmento óseo, para que exista la cantidad mínima de tejido blando entre el hueso y el acelerómetro.
- Utilizar acelerómetros de masa baja.
- Asegurar los acelerómetros con cinta elástica apretada de forma que el participante lo pueda tolerar.

Análisis de datos

En este estudio se utilizaron dos tipos de análisis de la señal de acelerometría. Por una parte, se analizaron las señales en el dominio de tiempo, y por otro lado las señales en el dominio de frecuencias.

Los datos de aceleración se registraron en el dispositivo, y se exportaron a un ordenador como archivos “.xls”. Estos archivos fueron tratados con el programa Matlab (versión R2022a, The Math Works Inc., Natick, EEUU). En primer lugar, se transformaron los archivos de Excel a formato “.mat”, y la señal de aceleración en el dominio de tiempo fue filtrada por un software personalizado. Para ello, se empleó un filtro de paso bajo Butterworth de segundo orden, con una frecuencia de corte = 50 Hz, con el fin de eliminar el ruido de la señal. Después de filtrar la señal, el software permitió identificar y exportar las variables de interés (Camacho-García et al., 2016):

- Se calculó el periodo de la señal (duración del paso), situando el instante temporal de máxima autocorrelación en la señal (Orfanidis, 1988).

- Se detectó el instante de aceleración máxima en el primer periodo de la señal, y se registró la posición (tiempo) y la aceleración de este punto.
- Se determinó el primer mínimo local de aceleración anterior al máximo, y se registró la posición (tiempo) y la aceleración del punto.

Los puntos de interés de cada paso, obtenidos mediante este proceso, se visualizaron gráficamente para ser revisados de forma individual por el mismo investigador y, en su caso, descartar o corregir los registros erróneos de forma manual (Figura 19).

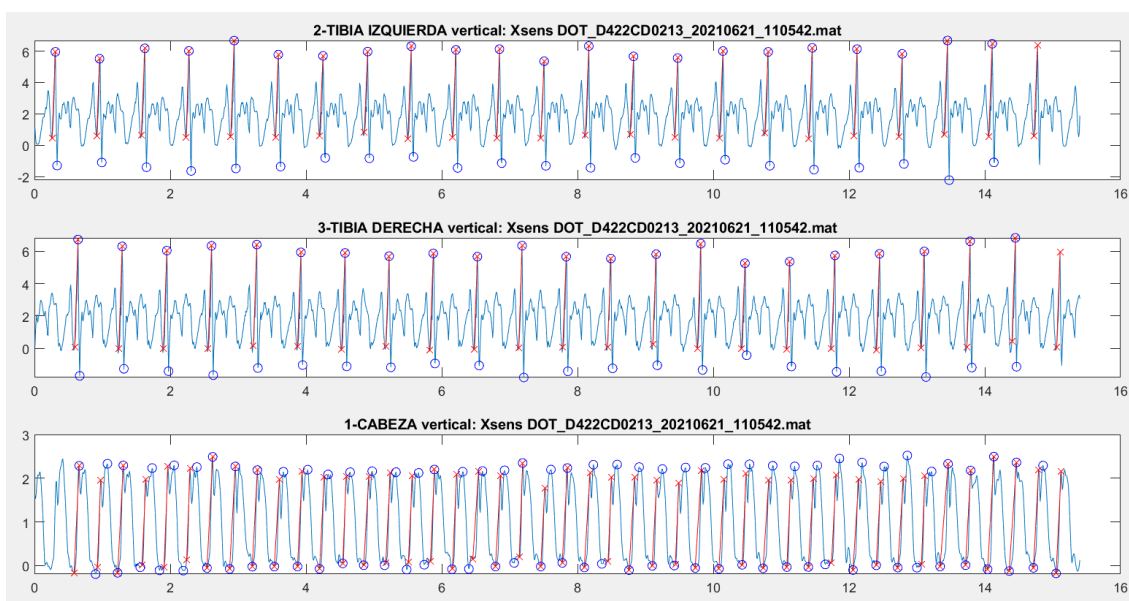


Figura 19. Tratamiento de datos con software Matlab.

Finalmente, se exportó el valor medio de las variables de cinemática espaciotemporal (Tabla 6), impactos de aceleración en el dominio de tiempo (Figura 20, Tabla 7) y en el dominio de frecuencias (Figura 21, Tabla 8) a una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU).

Tabla 6. Parámetros espaciotemporales analizados en el estudio.

Parámetros espaciotemporales	Descripción:
Longitud de zancada (m)	Distancia recorrida con una zancada (contacto de un pie hasta el siguiente contacto con el mismo pie).
Frecuencia de zancada (Hz)	Número de zancadas por segundo.

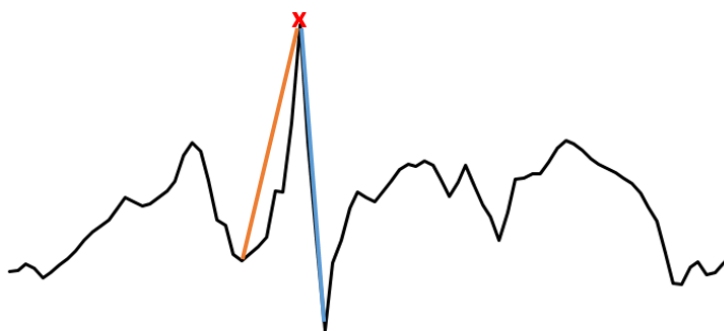


Figura 20. Señal de impacto de aceleración en tibia en el eje vertical, y las variables de estudio más destacadas: pico de aceleración máxima (cruz roja), ratio de aceleración (línea marrón), magnitud de aceleración (línea azul) (Pérez-Soriano & Encarnación-Martínez, 2018).

Tabla 7. Variables de impactos en el dominio de tiempo analizadas en el estudio.

Variables dominio de tiempo:	Descripción:
Ratio cabeza/tibia (g/ms)	Variación de aceleración desde el tiempo de contacto con el suelo hasta alcanzar el máximo valor. Calculada considerando la pendiente desde el 30% del inicio de la señal hasta el 70%, en el eje vertical de amplitud de la señal original.
Pico máximo de aceleración en cabeza/tibia (g)	Máxima amplitud de la señal de aceleración registrada en cabeza/tibia.
Magnitud en cabeza/tibia (g)	Diferencia entre el pico máximo y el mínimo de aceleración en cabeza/tibia.
Atenuación del impacto (%)	Reducción de la aceleración desde la tibia hasta la cabeza, expresada en un porcentaje de aceleración de la tibia.

El análisis del dominio de frecuencias (o análisis espectral de las ondas de choque) es utilizado para analizar la estructura de la forma de ondas compuestas, así como los impactos en las ondas de choque, y permite determinar directamente la transmisibilidad del choque en el cuerpo humano (Shorten & Winslow, 1992). A través del análisis espectral, se puede descomponer y separar los diferentes componentes de aceleración en zonas de bajas frecuencias (3-8 Hz), relacionadas con los movimientos propios del ser humano (aceleración del centro de masas), o zonas de altas frecuencias (9-20 Hz), relacionadas con la magnitud de la desaceleración del pie cuando entra en contacto con el suelo y la severidad de los impactos (Gruber et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992).

En primer lugar, se transformaron los datos de las aceleraciones en la fase de contacto en el dominio de tiempo al dominio de frecuencia mediante la transformación rápida de Fourier, con la finalidad de analizar frecuencias inferiores a 20 Hz (Derrick et al., 2002; Gruber et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992).

Posteriormente, se simplificó la señal a la fase de pisada y se extrajeron pequeñas muestras de 0.5 segundos de los datos de entrada, las cuales comenzaban en el punto de contacto inicial con el suelo (Shorten & Winslow, 1992). Se eliminaron los valores medios y las tendencias lineales de los datos en la fase de contacto (Shorten & Winslow, 1992) y, se rellenaron con ceros los datos sin filtrar de las aceleraciones de la cabeza y de la tibia para cada fase de pisada, con el fin de igualar 2048 puntos de datos y asegurar su periodicidad (Gruber et al., 2014). La potencia espectral de las aceleraciones en la cabeza y en la tibia durante la fase de apoyo se calculó mediante la densidad de la potencia espectral usando una ventana cuadrada (Gruber et al., 2014). Posteriormente, la densidad de la potencia espectral se calculó en frecuencias de 0 a la frecuencia de Nyquist y se normalizó a rangos de 1 Hz. De esta forma, la suma de las potencias de 0 es igual a la amplitud media al cuadrado de los datos en el dominio de tiempo (Gruber et al., 2014). La Figura 21 representa los términos y puntos necesarios para comprender las variables en el dominio de frecuencias, descritas en la Tabla 8.

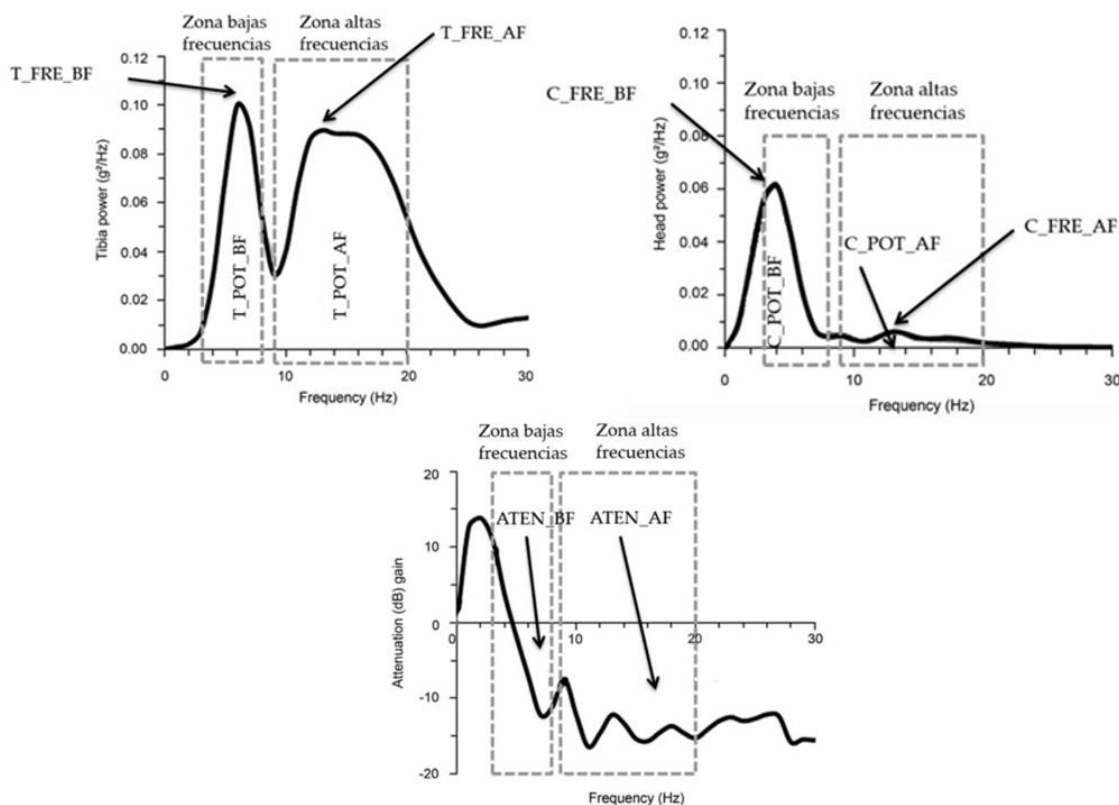


Figura 21. Localización de aspectos y variables relevantes en el dominio de las frecuencias (Recuperado de García-Gallart (2018)). T_POT_BF: potencia en tibia zona de bajas frecuencias, T_POT_AF: potencia en tibia zona de altas frecuencias, T_FRE_BF: frecuencia pico potencia en tibia zona de bajas frecuencias, T_FRE_AF: frecuencia pico potencia en tibia zona de altas frecuencias, C_POT_BF: potencia en cabeza zona de bajas frecuencias, C_POT_AF: potencia en cabeza zona de altas frecuencias, C_FRE_BF: frecuencia pico potencia en cabeza zona de bajas frecuencias, C_FRE_AF: frecuencia pico potencia en cabeza zona de altas frecuencias, ATEN_BF: atenuación zona de bajas frecuencias, ATEN_AF: atenuación zona de altas frecuencias.

Tabla 8. Variables de impactos en el dominio de frecuencias analizadas en el estudio.

Variables dominio de frecuencias:	Descripción:
Potencia baja cabeza/tibia (g^2)	Potencia espectral de cabeza/tibia en la zona de bajas frecuencias durante el apoyo de la pierna.
Pico potencia baja cabeza/tibia (g^2/Hz)	Pico de potencia espectral en la cabeza/tibia en la zona de bajas frecuencias durante el apoyo de la pierna.
Frecuencia pico potencia baja cabeza/tibia (Hz)	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia espectral en la cabeza/tibia en la zona de bajas frecuencias durante el apoyo de la pierna.
Potencia alta cabeza/tibia (g^2)	Potencia espectral de cabeza/tibia en la zona de altas frecuencias durante el apoyo de la pierna.
Pico potencia alta cabeza/tibia (g^2/Hz)	Pico de potencia espectral en la cabeza/tibia en la zona de altas frecuencias durante el apoyo de la pierna.
Frecuencia pico potencia alta cabeza/tibia (Hz)	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia espectral en la cabeza/tibia en la zona de altas frecuencias durante el apoyo de la pierna.
Atenuación en bajas/altas frecuencias (dB)	Integral de la potencia espectral de la función de transferencia en la zona de bajas/altas frecuencias.

3.2.2.- Análisis de la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca

Instrumental de medida

Para la valoración de la percepción de esfuerzo, se utilizó una escala de esfuerzo percibido (Figura 22) de 15 puntos (6-20 RPE Borg) (Borg, 1982). Esta escala es una herramienta válida y fiable que permite cuantificar la percepción subjetiva que ha supuesto el esfuerzo realizado durante el ejercicio de manera rápida y eficaz, determinando así la intensidad del ejercicio que se está llevando a cabo (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al, 2021a; Jiménez-Pérez et al., 2020).

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

Figura 22. Escala de percepción del esfuerzo (6-20 RPE Borg).

Además, también se midió la frecuencia cardíaca (FC) mediante un pulsómetro de banda pectoral (Polar V800, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) (Figura 23).



Figura 23. Pulsómetro de banda pectoral.

Metodología

Al finalizar el calentamiento, se explicó a los corredores/as el funcionamiento de la escala de Borg. Así pues, durante el test de carrera, se tomaron registros de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca en T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30 en cada una de las condiciones del estudio, donde se mostró la escala y se solicitó al participante que valorara desde el 6 (esfuerzo muy, muy ligero) hasta el 20 (esfuerzo máximo), la percepción subjetiva del esfuerzo realizado en ese momento.

Análisis de datos

Los valores obtenidos de la percepción del esfuerzo (puntos) y de la frecuencia cardíaca (ppm) en cada uno de los instantes de los test anteriormente mencionados y en las diferentes superficies de carrera, se registraron en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU) para su posterior análisis estadístico.

3.2.3.- Análisis del test de salto con contramovimiento

Instrumental de medida

Para la medición de la altura de salto se realizó un test de salto con contramovimiento (CMJ) empleando una plataforma de contacto (Chronojump-Boscosystem, Spain) conectada a un hardware (Chronopic, Chronojump-Boscosystem, Spain), el cual estaba conectado a su vez a un ordenador portátil con la aplicación Chronojump para Windows 10. La plataforma de contacto calcula la altura del salto mediante el tiempo de vuelo de manera válida y fiable (Foix et al., 2012), y la aplicación ofrece de forma instantánea la altura de cada salto en la pantalla principal.

Metodología

Una vez realizado el calentamiento (PreTest) y tras acabar el test de carrera (PostTest) en cada una de las diferentes superficies, se llevaron a cabo los test de salto con contramovimiento en la plataforma de contacto (Figura 24. **Test de salto con contramovimiento.**). El CMJ consiste en realizar un contramovimiento hasta una flexión de rodillas de aproximadamente 90°, con las manos en la cintura y manteniendo las rodillas extendidas durante toda la fase de vuelo del salto (Komi & Bosco, 1978). Los atletas fueron motivados verbalmente para tratar de que saltasen lo más alto posible. Se realizaron 3 intentos de prueba para familiarizarse con el test, y 3 test de salto, entre los cuales se registró el máximo salto para el análisis de datos (Edwards et al., 2017). Se descansó 1' entre saltos y 2' entre los saltos de prueba y los de registro, para prevenir la acumulación de la fatiga.

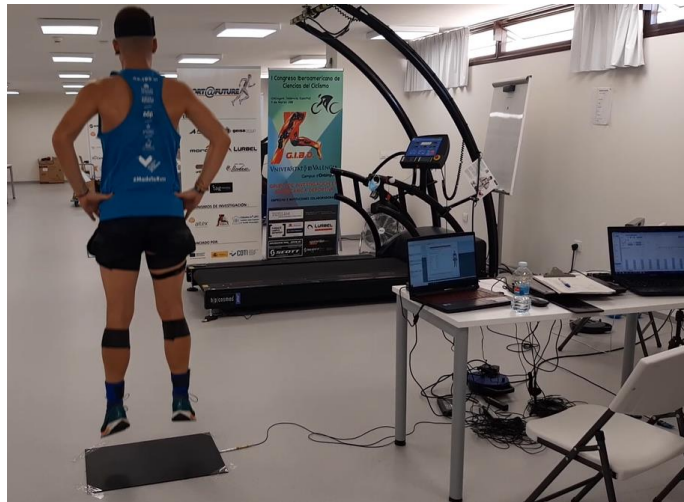


Figura 24. Test de salto con contramovimiento.

Análisis de datos

La altura (cm) obtenida en cada uno de los saltos con contramovimiento que se mostró en la pantalla principal del ordenador, fue recopilada y registrada en tiempo real en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU), y se organizaron para su posterior análisis estadístico.

3.2.4.- Análisis de la percepción del confort

Instrumental de medida

Para la valoración de la percepción del confort durante la carrera en diferentes superficies, se utilizó una escala visual analógica (VAS) de 15 cm, con 11 ítems (Anexo V), conformando un cuestionario de una hoja. Se ha demostrado que esta escala es una herramienta fiable para la evaluación del confort (Gil-Calvo, 2018; Jiménez-Pérez, 2019; Lucas-Cuevas et al., 2014b; Mündermann et al., 2002). Sin embargo, aunque la percepción de los corredores/as es crucial, no existen estudios previos que hayan analizado la percepción del confort sobre diferentes superficies de carrera.

Para cada variable, la escala constaba de una línea horizontal de 15 cm de longitud, siendo la calificación en su extremo izquierdo (0 cm) de “Nada confortable” (0%), y en el extremo derecho (15 cm) de “Mejor confort imaginable” (100%) (Figura 25).

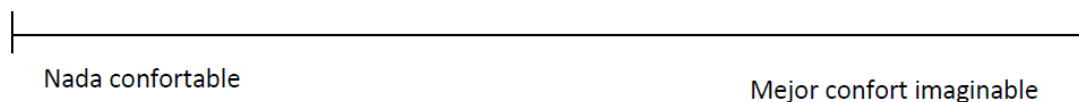


Figura 25. Escala visual analógica de 15 cm, utilizada para el estudio de la percepción del confort (Modificado de Mündermann et al. (2002)).

Metodología

Al finalizar el test de carrera y después del PostTest de salto, se entregó a los participantes el cuestionario de confort para que valoraran sus sensaciones sobre cada superficie. Se les explicó que debían realizar una línea vertical que cortara con la horizontal de la escala, a la altura que consideraran según su percepción 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).

Para la valoración de la percepción del confort en cada superficie se proporcionaron tres bolígrafos de diferente color: MT (rojo), cNMT (azul) y SL (verde), de tal forma que se pudieran distinguir las tres mediciones durante su posterior análisis.

Exportación de datos y variables

En el análisis de los cuestionarios de confort se midió, en cada uno de los ítems, la distancia en milímetros entre el extremo izquierdo (punto 0 cm) y la marca (línea vertical) realizada por los corredores/as mediante una regla graduada longitudinal, siendo las variables a tratar mostradas en la Tabla 9. Posteriormente, se introdujeron los valores en una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU), donde se normalizaron en porcentaje para facilitar su comprensión. De esta manera, se consideró a 15 cm como el 100%, y se obtuvo el porcentaje del valor medido respecto a estos 15 cm.

Tabla 9. Variables del análisis de la percepción del confort expresadas en (%).

Variables	Descripción:
Confort general	Percepción general de la superficie.
Amortiguación Talón	Percepción de la amortiguación en la zona trasera del pie.
Amortiguación Antepié	Percepción de la amortiguación en la zona delantera del pie.
Confort en la zancada	Percepción del confort en cada zancada
Adaptación al ritmo	Sensación de control del ritmo sobre la superficie
Seguridad	Sensación de seguridad de la superficie.
Estabilidad	Percepción de la estabilidad en la superficie.
Dureza	Percepción de la dureza de la superficie.
Vibración	Percepción de la vibración de la superficie.
Monotonía	Percepción del aburrimiento/monotonía sobre la superficie durante la carrera.
Similitud carrera a pie	Percepción de la similitud de la carrera sobre la superficie con la carrera en asfalto.

3.3- Análisis estadístico

Los datos obtenidos de las variables estudiadas en cada área se organizaron en una hoja de cálculo del software Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Washington, EEUU) y se importaron al programa estadístico SPSS versión 26.0 (IBM Corp., Armonk, NY), donde se llevaron a cabo los tratamientos estadísticos correspondientes para cada una de ellas.

A continuación, se comprobó la normalidad de los datos mediante el test estadístico Shapiro-Wilk ($n < 50$) de las variables analizadas en cada área de estudio (*Véase apartado 3.2.- Variables del estudio*), después de llevar a cabo un análisis exploratorio con el fin de detectar y eliminar los valores atípicos o erróneos (*outliers*) de los datos obtenidos con cada instrumento. Todas las variables mostraron un valor de significación de $p > 0.05$; indicando que los datos se distribuyeron de manera normal, por lo que se realizaron pruebas paramétricas. Además, se calcularon los estadísticos descriptivos de cada una de las variables para presentar los resultados (*Véase apartado 4- Resultados*) con sus medias y desviación típica (DT).

Las variables espaciotemporales y de impactos de aceleración se registraron en ambas extremidades, por lo que previamente se llevaron a cabo pruebas T-Student para

muestras relacionadas, con el fin de realizar las comparaciones por pares entre las dos extremidades (pierna dominante y pierna no dominante).

Una vez comprobada la normalidad de los datos, se llevaron a cabo análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas (Modelo Lineal General). Cabe destacar que, para las variables de cinemática espaciotemporal, impactos de aceleración, percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca se realizó un tratamiento estadístico a lo largo del test de 30 minutos.

1. Análisis Test 30 minutos:

Se consideraron un total de 2 factores intra-sujetos: superficie (con tres niveles: MT, cNMT y SL), y fatiga (con siete niveles: T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30) para cada variable dependiente.

En cambio, en el caso de la altura del salto se realizó un tratamiento estadístico para antes y después (Pre-Post) del test de 30 minutos, donde se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas.

2. Análisis Pre-Post test:

Se consideraron un total de 2 factores intra-sujetos: superficie (con tres niveles: MT, cNMT, SL), y fatiga (con dos niveles: pre y post) para cada variable dependiente.

Por último, para las variables de la percepción del confort se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de un factor: superficie de carrera (con tres niveles: MT, cNMT y SL).

Cabe destacar que el supuesto de esfericidad se comprobó a través de la prueba de Esfericidad de Mauchly. En los casos en los que la esfericidad era asumida, el análisis de varianza (ANOVA) se llevó a cabo 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 (post-hoc) para conocer las diferencias de las comparaciones por pares, con un nivel de significación establecido en $\alpha=0.05$.

Por último, se calculó el tamaño del efecto de Cohen (ES) solamente para las diferencias significativas existentes en las comparaciones por pares (d), interpretado el tamaño del efecto como: 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: cinemática espaciotemporal, impactos de aceleración, percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca, test de salto con contramovimiento y percepción del confort haciendo hincapié en el efecto de la superficie de carrera y la fatiga.

El análisis comparativo entre hombres y mujeres no arrojó diferencias significativas ($p>0.05$), motivo por el cual se analizó conjuntamente a todos los participantes como una muestra homogénea. Tampoco se encontraron diferencias entre extremidades ($p>0.05$), de modo que se tomó la media de ambas piernas en cada registro como dato para el análisis.

4.1- Análisis de la cinemática espaciotemporal

Efecto de la superficie

En la Tabla 10, se muestran los resultados referentes a los parámetros espaciotemporales durante la carrera en las diferentes superficies (MT, cNMT, SL) y en fatiga (T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30). Se encontraron diferencias significativas en la longitud ($p=0.004$) y frecuencia de zancada ($p=0.002$) entre las diferentes superficies de carrera. En concreto, se observó una longitud de zancada más corta ($p=0.024$, $ESd=0.9$) en cNMT vs SL, y una frecuencia de zancada superior en MT vs SL ($p=0.023$, $ESd=0.9$).

Tabla 10. Media (DT) de los parámetros espaciotemporales según la superficie y el instante.

Variable	Instante (min)	MT ^μ	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Longitud de zancada (m)	T1	2.45 (0.32)	2.42 (0.27)	2.47 (0.30)	0.004	N.S.
	T5	2.45 (0.32)	2.40 (0.34)	2.46 (0.29)		
	T10	2.46 (0.32)	2.40 (0.39)	2.47 (0.29)		
	T15	2.47 (0.32)	2.39 (0.38)	2.47 (0.30)		
	T20	2.44 (0.34)	2.36 (0.39)	2.46 (0.29)		
	T25	2.44 (0.34)	2.40 (0.38)	2.46 (0.29)		
	T30	2.44 (0.32)	2.39 (0.32)	2.48 (0.31)		
Frecuencia de zancada (Hz)	T1	1.45 (0.10)	1.46 (0.10)	1.42 (0.09)	0.023	N.S.
	T5	1,45 (0.10)	1.44 (0.10)	1.42 (0.09)		
	T10	1.45 (0.10)	1.43 (0.10) ^a	1.42 (0.10)		
	T15	1.44 (0.09)	1.43 (0.10) ^a	1.43 (0.09)		
	T20	1.44 (0.09)	1.42 (0.10) ^a	1.43 (0.10)		
	T25	1.44 (0.09)	1.42 (0.10) ^{a,b,c}	1.43 (0.10)		
	T30	1.44 (0.09)	1.42 (0.10) ^b	1.43 (0.10) ^c		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^aDiferencias significativas con T1 ($p < 0.05$); ^bDiferencias significativas con T5 ($p < 0.05$); ^cDiferencias significativas con T10 ($p < 0.05$).

Efecto de la fatiga

En la Figura 26, se presentan los efectos de la fatiga sobre la longitud y frecuencia de zancada, donde se no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$) entre los distintos instantes de la carrera a nivel general. No obstante, sí que se observaron interacciones entre la superficie de carrera y la fatiga, observando una disminución de la frecuencia de zancada en la cNMT en T10 vs T1 ($p = 0.007$, $ESd = 1.0$), T15 vs T1 ($p = 0.009$, $ESd = 1.1$), T20 vs T1 ($p = 0.005$, $ESd = 1.3$), T25 vs T1 ($p < 0.001$, $ESd = 1.6$), T25 vs T5 ($p = 0.010$, $ESd = 1.1$), T30 vs T5 ($p = 0.020$, $ESd = 0.9$), T25 vs T10 ($p = 0.047$, $ESd = 0.6$). Mientras que durante la carrera en SL, la frecuencia de zancada aumentó en T30 vs T10 ($p = 0.036$, $ESd = 0.7$). Sin embargo, la fatiga no causó ningún efecto significativo ($p > 0.05$) sobre la longitud de zancada en ninguna de las superficies del estudio.

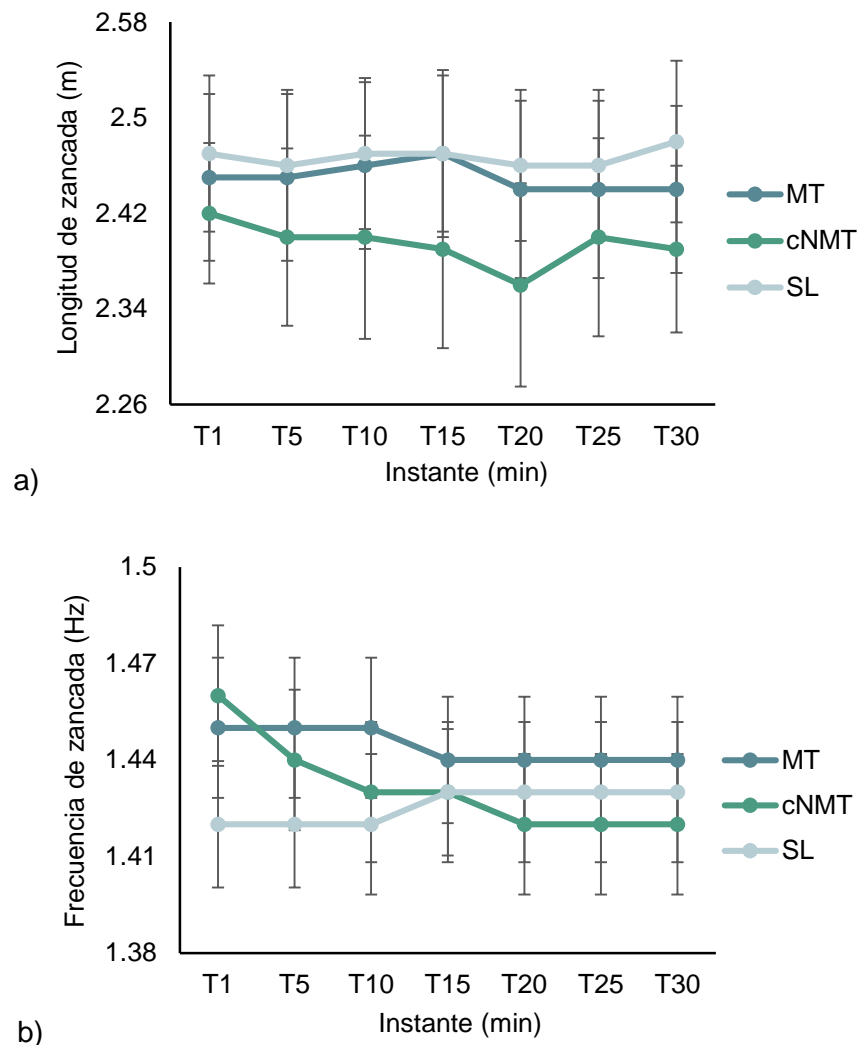


Figura 26. Media (SEM) de (a) longitud y (b) frecuencia de zancada en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

4.2- Análisis de los impactos de aceleración

4.2.1- Análisis en el dominio de tiempo

Efecto de la superficie

En el presente apartado se muestran los resultados obtenidos en referencia a los impactos de aceleración en el dominio de tiempo, en las tres superficies de carrera analizadas. Como se puede observar en la Tabla 11, se encontraron diferencias significativas entre las diferentes superficies de carrera ($p < 0.05$). Los corredores/as experimentaron mayores impactos de aceleración sobre SL, seguido de MT, y encontrándose una reducción significativa en cNMT. Los participantes registraron mayor nivel de impacto al correr sobre MT en comparación con la cNMT, concretamente fueron mayores la ratio en cabeza ($p = 0.005$, $ESd = 2.6$), pico máximo en cabeza y tibia ($p < 0.001$,

ESd=3.3; $p=0.001$, ESd=4.2, respectivamente), magnitud en cabeza y tibia ($p<0.001$, ESd=3.6; $p<0.001$, ESd=4.5, respectivamente) y atenuación ($p=0.011$, ESd=2.5). Entre MT vs SL, la ratio en cabeza ($p=0.010$, ESd=3.2), pico máximo en tibia ($p=0.004$, ESd=2.9), magnitud en tibia ($p<0.001$, ESd=3.5) y atenuación ($p<0.001$, ESd=4.7) fueron superiores sobre SL. Por último, la ratio en cabeza ($p<0.001$, ESd=5.6), pico máximo en cabeza y tibia ($p=0.021$, ESd=2.5; $p<0.001$, ESd=6.8, respectivamente), magnitud en cabeza y tibia ($p=0.003$, ESd=2.9; $p<0.001$, ESd=7.8, respectivamente) y atenuación ($p=0.011$, ESd=4.7) fueron mayores en SL en comparación con cNMT (Tabla 11).

Tabla 11. Media (DT) de los impactos de aceleración (dominio de tiempo) según la superficie y el instante.

Variable	Instante (min)	MT ^{μ,π}	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Ratio en cabeza (g/ms)	T1	32.12 (14.21)	33.06 (12.76)	29.48 (13.28)	0.000	N.S.
	T5	30.50 (14.50)	33.57 (13.53)	30.39 (13.51)		
	T10	33.43 (16.32)	34.87 (15.29)	30.20 (14.98)		
	T15	33.62 (16.32)	34.58 (13.86)	31.70 (15.53)		
	T20	34.20 (15.83)	34.21 (13.62)	31.94 (16.34)		
	T25	34.68 (14.60)	34.89 (14.78)	33.81 (16.03)		
	T30	32.47 (12.32)	33.99 (16.87)	33.10 (16.83)		
Ratio en tibia (g/ms)	T1	163.5 (110.35)	195.86 (153.00)	216.66 (158.25)	N.S.	N.S.
	T5	159.36 (116.32)	201.43 (158.86)	206.56 (179.84)		
	T10	150.54 (117.38)	217.22 (148.75)	216.14 (172.94)		
	T15	152.53 (119.11)	228.97 (168.38)	218.72 (176.88)		
	T20	159.88 (93.48)	215.66 (135.26)	226.77 (209.68)		
	T25	185.99 (158.11)	212.85 (147.48)	207.42 (169.97)		
	T30	184.66 (146.7)	219.18 (145.33)	228.01 (208.75)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p<0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p<0.05$);

^βDiferencias significativas con T5 ($p<0.05$).

Tabla 11. Media (DT) de los impactos de aceleración (dominio de tiempo) según la superficie y el instante (continuación de la tabla anterior).

Variable	Instante (min)	MT ^{μ,π}	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Pico máximo en cabeza (g)	T1	2.69 (0.29)	2.48 (0.31)	2.77 (0.48)	0.009	0.003
	T5	2.72 (0.32)	2.47 (0.31)	2.76 (0.52)		
	T10	2.67 (0.29)	2.44 (0.29)	2.75 (0.51)		
	T15	2.66 (0.32)	2.43 (0.27) ^b	2.71 (0.51)		
	T20	2.64 (0.33)	2.40 (0.30) ^b	2.71 (0.55)		
	T25	2.65 (0.29)	2.41 (0.29) ^b	2.66 (0.55)		
	T30	2.64 (0.29)	2.45 (0.33)	2.65 (0.58)		
Pico máximo en tibia (g)	T1	7.41 (1.65)	5.78 (1.76)	8.41 (1.69)	0.000	N.S.
	T5	7.60 (1.74)	5.87 (1.70)	8.65 (1.89)		
	T10	7.71 (1.76)	5.79 (1.67)	8.78 (1.95)		
	T15	7.63 (1.66)	5.96 (1.70)	8.84 (1.89)		
	T20	7.58 (1.52)	5.90 (1.63)	8.90 (2.24)		
	T25	7.60 (1.78)	5.80 (1.46)	8.86 (2.24)		
	T30	7.62 (1.89)	6.09 (1.68)	8.96 (2.23)		
Magnitud en cabeza (g)	T1	2.99 (0.42)	2.66 (0.44)	3.05 (0.58)	0.001	0.002
	T5	3.02 (0.44)	2.66 (0.44)	3.05 (0.62)		
	T10	2.96 (0.41)	2.60 (0.41) ^b	3.03 (0.60)		
	T15	2.96 (0.42)	2.59 (0.39) ^b	2.98 (0.62)		
	T20	2.93 (0.43)	2.54 (0.40) ^b	2.99 (0.67)		
	T25	2.92 (0.39)	2.56 (0.40) ^b	2.92 (0.67)		
	T30	2.92 (0.40)	2.62 (0.44)	2.93 (0.68)		
Magnitud en tibia (g)	T1	8.89 (2.24)	6.64 (2.07)	10.90 (2.92)	0.000	N.S.
	T5	9.24 (2.38)	6.75 (2.07)	11.09 (2.92)		
	T10	9.40 (2.52)	6.62 (2.15)	11.45 (3.00)		
	T15	9.28 (2.44)	6.81 (2.17)	11.40 (2.87)		
	T20	9.13 (2.22)	6.64 (2.00)	11.47 (3.17)		
	T25	9.26 (2.65)	6.6 (2.01)	11.54 (3.06)		
	T30	9.28 (2.79)	7.08 (2.26)	11.67 (3.39)		
Atenuación (%)	T1	60.34 (8.34)	54.18 (11.86)	64.68 (8.86)	0.000	N.S.
	T5	60.86 (9.25)	55.71 (10.86)	65.54 (8.71)		
	T10	62.40 (8.19)	55.90 (10.50)	66.17 (8.54)		
	T15	62.54 (7.86)	56.69 (10.59)	67.22 (8.20)		
	T20	62.91 (7.77)	57.14 (10.62)	66.91 (8.86)		
	T25	62.72 (7.70)	56.96 (9.70)	68.01 (8.66)		
	T30	62.59 (8.03)	57.62 (10.70)	68.21 (8.87)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$);

^bDiferencias significativas con T5 ($p < 0.05$).

Efecto de la fatiga

Por otro lado, la fatiga produjo una reducción significativa ($p < 0.05$) en los impactos de aceleración en el dominio de tiempo. Concretamente, el pico máximo en cabeza fue significativamente menor durante T15 vs T5 ($p = 0.002$, $ESd = 0.8$), T20 vs T5 ($p = 0.012$, $ESd = 0.9$) y T25 vs T5 ($p = 0.018$, $ESd = 1.1$); así como también fue significativamente menor la magnitud en cabeza durante T10 vs T5 ($p = 0.035$, $ESd = 0.5$), T15 vs T5 ($p = 0.001$, $ESd = 0.7$), T20 vs T5 ($p = 0.019$, $ESd = 0.9$), T25 vs T5 ($p = 0.008$, $ESd = 1.1$). Específicamente, estas reducciones durante el test de carrera fueron más evidentes en la cNMT (Figura 27). Sin embargo, la fatiga no generó ningún cambio significativo ($p > 0.05$) en el resto de variables como la ratio en cabeza/tibia, pico máximo en tibia, magnitud en tibia o atenuación.

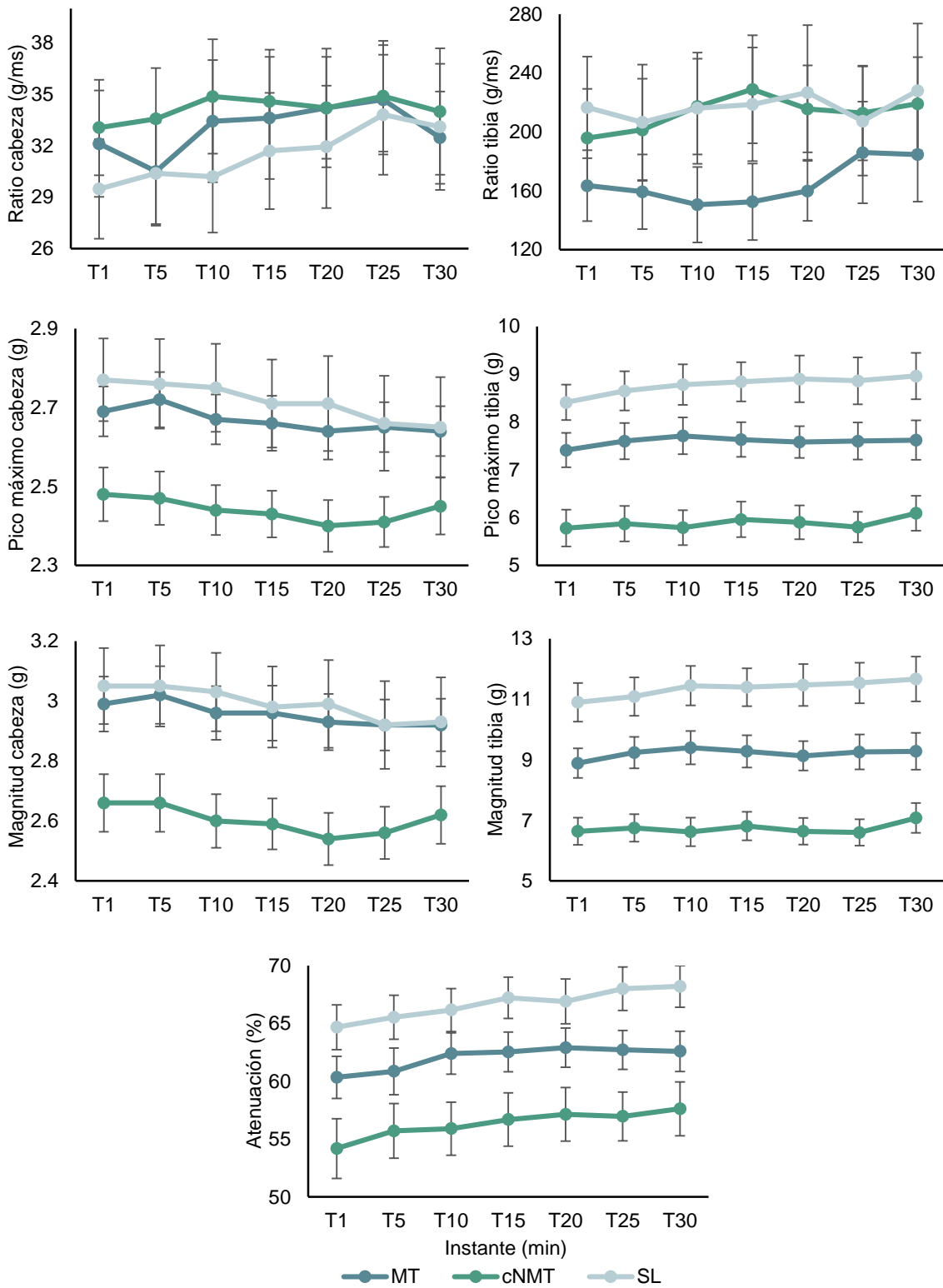


Figura 27. Media (SEM) de los impactos de aceleración (dominio de tiempo) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

4.2.2- Análisis dominio de frecuencias

Efecto de la superficie

La carrera sobre diferentes superficies modificó los impactos de aceleración analizados en el dominio de frecuencias. En concreto, los impactos de aceleración, tanto en la zona de bajas como en altas frecuencias, fueron significativamente ($p < 0.05$) menores durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL, mientras que los mayores impactos se experimentaron durante la carrera en SL.

En la Tabla 13 se pueden observar los resultados de los impactos de aceleración en la banda de bajas frecuencias. Por un lado, se encontraron impactos de aceleración significativamente menores en cNMT vs MT en la potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 3.01$; $p < 0.001$, $ESd = 4.8$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 2.5$; $p < 0.001$, $ESd = 4.2$, respectivamente), frecuencia del pico de potencia en cabeza y tibia ($p = 0.008$, $ESd = 1.7$; $p < 0.001$, $ESd = 1.9$, respectivamente). La carrera en cNMT también provocó menores impactos en comparación con SL en la potencia en cabeza y tibia ($p = 0.001$, $ESd = 2.6$; $p < 0.001$, $ESd = 8.4$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p = 0.001$, $ESd = 2.2$; $p < 0.001$, $ESd = 8.0$, respectivamente), y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 3.4$). Por otro lado, se observaron menores impactos durante la carrera en MT vs SL en la potencia en tibia ($p < 0.001$, $ESd = 3.2$), pico de potencia en tibia ($p = 0.002$, $ESd = 3.0$), frecuencia del pico de potencia en tibia ($p = 0.031$, $ESd = 1.1$) y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 2.3$). No obstante, no se encontraron diferencias ($p > 0.05$) entre MT y SL en la potencia y pico de potencia en cabeza.

Tabla 12. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de bajas frecuencias según la superficie y el instante.

Variable	Instante (min)	MT ^{μ,π}	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Potencia en cabeza (g ²)	T1	0.40 (0.15)	0.32 (0.13)	0.41 (0.17)	0.000	0.000
	T5	0.40 (0.15)	0.32 (0.13)	0.41 (0.18)		
	T10	0.39 (0.14)	0.29 (0.11)	0.40 (0.16)		
	T15	0.39 (0.13) ^b	0.30 (0.11) ^b	0.38 (0.16) ^b		
	T20	0.38 (0.14) ^b	0.28 (0.11) ^b	0.38 (0.17) ^b		
	T25	0.37 (0.13) ^{a, b}	0.29 (0.11) ^{a, b}	0.36 (0.16) ^{a, b}		
	T30	0.37 (0.13) ^b	0.30 (0.11) ^b	0.36 (0.16) ^b		
Potencia en tibia (g ²)	T1	0.52 (0.20)	0.34 (0.14)	0.60 (0.19)	0.000	N.S.
	T5	0.50 (0.19)	0.33 (0.13)	0.60 (0.20)		
	T10	0.50 (0.19)	0.31 (0.12)	0.62 (0.21)		
	T15	0.49 (0.18)	0.32 (0.12)	0.61 (0.20)		
	T20	0.49 (0.17)	0.30 (0.12)	0.62 (0.20)		
	T25	0.49 (0.18)	0.31 (0.12)	0.63 (0.18)		
	T30	0.49 (0.18)	0.32 (0.13)	0.64 (0.19)		
Pico de potencia en cabeza (g ² /Hz)	T1	0.10 (0.04)	0.08 (0.04)	0.10 (0.04)	0.000	0.000
	T5	0.10 (0.04)	0.08 (0.03)	0.10 (0.04)		
	T10	0.10 (0.04)	0.07 (0.03)	0.10 (0.04)		
	T15	0.09 (0.03)	0.08 (0.03)	0.09 (0.04)		
	T20	0.09 (0.03)	0.07 (0.03)	0.09 (0.04)		
	T25	0.09 (0.03) ^{a, b}	0.07 (0.03) ^{a, b}	0.09 (0.04) ^{a, b}		
	T30	0.09 (0.03)	0.08 (0.03)	0.09 (0.04)		
Pico de potencia en tibia (g ² /Hz)	T1	0.10 (0.04)	0.07 (0.03)	0.12 (0.03)	0.000	N.S.
	T5	0.10 (0.04)	0.06 (0.03)	0.12 (0.04)		
	T10	0.10 (0.04)	0.06 (0.02)	0.12 (0.04)		
	T15	0.10 (0.04)	0.06 (0.03)	0.12 (0.04)		
	T20	0.10 (0.04)	0.06 (0.02)	0.12 (0.04)		
	T25	0.10 (0.04)	0.06 (0.02)	0.12 (0.04)		
	T30	0.10 (0.04)	0.06 (0.02)	0.13 (0.04)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$);

^aDiferencias significativas con T1 ($p < 0.05$); ^bDiferencias significativas con T5 ($p < 0.05$).

Tabla 12. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de bajas frecuencias según la superficie y el instante (continuación de la tabla anterior).

Variable	Instante (min)	MT ^{μ,π}	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Frecuencia pico de potencia en cabeza (Hz)	T1	3.52 (0.28)	3.50 (0.23)	3.45 (0.23)	0.005	N.S.
	T5	3.53 (0.28)	3.49 (0.24)	3.47 (0.25)		
	T10	3.54 (0.27)	3.46 (0.22)	3.46 (0.24)		
	T15	3.52 (0.27)	3.45 (0.23)	3.49 (0.26)		
	T20	3.54 (0.24)	3.45 (0.22)	3.50 (0.25)		
	T25	3.53 (0.24)	3.45 (0.22)	3.51 (0.25)		
	T30	3.50 (0.25)	3.45 (0.24)	3.53 (0.25)		
Frecuencia pico de potencia en tibia (Hz)	T1	6.79 (0.76)	6.59 (0.86)	6.49 (0.78)	0.000	0.000
	T5	6.83 (0.81)	6.51 (0.82)	6.48 (0.76)		
	T10	6.73 (0.77)	6.51 (0.76)	6.49 (0.80)		
	T15	6.69 (0.76) ^{a,b}	6.35 (0.81) ^{a,b}	6.49 (0.76)		
	T20	6.62 (0.75) ^{a,b}	6.29 (0.81) ^{a,b}	6.51 (0.81)		
	T25	6.62 (0.80) ^{a,b}	6.27 (0.83) ^{a,b}	6.52 (0.82)		
	T30	6.60 (0.77) ^a	6.30 (0.83) ^a	6.54 (0.82)		
Atenuación (dB)	T1	0.97 (2.80)	0.11 (2.73)	1.81 (2.71)	0.000	N.S.
	T5	0.91 (2.79)	0.09 (2.71)	1.80 (2.61)		
	T10	0.98 (2.56)	0.24 (2.50)	2.06 (2.61)		
	T15	0.93 (2.47)	0.26 (2.51)	2.24 (2.39)		
	T20	1.14 (2.34)	0.23 (2.52)	2.35 (2.39)		
	T25	1.24 (2.39)	0.21 (2.47)	2,68 (2.50)		
	T30	1.18 (2.28)	0.25 (2.78)	2.76 (2.46)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$);

^aDiferencias significativas con T1 ($p < 0.05$); ^bDiferencias significativas con T5 ($p < 0.05$).

En la Tabla 13, se muestran los resultados de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias. Por un lado, la carrera en cNMT generó menores impactos vs MT en la potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 4.9$; $p < 0.001$, $ESd = 7.01$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 3.9$; $p < 0.001$, $ESd = 7.2$, respectivamente), y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 3.4$). Del mismo modo, se observaron menores impactos en cNMT en comparación con SL en la potencia en cabeza y tibia ($p = 0.002$, $ESd = 4.3$; $p < 0.001$, $ESd = 8.1$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p = 0.005$, $ESd = 4.1$; $p < 0.001$, $ESd = 8.5$, respectivamente), y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 5.6$). Por otro lado, se observaron menores impactos durante la carrera en MT vs SL en la potencia en tibia ($p = 0.040$, $ESd = 2.02$), pico de potencia en tibia ($p = 0.004$, $ESd = 2.16$), y atenuación ($p = 0.016$, $ESd = 2.3$). Sin embargo, no se encontraron diferencias ($p > 0.05$) en la

frecuencia del pico de potencia en cabeza y tibia entre ninguna de las superficies de carrera analizadas.

Tabla 13. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias según la superficie y el instante.

Variable	Instante (min)	MT ^{μ,π}	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Potencia en cabeza (g ²)	T1	0.13 (0.05)	0.09 (0.03)	0.13 (0.05)	0.000	N.S.
	T5	0.14 (0.05)	0.09 (0.03)	0.13 (0.05)		
	T10	0.13 (0.05)	0.09 (0.03)	0.13 (0.05)		
	T15	0.13 (0.04)	0.09 (0.03)	0.13 (0.05)		
	T20	0.13 (0.04)	0.09 (0.03)	0.13 (0.06)		
	T25	0.13 (0.05)	0.09 (0.03)	0.13 (0.06)		
	T30	0.13 (0.04)	0.09 (0.03)	0.13 (0.06)		
Potencia en tibia (g ²)	T1	1.11 (0.49)	0.47 (0.27)	1.29 (0.56)	0.000	N.S.
	T5	1.15 (0.46)	0.48 (0.27)	1.37 (0.56)		
	T10	1.21 (0.54)	0.48 (0.30)	1.40 (0.57)		
	T15	1.21 (0.51)	0.50 (0.32)	1.45 (0.67)		
	T20	1.22 (0.57)	0.48 (0.28)	1.47 (0.70)		
	T25	1.20 (0.51)	0.47 (0.28)	1.50 (0.77)		
	T30	1.20 (0.55)	0.54 (0.31)	1.54 (0.77)		
Pico de potencia en cabeza (g ² /Hz)	T1	0.02 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)	0.000	N.S.
	T5	0.02 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)		
	T10	0.02 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)		
	T15	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)		
	T20	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)		
	T25	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)		
	T30	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)		
Pico de potencia en tibia (g ² /Hz)	T1	0.09 (0.04)	0.05 (0.02)	0.10 (0.04)	0.000	0.038
	T5	0.09 (0.03)	0.04 (0.02)	0.10 (0.04)		
	T10	0.10 (0.04)	0.04 (0.02)	0.11 (0.04)		
	T15	0.10 (0.04)	0.04 (0.02)	0.11 (0.05)		
	T20	0.10 (0.05)	0.04 (0.02)	0.11 (0.04)		
	T25	0.10 (0.04)	0.04 (0.02)	0.11 (0.05)		
	T30	0.10 (0.04)	0.05 (0.02)	0.12 (0.05)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.
^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$).

Tabla 13. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias según la superficie y el instante (continuación de la figura anterior).

Variable	Instante (min)	MT ^{μ,π}	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Frecuencia pico de potencia en cabeza (Hz)	T1	10.78 (1.75)	10.83 (1.54)	10.44 (1.71)	N.S.	0.050
	T5	11.07 (1.97)	10.89 (1.95)	10.70 (2.11)		
	T10	10.97 (2.26)	11.05 (2.33)	11.02 (2.21)		
	T15	10.98 (2.25)	10.89 (1.72)	10.97 (2.28)		
	T20	11.39 (2.25)	11.27 (1.85)	11.42 (2.29)		
	T25	11.31 (2.38)	11.02 (1.97)	11.31 (2.29)		
	T30	11.59 (2.37)	11.33 (2.46)	11.21 (2.48)		
Frecuencia pico de potencia en tibia (Hz)	T1	12.89 (1.96)	11.77 (2.61)	13.59 (2.81)	N.S.	N.S.
	T5	12.88 (2.40)	12.40 (2.60)	13.00 (2.58)		
	T10	13.27 (2.40)	12.53 (2.82)	13.04 (2.57)		
	T15	13.42 (2.58)	12.79 (2.40)	12.99 (2.39)		
	T20	13.21 (2.42)	12.53 (2.51)	13.38 (2.62)		
	T25	13.31 (2.49)	12.57 (2.25)	13.48 (1.99)		
	T30	13.40 (2.28)	12.62 (2.22)	12.57 (1.99)		
Atenuación (dB)	T1	9.06 (1.74)	6.68 (2.92)	9.77 (2.07)	0.000	0.004
	T5	9.05 (1.96)	6.73 (3.01)	10.00 (1.98)		
	T10	9.37 (2.12)	6.86 (3.33)	10.12 (2.12)		
	T15	9.59 (2.02)	6.92 (3.30)	10.30 (2.28)		
	T20	9.55 (2.21)	6.94 (3.20)	10.39 (2.19)		
	T25	9.46 (2.08)	6.93 (3.13)	10.65 (2.56)		
	T30	9.40 (2.14)	7.41 (3.25)	10.83 (2.6)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$).

Efecto de la fatiga

En relación con la aparición de la fatiga, los impactos fueron mayores en la fase final del test en comparación con la etapa inicial (Figura 28). Específicamente, se encontraron diferencias en la potencia en cabeza en T1 vs T25 ($p=0.024$, $ESd=1.2$), T5 vs T15 ($p=0.041$, $ESd=1.8$), T5 vs T20 ($p=0.021$, $ESd=0.9$), T5 vs T25 ($p=0.002$, $ESd=1.1$) y T5 vs T30 ($p=0.022$, $ESd=1.02$), y en el pico de potencia en cabeza durante T1 vs T25 ($p=0.007$, $ESd=1.2$) y T5 vs T25 ($p=0.003$, $ESd=1.2$) en la banda de bajas frecuencias en MT y cNMT. Además, también se observaron diferencias en la frecuencia del pico de potencia en tibia en la banda de bajas frecuencias en T1 vs T15 ($p=0.018$, $ESd=0.6$), T1 vs T20 ($p=0.004$, $ESd=0.8$), T1 vs T25 ($p=0.001$, $ESd=0.9$), T1 vs T30 ($p=0.028$, $ESd=0.8$), T5 vs T15

($p=0.037$, $ESd=0.5$), T5 vs T20 ($p=0.003$, $ESd=0.7$) y T5 vs T25 ($p=0.007$, $ESd=0.8$) durante la carrera en cinta rodante (MT y cNMT).

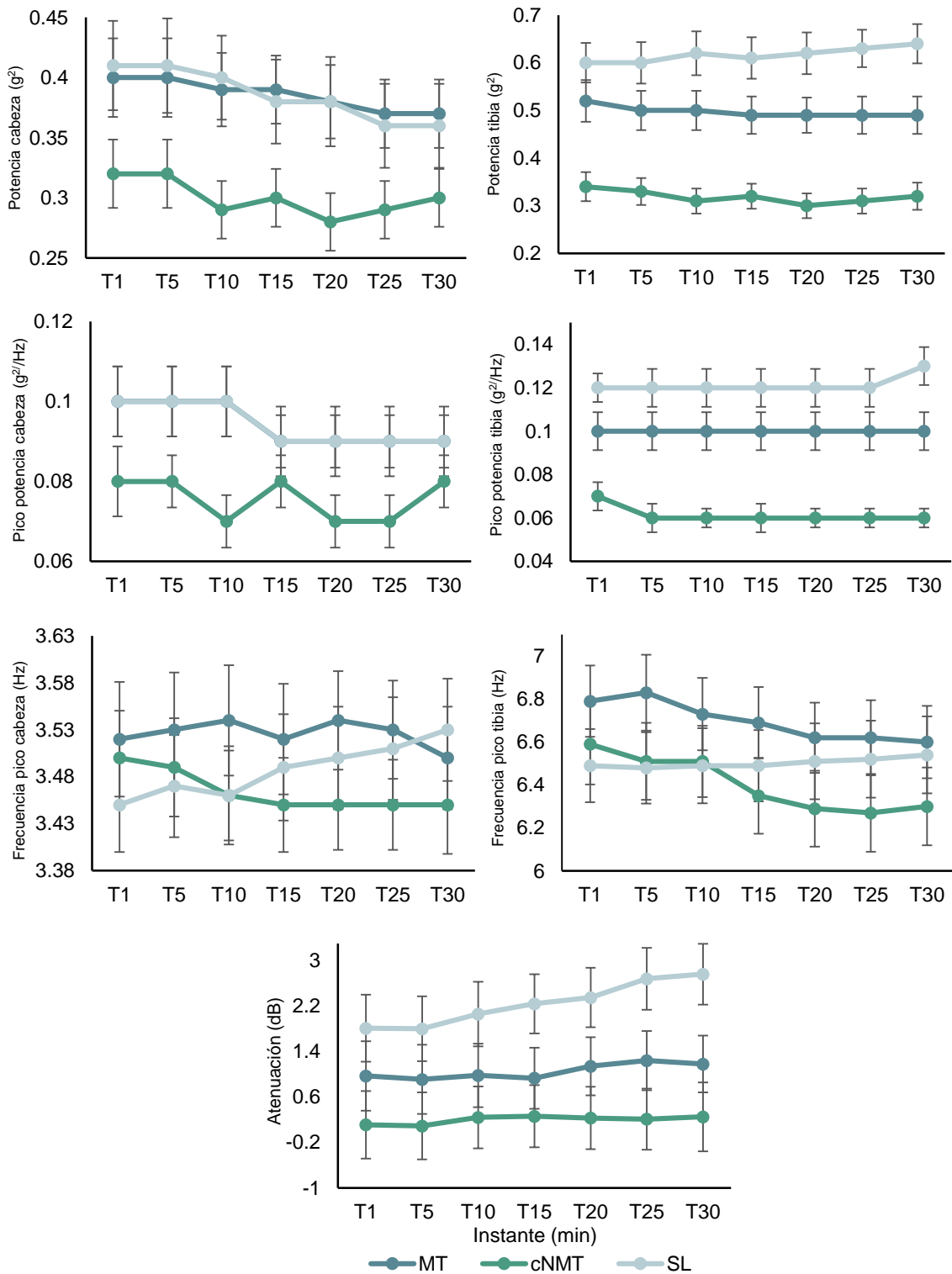


Figura 28. Media (SEM) de los impactos de aceleración en la zona de bajas frecuencias en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

No obstante, no se encontraron diferencias significativas ($p>0.05$) en las diferentes variables de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias entre los diferentes instantes de la carrera (Figura 29).

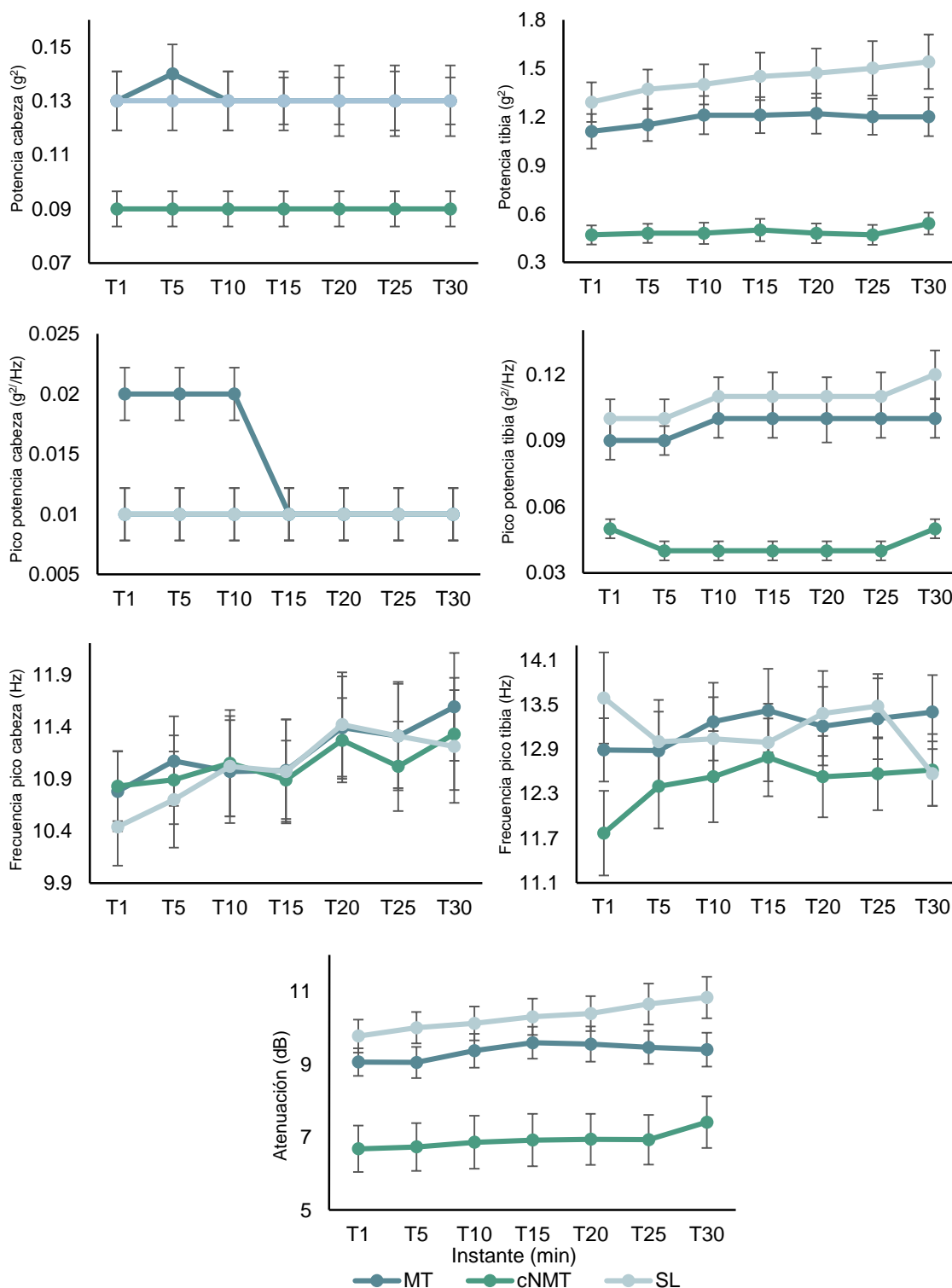


Figura 29. Media (SEM) de los impactos de aceleración en la zona de altas frecuencias en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

4.3- Análisis de la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardiaca

Efecto de la superficie

Con relación al efecto de la superficie de carrera, la percepción del esfuerzo fue significativamente ($p < 0.05$) mayor durante la carrera sobre ambas cintas rodantes (MT: 15.3 ± 1.9 puntos y cNMT: 15.0 ± 1.6 puntos) en comparación con SL (12.5 ± 1.7 puntos) (Tabla 14). En concreto, se encontraron diferencias significativas entre MT y SL ($p < 0.001$, $ESd = 8.6$); y entre cNMT y SL ($p < 0.001$, $ESd = 8.9$). No obstante, no se observaron diferencias significativas entre cintas rodantes (MT y cNMT).

Tabla 14. Media (DT) de la percepción del esfuerzo según la superficie y el instante.

Variable	Instante (min)	MT ^μ	cNMT ^μ	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Percepción del esfuerzo (puntos)	T1	12.5 (2.4)	11.9 (2.3)	8.7 (1.4)	0.000	0.000
	T5	13.8 (1.7)	13.4 (1.8)	10.2 (1.5)		
	T10	14.4 (1.8)	14.6 (1.7)	11.4 (1.3)		
	T15	15.6 (1.6)	15.0 (1.7)	12.7 (1.7)		
	T20	16.4 (1.7)	16.3 (1.5)	14.0 (1.8)		
	T25	17.0 (1.9)	16.0 (1.1)	14.9 (2.1)		
	T30	17.3 (1.9)	17.8 (1.3)	15.7 (2.0)		

MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$).

Por lo que respecta a la frecuencia cardíaca (Tabla 15), los resultados son similares a los de la percepción del esfuerzo. La frecuencia cardiaca fue significativamente mayor sobre las cintas rodantes tanto en MT (164.0 ± 11.4 ppm) como en cNMT (165.5 ± 11.1 ppm), en comparación con la condición de SL (159.2 ± 12.1 ppm). En este sentido, se observaron diferencias entre MT y SL ($p = 0.010$, $ESd = 2.03$); y entre cNMT y SL ($p = 0.001$, $ESd = 2.9$), pero no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$) entre cintas rodantes.

Tabla 15. Media (DT) de la frecuencia cardíaca según la superficie y el instante.

Variable	Instante (min)	MT [‡]	cNMT [‡]	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Frecuencia cardíaca (ppm)	T1	156.2 (10.9)	155.7 (16.2)	151.5 (14.1)	0.000	0.000
	T5	161.0 (10.8)	162.9 (9.8)	153.5 (10.7)		
	T10	163.2 (11.3)	165.3 (11.2)	157.5 (10.6)		
	T15	165.8 (11.1)	166.8 (10.5)	159.4 (12.6)		
	T20	166.2 (12.2)	167.9 (10.6)	162.1 (12.1)		
	T25	167.3 (11.8)	169.1 (10.1)	165.4 (11.3)		
	T30	168.0 (11.5)	170.7 (9.6)	165.2 (13.1)		

MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo; ppm: pulsaciones por minuto. [‡]Diferencias significativas con SL ($p < 0.05$); [‡]Diferencias significativas con cNMT ($p < 0.05$).

Efecto de la fatiga

En cuanto al análisis de la fatiga durante la carrera, la percepción del esfuerzo aumentó progresivamente desde el minuto 1 al minuto 30, en cada una de las superficies de carrera analizadas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) en todos los instantes de la carrera en comparación con el momento anterior (Figura 30). De esta forma, hubo un incremento en la percepción del esfuerzo cuando se comparó T1 vs T30 en MT, cNMT y SL (4.8 puntos, 5.9 puntos y 7.0 puntos, respectivamente).

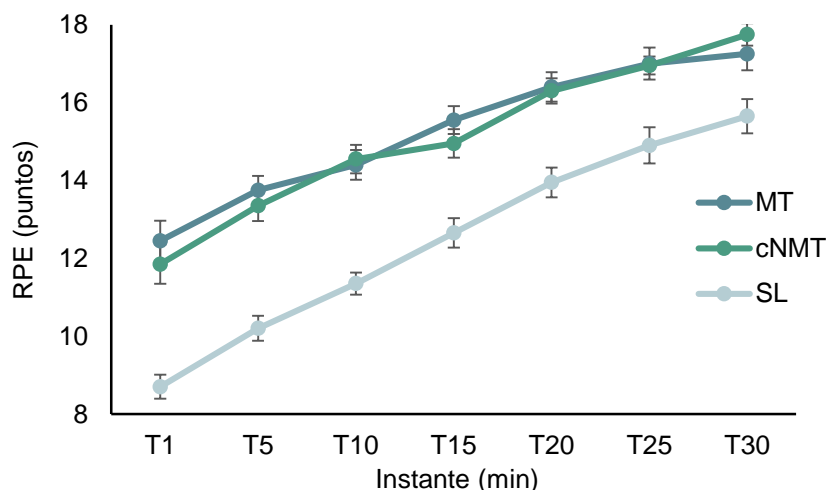


Figura 30. Media (SEM) de la percepción del esfuerzo (RPE) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

Por lo que respecta a la frecuencia cardíaca, los valores también fueron significativamente superiores ($p < 0.05$) en todos los instantes de la carrera en comparación

con el momento anterior (Figura 31). Las pulsaciones por minuto incrementaron al final del test en comparación con la fase inicial, aumentando al comparar T1 vs T30 en MT, cNMT y SL (11.8 ppm, 15.0 ppm y 13.7 ppm, respectivamente).

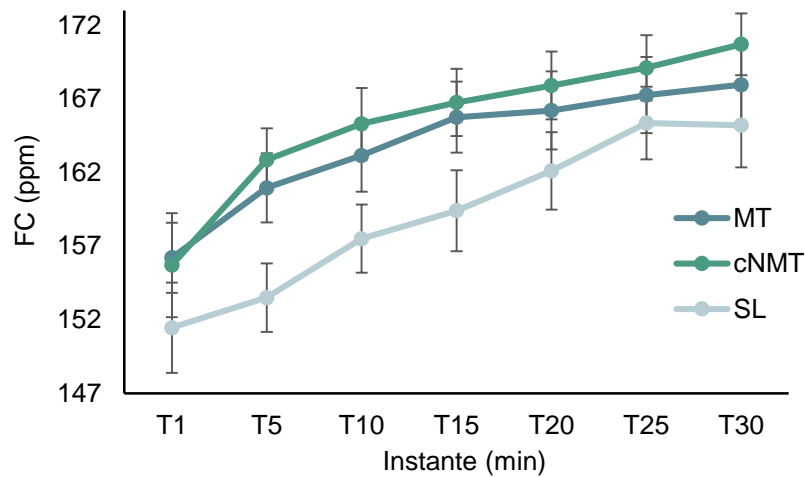


Figura 31. Media (SEM) de la frecuencia cardíaca (FC) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

4.4- Análisis del test de salto con contramovimiento

Efecto de la superficie

En el caso de test de salto con contramovimiento, se observaron diferencias significativas entre superficies durante el PosTest, resultando en una mayor altura de salto en MT en comparación con SL (Tabla 16). En concreto, la altura de salto en MT fue 3.1 cm superior al ser comparado con SL (MT: 24.0 cm, SL: 20.9 cm), con una significatividad de $p=0.025$ y un tamaño del efecto grande ($ESd=1.5$). Sin embargo, no se encontraron diferencias ($p>0.05$) entre cintas rodantes.

Tabla 16. Media (DT) de la altura de salto con contramovimiento según la superficie y el instante.

Variable	Instante	MT	cNMT	SL	p valor entre superficies	p valor entre instantes
		Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)		
Altura CMJ (cm)	PRE	24.0 (1.5)	24.5 (1.2) [‡]	21.3 (1.7)	0.007	N.S.
	POST	23.9 (1.6) [‡]	23.1 (1.1)	20.9 (1.7)		

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo, CMJ: salto con contramovimiento.

[‡]Diferencias significativas con SL ($p<0.05$); [‡]Diferencias significativas con POST ($p<0.05$).

Efecto de la fatiga

Por otro lado, el estado de fatiga disminuyó significativamente ($p=0.024$, $ESd=1.4$) la altura alcanzada tras el salto con contramovimiento en el PosTest en comparación con el PreTest durante la carrera en cNMT (Figura 32).

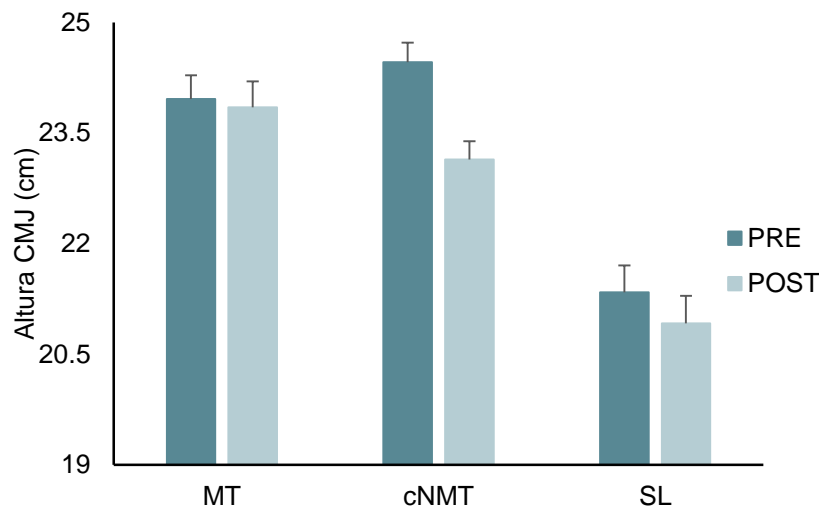


Figura 32. Media (SEM) de la altura alcanzada en el salto con contramovimiento (CMJ) en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

4.5- Análisis de la percepción del confort

Efecto de la superficie

En la Tabla 17 y Figura 33 se muestran los resultados de la percepción del confort (12 ítems analizados) de los corredores/as, al finalizar los 30 minutos de carrera en cada una de las superficies.

Se encontraron diferencias significativas entre cNMT vs SL, observado un mayor confort general ($p=0.006$, $ESd=0.9$), confort en la zancada ($p=0.002$, $ESd=1.1$), adaptación al ritmo ($p<0.001$, $ESd=2.1$), seguridad percibida ($p<0.001$, $ESd=1.2$), estabilidad de la superficie ($p<0.001$, $ESd=1.9$), aburrimiento/monotonía ($p=0.008$, $ESd=1.3$) y similitud carrera a pie ($p<0.001$, $ESd=2.3$) en SL. Además, también se observó un confort en la zancada ($p=0.016$, $ESd=0.9$), adaptación al ritmo ($p<0.001$, $ESd=1.6$), seguridad percibida ($p<0.001$, $ESd=1.3$), estabilidad ($p=0.000$, $ESd=1.6$) y dureza de la superficie ($p=0.045$, $ESd=0.9$) superior en MT vs cNMT. Por último, entre MT y SL, la variable aburrimiento/monotonía ($p=0.016$, $ESd=1.01$) y similitud carrera a pie ($p<0.001$, $ESd=1.4$)

fue mayor sobre SL. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas ($p>0.05$) en las variables amortiguación zona talón, amortiguación zona antepié o vibración de la superficie, entre las diferentes superficies de carrera analizadas.

Tabla 17. Media (DT) de la percepción del confort según la superficie y el instante.

Variable (%)	MT	cNMT	SL	p valor entre superficies
	Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)	
Confort General (CG)	70.5 (15.0)	59.0 (17.3) ^μ	75.2 (16.6)	0.007
Amortiguación Talón (AT)	71.5 (14.9)	64.8 (18.3)	74.6 (13.8)	N.S.
Amortiguación Antepié (AA)	71.2 (15.2)	65.6 (16.0)	74.8 (12.9)	N.S.
Confort Zancada (CZ)	75.6 (12.5) ^π	61.5 (20.2) ^μ	79.2 (13.7)	0.001
Adaptación Ritmo (AR)	80.2 (13.1) ^π	52.2 (21.5) ^μ	86.5 (11.3)	0.000
Seguridad Percibida (SP)	80.3 (14.2) ^π	59.0 (19.1) ^μ	83.0 (16.3)	0.000
Estabilidad Superficie (ES)	80.1 (12.6) ^π	57.5 (16.9) ^μ	85.0 (12.1)	0.000
Dureza Superficie (DS)	74.6 (14.3) ^π	60.6 (18.8)	71.3 (20.5)	0.039
Vibración Superficie (VS)	76.4 (17.5)	69.7 (17.8)	81.9 (16.9)	N.S.
Aburrimiento/Monotonía (AM)	51.5 (17.0) ^μ	53.5 (20.7) ^μ	31.3 (11.5)	0.004
Similitud Carrera a Pie (SCP)	60.9 (22.8) ^μ	50.4 (18.4) ^μ	86.0 (13.4)	0.000

N.S.: No significativo. MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo.
^μDiferencias significativas con SL ($p<0.05$); ^πDiferencias significativas con cNMT ($p<0.05$).

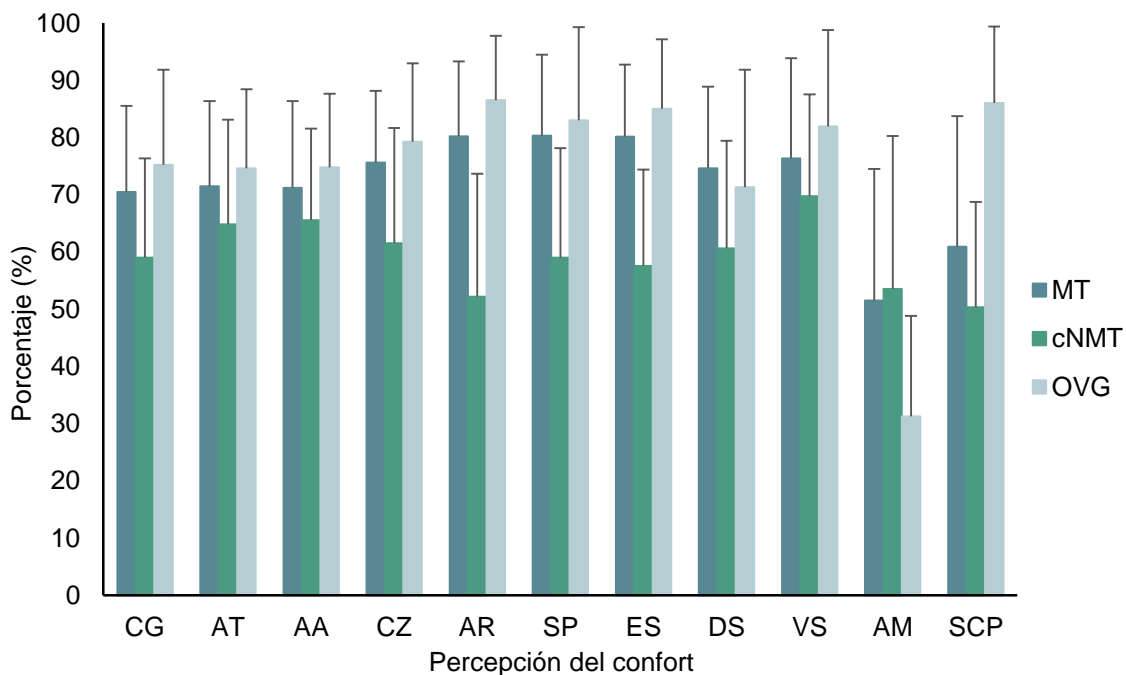


Figura 33. Media (SEM) de la percepción del confort en las diferentes superficies (MT: cinta motorizada, cNMT: cinta curva no motorizada, SL: suelo) e instantes de carrera.

DISCUSIÓN

5- DISCUSIÓN

En este apartado se discuten los resultados obtenidos en la presente tesis doctoral, siguiendo la misma estructura que en apartados anteriores, de acuerdo con el objetivo general de esta tesis:

- Analizar el efecto del tipo de superficie (MT, cNMT y SL) y de la fatiga sobre la respuesta biomecánica y las variables perceptuales durante la carrera en atletas recreacionales.

En este sentido, se analiza el efecto de la superficie de carrera y de la fatiga en el análisis de la cinemática espaciotemporal, impactos de aceleración, percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca, altura de salto con contramovimiento y percepción del confort.

Finalmente, se concluye con una interpretación general de los resultados que relaciona todas las áreas estudiadas, junto con posibles limitaciones en el estudio.

5.1- Análisis de la cinemática espaciotemporal

Efecto de la superficie

Dos de los parámetros espaciotemporales básicos que definen la técnica de carrera son la longitud y frecuencia de zancada (Mercer et al., 2002), el producto de los cuales determina la velocidad de desplazamiento del corredor (Mercer et al., 2002; Van Oeveren et al., 2017). Estos parámetros se ven afectados por factores como la superficie de carrera, la pendiente, la fatiga, la velocidad, el nivel de experiencia o el patrón de pisada, comprometiendo así la economía de carrera y aumentando el riesgo de lesión (Gómez-Molina et al., 2017; Ogueta-Alday et al., 2014; Vernillo et al., 2015; Williams & Cavanagh, 1987). Por esta razón, resulta interesante conocer el efecto de la carrera sobre la longitud y frecuencia de zancada en diferentes superficies (cNMT, MT y SL) siguiendo un protocolo de fatiga de 30 minutos al 80% de la VAM.

En el presente estudio se observó una reducción significativa en la longitud de la zancada (3.2%) en cNMT, mientras que la frecuencia de zancada aumentó en MT (1.4%), ambas en comparación con la carrera sobre SL. Sin embargo, no se encontraron diferencias en la longitud (MT: 2.45 m, cNMT: 2.39 m) y frecuencia de zancada (MT: 1.44 Hz, cNMT: 1.43 Hz) entre ambas cintas rodantes (MT y cNMT) (Tabla 10). Este hallazgo acepta

parcialmente la hipótesis inicial que planteaba que durante la carrera en SL los participantes correrían con una mayor longitud de zancada y una menor frecuencia de zancada respecto a la carrera en MT y cNMT, sin diferencias entre estas (H_1), pues no se ha observado el esperado aumento significativo ($p < 0.05$) de la frecuencia de zancada en cNMT, ni la disminución significativa ($p < 0.05$) de la longitud de zancada en MT.

Estos resultados, están en línea con trabajos anteriores (Encarnación-Martínez et al., 2021a; Seneli et al., 2011), los cuales tampoco encontraron diferencias entre MT y cNMT en la longitud y frecuencia de zancada, aunque se esperaba que difieran debido a los cambios en la curvatura, fricción, y dimensiones de la cinta rodante (Bruseghini et al., 2019). Otros autores sí que han encontrado diferencias significativas en estos parámetros, sin embargo, existe una gran disparidad en la literatura. Así pues, diferentes autores han observado una menor longitud de zancada (1.31 m y 1.55 m, respectivamente) y una mayor frecuencia de zancada (2.86 pasos/s y 2.78 pasos/s, respectivamente) en cNMT vs MT (Bruseghini et al., 2019; Schoenmakers & Reed, 2018). Por su parte, Waldman et al. (2017) observó una menor longitud de zancada y un descenso en la frecuencia de zancada durante una prueba de 5 km realizada en MT y en cNMT, hecho que podría estar relacionado con un descenso considerable de la velocidad al final de la prueba de 5 km. Mientras que otro trabajos han reportado una menor frecuencia de zancada en cNMT vs SL (Stevens et al., 2015).

Durante la carrera, los atletas prefieren una menor longitud de zancada (y en consecuencia, una mayor frecuencia de zancada), pues esto reduce los momentos laterales del centro de masas, lo que mejora la estabilidad y disminuye el coste energético en comparación con una longitud de zancada más amplia (Smith et al., 2017), hecho que coincide con la carrera sobre cinta rodante (MT y cNMT) en este trabajo. En este sentido, estudios previos han sugerido que las modificaciones en la longitud y frecuencia de zancada están relacionadas con el objetivo de mantener una velocidad constante en cNMT, lo que conlleva a su vez, una mayor activación neuromuscular respecto a MT (Smoliga et al., 2015). Además, se ha reportado una disminución en la economía de carrera en cNMT, hecho que está relacionado con la masa corporal (Edwards et al., 2017). Concretamente, la carrera en cNMT es más exigente para los corredores más ligeros, dejándoles en clara desventaja ya que necesitan generar una mayor producción de fuerza para propulsar la cinta rodante en cada paso (Edwards et al., 2017; Lakomy, 1987).

Por lo que respecta a la comparación entre MT y SL, las diferencias encontradas en la presente tesis en la frecuencia de zancada concuerdan con otros estudios, en los que se encontró una disminución en la longitud de zancada y un aumento en la frecuencia de zancada durante la carrera en MT (García-Pérez et al., 2013; Nigg et al., 1995; Reinisch et al., 1991; Riley et al., 2008; Schache et al., 2001; Sykes, 1975; Wank et al., 1998). Según algunos autores, la menor longitud y mayor frecuencia de zancada durante la carrera en MT se debe a la percepción de mayor velocidad experimentada por los corredores sobre MT (Caramenti et al., 2018; Reinisch et al., 1991; Riley et al., 2008). De esta manera, la mayor frecuencia de zancada elegida por los corredores experimentados conduce a una optimización del coste energético y una mejora en la economía de carrera (Quinn et al., 2021). Sin embargo, no todos los estudios han observado cambios en la longitud y frecuencia de zancada entre MT y SL (Frishberg, 1983; White et al., 2011), mientras que otros únicamente encontraron diferencias significativas a velocidades de carrera muy elevadas (4.8 m/s y 6.4 m/s) (Elliott & Blanksby, 1976; Nelson et al., 1972). En este sentido, se considera que las discrepancias encontradas entre los resultados de los diferentes estudios pueden deberse a los diferentes protocolos, muestra e instrumentales utilizados, y a que los cambios en estos parámetros suelen ser diferentes para cada corredor.

Efecto de la fatiga

En cuanto al efecto de la fatiga durante la carrera, la frecuencia de zancada disminuyó significativamente durante la carrera en cNMT (T1 vs T25: 2.7%), y sobre SL (T10 vs T30: 0.7%). Sin embargo, la fatiga no causó ningún efecto significativo sobre la longitud de zancada en ninguna de las superficies analizadas en el estudio (Figura 26). De esta manera, se acepta parcialmente la hipótesis nula que planteaba que la fatiga provocaría un aumento en la longitud de zancada y una disminución en la frecuencia de zancada conforme evolucionara el test de carrera (H_2). Esta disminución en la frecuencia de zancada observada a lo largo del test en cNMT y SL pudo ser debida a un descenso de la velocidad al final del test, la cual estuvo controlada por los corredores/as, mientras que en MT la velocidad se mantuvo constante en todo momento a través del motor de la cinta rodante.

En concordancia con estos resultados, existen numerosos estudios que demuestran un aumento en la longitud de zancada y una disminución en la frecuencia de zancada a causa de la fatiga (Cavanagh & Williams, 1982; Chan-Roper et al., 2012; García-Pérez et al., 2013; Gerlach et al., 2005; Hunter & Smith, 2007; Mercer et al., 2002; Mizrahi et al., 2000; Nummela et al., 1992; Saunders et al., 2004; Verbitsky et al., 1998; Williams & Cavanagh, 1987).

Sin embargo, existen trabajos que aseguran lo contrario, una menor longitud de zancada y una mayor frecuencia de zancada debido a la fatiga (Elliott & Roberts, 1980; Kyröläinen et al., 2000; Matta et al., 2020; Vernillo et al., 2015; Winter et al., 2021), o incluso la ausencia de modificaciones (Derrick et al., 2002; Fourchet et al., 2015; Gil-Calvo et al., 2020; Hanley & Mohan, 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017). En el estudio de Hunter & Smith (2007), la mitad de los participantes experimentaron una reducción en la frecuencia de zancada durante 1h de carrera en MT a alta intensidad, mientras que otros no mostraron modificaciones o presentaron un incremento de dicho parámetro. Así pues, parece que las modificaciones de estos parámetros pueden estar influenciadas por las diferencias interindividuales, y algunos corredores/as toleran mejor la fatiga que otros (Hunter & Smith, 2007).

Como se ha comentado anteriormente, la aparición de la fatiga reduce la capacidad del sistema musculoesquelético de atenuar las ondas de choque cuando el pie entra en contacto con el suelo, teniendo que generar compensaciones protectoras (Verbitsky et al., 1998). Una de las principales compensaciones para reducir las fuerzas de impacto es la modificación de la frecuencia de zancada (Gerlach et al., 2005), ya que mayores frecuencias de zancada se han relacionado con una reducción de los impactos de aceleración (Hamill et al., 1995), mientras que otros estudios relacionan el incremento de la longitud de zancada con el incremento de los impactos de aceleración y la atenuación de los mismos (Clarke et al., 1985; Derrick et al., 1998; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2003b). En este sentido, los cambios observados pueden estar relacionados con una estrategia seguida por el corredor para evitar la aparición de una lesión (Heiderscheit et al., 2011; Hobarra et al., 2012; Lenhart et al., 2014), no perjudicar el rendimiento y reducir el gasto energético durante la carrera (Gerlach et al., 2005; Hunter & Smith, 2007; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998; Vernillo et al., 2015; Williams & Cavanagh, 1987).

La amplia variabilidad en los resultados encontrados en la literatura puede ser debida a los distintos tipos de protocolos de fatiga utilizados: protocolos incrementales (Willson & Kernozek, 1999), durante competición (Kyröläinen et al., 2000), más cortos e intensos que el de este estudio (Elliott & Blanksby, 1976), etc. O incluso a los diferentes criterios de elección de la velocidad de registro: según el nivel del atleta (Elliott & Blanksby, 1976; Kyröläinen et al., 2000) o libremente elegida (Willson & Kernozek, 1999). No obstante, estas diferencias en la longitud y frecuencia de zancada tendrían que ser consideradas a la hora de prescribir ejercicio en cada una de las superficies analizadas en este estudio, para proporcionar un estímulo apropiado y mejorar la economía de carrera.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La longitud de la zancada disminuyó en cNMT, mientras que la frecuencia de zancada aumentó en MT, ambas en comparación con la carrera en SL. Sin embargo, no se encontraron diferencias en ninguna de estas variables entre ambas cintas rodantes (MT y cNMT).
 - ✓ La menor longitud y mayor frecuencia de zancada en cinta rodante (MT y cNMT) puede estar relacionada con la percepción de mayor velocidad experimentada en este tipo de superficie, optimizando así el coste energético y mejorando la economía de carrera.
 - ✓ La fatiga durante la carrera provocó una reducción de la frecuencia de zancada durante el test en cNMT y en SL, sin cambios significativos en la longitud de zancada, lo que pudo ser debido al descenso de la velocidad al final del test en cNMT y SL.
-

5.2- Análisis de los impactos de aceleración

5.2.1- Análisis en el dominio de tiempo

Efecto de la superficie

El análisis de los impactos de aceleración durante la carrera ha generado un gran interés entre la comunidad científica, entrenadores y corredores debido a su posible relación con el riesgo de lesión y el rendimiento (Davis et al., 2004; Derrick, 2004; Milner et al., 2006; Pérez-Soriano et al., 2018; Verbitsky et al., 1998). Dos de los factores más importantes que pueden alterar la capacidad de absorción de impactos durante la carrera son la superficie de carrera y la fatiga (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Fu et al., 2015; García-Pérez et al., 2014; Mercer et al., 2003a; Verbitsky et al., 1998). Aunque algunos estudios ya han analizado el efecto de distintas superficies de carrera sobre las variables de impactos de aceleración (Aubol et al., 2020; Boey et al., 2017; Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Milner et al., 2020; Waite et al., 2020), este trabajo examina el efecto en estas variables de un nuevo diseño de cinta rodante, la cNMT, en comparación con MT y SL, durante un test de fatiga de 30 minutos al 80% de la VAM.

En general, los impactos de aceleración en el dominio de tiempo fueron menores durante la carrera en cNMT, mientras que la condición de SL generó los mayores impactos durante el test. Concretamente, la carrera en cNMT disminuyó el pico máximo en cabeza (8.6%, 10.3%) y tibia (22.5%, 33.0%), la magnitud en cabeza (12.2%, 13.0%) y tibia (26.9%, 40.8%) y la atenuación (5.7%, 10.4%) respecto a MT y SL, respectivamente; sin diferencias significativas ($p < 0.05$) en la ratio en tibia. Además, el pico máximo en tibia (13.5%), la magnitud en tibia (18.9%) y la atenuación (5.7%) también fueron menores en MT en

comparación con SL. En cambio, la ratio en cabeza fue mayor en cNMT en comparación con MT (4.4%) y SL (7.9%), y en MT (3.7%) vs SL (Tabla 11). Así pues, se acepta parcialmente la hipótesis nula que planteaba que los impactos de aceleración (dominio de tiempo) serían menores durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL (H₃).

Como se ha demostrado en estudios anteriores, la rigidez de la superficie podría influir en los impactos de aceleración durante la carrera (Dixon et al., 2000). Por ello, determinados estudios han encontrado una reducción en los impactos de aceleración en MT en comparación con SL (Aubol et al., 2020; Catalá-Vilaplana et al., 2023; García-Pérez et al., 2014; Milner et al., 2020); así como en asfalto vs hierba (Waite et al., 2020), o en camino vs asfalto y pista sintética (Boey et al., 2017). Sin embargo, otros autores (Fu et al., 2015) no han encontrado diferencias en el pico máximo en tibia durante la carrera en cinta rodante de EVA (etileno-vinil-acetato), MT, pista sintética, asfalto o césped natural. Según Sheerin et al. (2019), los corredores/as ajustan rápidamente la rigidez de las piernas (“*leg stiffness*”) cuando se producen cambios en la superficie de apoyo. Además, estos ajustes pueden comportar modificaciones a nivel cinemático, neuromuscular y de aceleración (Sheerin et al., 2019). Es posible que, en el presente estudio, el cambio de superficie en aumento de rigidez en la condición de SL produjera un cambio en la rigidez de la pierna provocando directa o indirectamente un incremento de la aceleración tibial.

En la misma línea, el paradigma propuesto por Nigg et al. (2017), conocido como patrón preferido de carrera (“*preferred movement path*”), afirma que las fuerzas de impacto que se producen cuando el pie entra en contacto con el suelo también pueden verse alteradas por el cambio de la superficie de carrera. En consecuencia, se produce un ajuste de los grupos musculares implicados, afectando a la actividad neuromuscular, con el objetivo de reducir las vibraciones de tejidos blandos que podrían incrementar el coste energético. De esta manera, en el presente estudio, el cambio provocado por la modificación de la superficie de carrera podría haber alterado la actividad neuromuscular y las vibraciones de los tejidos blandos, mostrando los cambios en los impactos de aceleración mencionados anteriormente (Nigg et al., 2017; Nigg, 2001). A pesar de esto, este trabajo no registró la rigidez de la pierna, la actividad neuromuscular, o las fuerzas de impacto, por lo que estas especulaciones necesitan ser analizadas en un futuro.

Una de las variables que más interés está suscitando entre la comunidad científica es la ratio de aceleración (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Dixon et al., 2000; Zadpoor & Nikooyan, 2011). Esto es debido a su relación con el pico de aceleración máxima y el tiempo para alcanzar este pico, asociándose con lesiones por sobreuso (Milner et al., 2006).

Según algunos estudios (Davis et al., 2004; Hansen et al., 2008), una ratio de aceleración superior puede suponer un mayor riesgo de lesión, pues conlleva una vía más rígida a lo largo de la cual se desplaza la aceleración del impacto. Por el contrario, una ratio de aceleración menor supone que el impacto recibido tarda más tiempo en alcanzar su valor máximo, proporcionando más tiempo para que el sistema músculo-esquelético atenúe y lidie con la carga, resultando en un mayor beneficio (Lucas-Cuevas et al., 2016; Pérez-Soriano et al., 2018). Sin embargo, en el presente estudio no se encontraron diferencias entre superficies de carrera por la que a la ratio de aceleración en tibia se refiere.

La variable más estudiada en la literatura científica es el pico de aceleración en tibia, ya que proporciona información sobre la magnitud real o el estrés mecánico que la onda de choque provoca sobre el organismo (Sheerin et al., 2019; Van den Berghe et al., 2020; Waite et al., 2020). Por ello, los valores elevados de aceleración máxima se han asociado con un mayor riesgo de lesión (Hreljac, 2004; Milner et al., 2006). En línea con los resultados de este estudio (MT: 7.59 g, cNMT: 5.88 g, SL: 8.77 g), algunos trabajos previos también han observado una reducción en el pico máximo en tibia durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Montgomery et al., 2016).

De igual forma, la magnitud tibial se trata de una medida cuantitativa sobre la cantidad absoluta de aceleración sufrida por la tibia en cada apoyo (Lucas-Cuevas et al., 2015). En este sentido, la carrera sobre SL puede conllevar un mayor riesgo de lesión para el corredor, ya que el incremento de la magnitud del impacto en tibia (MT: 9.21 g, cNMT: 6.73 g, SL: 11.36 g) ha sido relacionado con una mayor predisposición de lesión (Milner et al., 2006; Tenforde et al., 2020). Sin embargo, si el aumento de la aceleración es consecuencia de la disminución de la masa efectiva (por una mayor flexión de rodilla durante la carrera en SL (McKenna & Riches, 2007; Reinisch et al., 1991), por ejemplo), es posible que las fuerzas de impacto no aumenten, y no se incremente el riesgo de lesión (Derrick, 2004; Derrick et al., 2002).

Esta reducción en los impactos en cNMT puede ser debida a ciertos factores como: a) la pronunciada inclinación hacia adelante del tapiz curvo, lo que puede favorecer el contacto inicial con antepié/mediopie en lugar de con el retropie (Montgomery et al., 2016), b) el entorno alterado de la carrera en cinta rodante, que obliga a los atletas a ajustar la locomoción para reducir el riesgo de lesiones o mantener el rendimiento (Derrick, 2004), c) el ajuste de la rigidez de las piernas, que conduce a distintos patrones de actividad muscular con diferentes mecanismos de control neuromuscular (Baur et al., 2007; Montgomery et al., 2016), d) la fabricación de la cinta rodante con materiales de goma (Schoenmakers & Reed, 2018; Stevens et al., 2015), o e) los cambios en las variables espaciotemporales, ya que

según se ha observado, la longitud de zancada es menor en cNMT, estando dicha variable íntimamente relacionada con la severidad de los impactos (Clarke et al., 1985; Derrick et al., 1998; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2003b).

En relación con la pronunciada inclinación hacia adelante en cNMT, se ha demostrado que la carrera en MT con una inclinación de $6.9\pm 3\%$ puede replicar la carrera en cNMT, siendo esta última una herramienta válida para la carrera en pendiente (Schoenmakers et al., 2020). Además, se ha sugerido que los corredores/as contactan con la cNMT con una inclinación aproximadamente de 5 a 10 grados sobre la horizontal debido a la curvatura de la cinta, disminuyendo este ángulo durante la fase de apoyo (Smoliga et al., 2015). Por otro lado, Stevens et al. (2015) clasificó a los participantes como "talonadores" (9/10) durante la carrera sobre SL, mientras que durante la carrera en cNMT, los mismos participantes fueron clasificados como "corredores de mediopié" (8/10). Este cambio conllevó cambios en la actividad neuromuscular, encontrando una actividad reducida en el tibial anterior, vasto lateral y recto femoral y un aumento en la activación del glúteo mayor y bíceps femoral en cNMT (Stevens et al., 2015). A pesar de esto, la posición exacta de contacto con la cNMT puede variar entre corredores, e incluso con el mismo participante, ya que existe un ajuste constante de la velocidad (Smoliga et al., 2015).

La atenuación del impacto es otra variable muy relevante en el análisis del efecto de los impactos de aceleración sobre el organismo durante la carrera (Mercer et al., 2002). Este parámetro muestra la capacidad del sistema musculoesquelético de reducir la magnitud del impacto de la tibia a la cabeza, y protegerla de una aceleración excesiva (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014). Se ha sugerido que una reducción en la atenuación del impacto causada por la superficie de carrera o la fatiga puede ser perjudicial para el sistema musculoesquelético y aumentar el riesgo de lesión (Mizrahi et al., 2000). Hines & Mercer (2004) encontraron una reducción en la atenuación del impacto durante la carrera de MT, lo que podría ser la causa de las diferencias cinemáticas observadas entre MT y SL (McKenna & Riches, 2007; Reinisch et al., 1991).

No obstante, la menor atenuación del impacto en MT y cNMT (MT: 62.05%, cNMT: 56.31%, SL: 66.68%) puede ser consecuencia del menor impacto en tibia observado al correr en cinta rodante (MT y cNMT) en comparación con SL (Derrick et al., 1998, 2002, 2004; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2002). En su estudio, Dufek et al. (2009) mostró diferencias significativas en la atenuación de impactos cuando comparó entre género, velocidad (preferida y 10% más lenta) y superficie (blanda, media y dura). En este sentido, la carrera sobre SL puede tener una mayor influencia sobre el rendimiento, ya que requiere de una mayor atenuación de los impactos en comparación con las cintas rodantes (MT y cNMT) (Derrick et al., 2002, 2004; Hamill et al., 1995).

Por último, los impactos de aceleración en cabeza fueron más bajos que los impactos en tibia. Esto ha sido descrito por diversos autores como un comportamiento protector para prevenir una posible alteración del sistema visual y vestibular que podría ocurrir debido a la aceleración excesiva en la cabeza (García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015; Seneli et al., 2011). De acuerdo con estudios previos, los valores de aceleración máxima en cabeza tienden a permanecer dentro de un rango estrecho (Derrick et al., 1998; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015). Aunque la aceleración en tibia aumente, la atenuación del impacto también aumentará de manera simultánea para mantener la cabeza con valores de aceleración constantes y dentro de un rango fisiológico saludable (Derrick et al., 1998; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer et al., 2002; Pérez-Soriano et al., 2018).

Efecto de la fatiga

Como se ha comentado anteriormente, la exposición repetida y acumulada a los impactos de aceleración durante carreras de larga distancia puede sobrecargar y fatigar el sistema musculoesquelético, reduciendo así su capacidad para absorberlos y aumentando el riesgo de lesión por sobreuso (Abt et al., 2011; Hreljac, 2004).

En este estudio, la fatiga produjo una reducción significativa del pico máximo en cabeza entre T5 vs T15 (1.6% en cNMT), y entre T5 vs T20 (3% en MT y 2.8% en cNMT). Además, la magnitud en cabeza disminuyó durante T1 vs T20 (2.2% en cNMT), T5 vs T15 (1.9% en cNMT) y T5 vs T20 (1.9% en cNMT). Sin embargo, no se encontraron cambios significativos en la ratio en cabeza y tibia, pico máximo en tibia, magnitud en tibia ni en la atenuación del impacto (Figura 27). Este hallazgo rechaza la hipótesis formulada inicialmente que planteaba que los impactos de aceleración (dominio de tiempo) aumentarían a lo largo de la carrera debido a la fatiga (H_4).

Esta reducción en los impactos de aceleración en cabeza con el desarrollo de la fatiga coincide con la disminución de la frecuencia de zancada en cNMT, lo que podría deberse a un mecanismo de protección corporal (García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015). En concordancia con los resultados de este estudio, diferentes autores tampoco encontraron modificaciones en distintas variables como la ratio en tibia (Lucas-Cuevas et al., 2017), el pico máximo en cabeza (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Mercer et al., 2003a; Reenalda et al., 2019), el pico máximo en tibia (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer et al., 2003a), o la atenuación del impacto (Abt et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Reenalda et al., 2019). Mientras que otros trabajos aseguran un incremento en el pico máximo en cabeza (Clansey et al., 2012), en el pico máximo en tibia

(Derrick et al., 2002; Mizrahi 2000; Reenalda et al., 2019; Verbitsky et al., 1998), y en la atenuación del impacto (Derrick et al., 2002) provocado por la fatiga. No obstante, también se han reportado reducciones en la ratio en tibia (García-Pérez et al., 2014) y en la atenuación del impacto (Mercer et al., 2003a).

En este sentido, la heterogeneidad de resultados encontrada podría deberse a los diferentes protocolos de fatiga seguidos, a la alteración de los parámetros espaciotemporales o incluso a las modificaciones mecánicas observadas en la extremidad inferior (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Lucas-Cuevas, et al., 2017; Mercer et al., 2003a; Verbitsky et al., 1998). Es más, algunos autores afirman que el efecto de la fatiga podría distinguirse más claramente con el análisis en el dominio de frecuencias, ya que separa los componentes de aceleración en bajas frecuencias (propios del movimiento humano) y altas frecuencias (relacionados con la severidad de los impactos) (Encarnación-Martínez et al., 2020; Lucas-Cuevas et al., 2017; Shorten & Winslow, 1992).

Por otro lado, se ha sugerido que los cambios a nivel cinemático no se producen como consecuencia de la fatiga, sino que se trata de mecanismos compensatorios para reducir los impactos de aceleración y disminuir el riesgo de lesión (Abt et al., 2011; Derrick et al., 2002; Reenalda et al., 2019). Sin embargo, a medida que el cuerpo se adapta para reducir el impacto, los mecanismos relacionados con la disipación del impacto pueden contribuir al desarrollo de lesiones por sobreuso (Abt et al., 2011). Así, mantener un mismo patrón de carrera resultará siempre más beneficioso para mejorar el rendimiento y reducir el riesgo de lesión (Nigg et al., 2015, 2017).

La fatiga es un fenómeno complejo y multifactorial, siendo una condición extremadamente difícil de reproducir por parte de los investigadores, más si cabe cuando las condiciones ambientales y las características de los corredores son diferentes entre estudios (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017; Mercer et al., 2003a; Mizrahi et al, 2000; Verbitsky et al., 1998). De igual forma, cada estudio registra a velocidades e instantes distintos, con protocolos de duraciones e intensidades diferentes (Abt et al., 2011; Mercer et al., 2003a). Otro factor determinante es la superficie de carrera, ya que puede afectar de manera diferente a los corredores y obligarlos a adoptar distintas estrategias de adaptación a la fatiga.

A pesar de que la MT permite un mayor control de ciertos factores (velocidad, pendiente, etc.) (Lucas-Cuevas et al., 2017), se cree que también posibilita un patrón de carrera constante incluso con la aparición de la fatiga, manteniendo así el ritmo de la cinta rodante (Abt et al., 2011). No obstante, en la carrera sobre cNMT y SL, el ritmo es autoseleccionado y se dispone de mayor libertad en el patrón de carrera (Encarnación-

Martínez et al., 2021a; Frishberg, 1983). Por ello, a pesar de que el ritmo de carrera fue individualizado al 80% de la VAM con el objetivo de conseguir un mismo nivel de fatiga, es posible que las diferencias en todos estos aspectos provoquen un nivel distinto de fatiga en cada participante y, en consecuencia, la disparidad de resultados existente, mostrando la necesidad de seguir investigando el efecto de la superficie de carrera y la fatiga sobre los impactos de aceleración.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La carrera en cNMT provocó una reducción de los impactos de aceleración en el dominio de tiempo en comparación con MT y SL, lo que pudo ser debido a la pronunciada inclinación hacia adelante del tapiz curvo.
 - ✓ Los impactos de aceleración en cabeza fueron más bajos que los impactos en tibia en cada una de las superficies y tras el protocolo de fatiga, siendo esto un mecanismo protector para evitar la aceleración excesiva en la cabeza.
 - ✓ La fatiga disminuyó de forma significativa el pico máximo en cabeza y la magnitud en cabeza entre los instantes iniciales y finales de la carrera en cNMT, lo que puede estar relacionado con la disminución de la frecuencia de zancada durante el test en cNMT.
 - ✓ Los diferentes protocolos de fatiga utilizados en la literatura podría ser la causa la disparidad de resultados encontrada, pudiendo provocar un nivel distinto de fatiga en cada participante.
-

5.2.2- Análisis dominio de frecuencias

Efecto de la superficie

Tradicionalmente, los impactos de aceleración se han analizado en el dominio de tiempo (Aubol et al., 2020; Encarnación-Martínez et al., 2021a; García-Pérez et al., 2014; Sheerin et al., 2019). Sin embargo, este análisis está limitado en cuanto a precisión, mientras que el análisis en el dominio de frecuencias o análisis espectral determina la transmisibilidad del impacto en el organismo y permite el estudio más detallado (Shorten & Winslow, 1992). Este último se utiliza para analizar la estructura de la forma de ondas compuestas, además de los impactos en las ondas de choque, y permite separar diferentes componentes de aceleración generados durante los impactos de las ondas de choque, desde movimientos de bajas frecuencias (propios del movimiento humano) a la resonancia de altas frecuencias (relacionados con la severidad de los impactos) (Shorten & Winslow, 1992).

Hasta el momento, las diferencias en los impactos de aceleración entre MT, cNMT y SL solo se han examinado en el dominio del tiempo (Catalá-Vilaplana et al., 2023; Encarnación-Martínez et al., 2021a; Montgomery et al., 2016). No obstante, el análisis de los componentes en el dominio de frecuencias en cabeza y tibia son variables a tener en cuenta por su relación con el riesgo de lesión (Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2020). El presente estudio analiza el efecto de la carrera en distintas superficies (MT, cNMT y SL) y la fatiga sobre los impactos de aceleración en cabeza y tibia tanto en la banda de bajas como altas frecuencias durante un test de fatiga de 30 minutos al 80% de la VAM.

La señal de aceleración en la banda de bajas frecuencias (3-9 Hz) representa la relación de la desaceleración sufrida por la pierna de contacto y el movimiento activo del centro de masas durante la fase de apoyo (Bobbert et al., 1992; Shorten & Winslow, 1992). En este estudio, la carrera en cNMT provocó una reducción significativa en los componentes de baja frecuencia: potencia en cabeza (18.9%, 16.7%) y tibia (34.7%, 50.0%), pico de potencia en cabeza (11.1%, 11.1%) y tibia (40.0%, 53.8%) vs MT y SL, respectivamente; en la frecuencia del pico de potencia en cabeza (1.4%) y tibia (4.5%) en comparación con MT y en la atenuación (90.8%) respecto SL. Además, también se observó una disminución en la potencia en tibia (23.4%), pico de potencia en tibia (23.1%) y atenuación (51.6%) durante la carrera en MT vs SL (Tabla 12).

La banda de altas frecuencias (9-20 Hz) representa la aceleración máxima vertical y la rápida desaceleración del miembro inferior tras el contacto del pie con el suelo, y su análisis está directamente relacionado con la severidad y transmisión del impacto (Bobbert et al., 1992; Encarnación-Martínez et al., 2020; Shorten & Winslow, 1992). Los impactos en el rango de altas frecuencias en este estudio fueron menores durante la carrera en cNMT. En concreto, se encontró una disminución en la potencia en cabeza (30.8%, 30.8%) y tibia (56.6%, 22.1%), pico de potencia en cabeza (30.1%, 22.5%) y tibia (50.0%, 58.3%), y atenuación (26.0%, 32.8%) en comparación con MT y SL, respectivamente. La carrera en MT también disminuyó la potencia en tibia (16.8%), pico de potencia en tibia (9.1%), y atenuación (9.1%) respecto a SL. No obstante, no se encontraron cambios significativos en la frecuencia del pico de potencia en cabeza y tibia entre ninguna de las superficies de carrera analizadas (Tabla 13). Estos hallazgos aceptan parcialmente la hipótesis inicial que planteaba que los impactos de aceleración (dominio de frecuencias) serían menores durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL (H_3).

La disminución en los impactos de aceleración en cNMT y MT en comparación con SL, tanto en las zonas de bajas como altas frecuencias, puede estar relacionada con la disminución de la longitud de zancada en cNMT y el aumento en la frecuencia de zancada en MT (Clarke et al., 1985; Derrick et al., 1998; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 102

2003b). A pesar de esto, existe una falta de evidencia respecto al efecto de la superficie de carrera sobre los componentes de los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias. Gruber et al. (2014) investigaron las diferencias en estas variables entre corredores que entraban en contacto con el suelo con el retropié y aquellos que lo hacían con el antepié. Estos autores, observaron un mayor pico de potencia en tibia tanto en rangos de bajas como altas frecuencias cuando se entraba en contacto con el retropié. Además, coincidiendo con la mayor atenuación observada en la condición de SL en este estudio (MT: 1.05 dB, cNMT: 0.20 dB, SL: 2.24 dB en bajas frecuencias; MT: 9.35 dB, cNMT: 6.92 dB, SL: 10.29 dB en altas frecuencias), Gruber et al. (2014) observaron una atenuación significativamente superior tanto en bajas como en altas frecuencias en corredores talonadores.

Según algunos estudios, la capacidad de determinados tejidos para transmitir y atenuar los impactos de aceleración está determinada por los componentes de frecuencia del impacto (Gruber et al., 2014; Smeathers, 1989). En este sentido, cuando la capacidad de atenuación se ve deteriorada, otros tejidos se vuelven más vulnerables a la carga excesiva, lo que podría resultar en una sobrecarga del propio tejido (Voloshin et al., 1981). Sin embargo, es posible que la mayor atenuación experimentada en SL y en talonadores sea debida a la mayor aceleración en tibia experimentada en estas condiciones (Gruber et al., 2014).

Por otro lado, el mismo estudio no encontró cambios en el pico de potencia en cabeza entre ambos patrones de pisada (Gruber et al., 2014), coincidiendo con los resultados del presente trabajo, ya que no se observaron diferencias en la potencia (0.39 g^2 , 0.39 g^2), pico de potencia ($0.56 \text{ g}^2/\text{Hz}$, $0.56 \text{ g}^2/\text{Hz}$) o frecuencia del pico de potencia (3.56 Hz, 3.49 Hz) en cabeza entre MT y SL en el rango de bajas frecuencias, ni en la potencia (0.13 g^2 , 0.13 g^2) o pico de potencia en cabeza ($0.01 \text{ g}^2/\text{Hz}$, $0.01 \text{ g}^2/\text{Hz}$) entre MT y SL en el rango de altas frecuencias. Como se ha comentado anteriormente, es posible que esta falta de diferencias en los impactos de aceleración en cabeza entre MT, cNMT y SL sea debida a un mecanismo protector para mantener las vibraciones y aceleraciones en la cabeza constantes, y evitar así la disrupción de los sistemas visual y vestibular (Gruber et al., 2014; Mercer et al., 2003a).

Debido a la reducción en los impactos de aceleración durante la carrera en cNMT experimentada por los participantes de este estudio, tanto en el dominio de tiempo como en el de frecuencias, este tipo de cintas rodantes podrían ser una herramienta interesante a tener en cuenta por atletas, entrenadores e investigadores a la hora de planificar sesiones de entrenamiento o prescribir ejercicio físico. En este sentido, correr en cNMT podría ser una estrategia recomendable para corredores de larga distancia con el fin de reducir la carga durante grandes

volúmenes de entrenamiento, en protocolos de rehabilitación después de una lesión, o incluso, en personas con enfermedades del aparato locomotor o con limitaciones musculoesqueléticas (Bruseghini et al., 2019; Montgomery et al., 2016; Smoliga et al., 2015; Snyder et al., 2011).

Efecto de la fatiga

En cuanto al efecto a lo largo de la carrera, los impactos de aceleración tanto en la banda de bajas como en la de altas frecuencias se mantuvieron constantes durante toda la carrera en cada una de las superficies. Solamente se encontró una reducción significativa en la frecuencia del pico de potencia en tibia durante T1 vs T15 (cNMT: 3.6%), T1 vs T20 (cNMT: 4.6%, MT: 2.5%), T1 vs T25 (cNMT: 4.9%, MT: 2.5%), T1 vs T30 (cNMT: 4.0%, MT: 2.8%), T5 vs T15 (cNMT: 2.5%), T5 vs T20 (cNMT: 3.4%, MT: 3.1%), T5 vs T25 (cNMT: 3.7%) en la banda de bajas frecuencias, produciéndose un desplazamiento hacia zonas de mayor frecuencia (Figura 28). No obstante, no se observaron cambios significativos en ninguna de las variables de aceleración en la región de altas frecuencias entre los diferentes momentos del test (Figura 29). De esta manera, se acepta parcialmente la hipótesis nula que planteaba que los impactos de aceleración (dominio de frecuencias) aumentarían a lo largo de la carrera debido a la fatiga (H_4).

Según Mizrahi et al. (2000), con el desarrollo de la fatiga aparece un tercer pico en la región entre 25 y 35 Hz en la señal de potencia espectral, a parte del pico ubicado en la zona de bajas frecuencias (3-9 Hz) y el de la región de altas frecuencias (9-20 Hz). La aparición de este tercer pico debido a la fatiga coincide con un incremento de la aceleración en tibia en el dominio de tiempo (Mizrahi et al. 2000). Sin embargo, no podemos afirmar que en este trabajo se crease ese tercer pico de potencia, ya que se siguió el método de Gruber et al. (2014), y el análisis se limitó hasta 20 Hz de frecuencia.

En línea con los resultados de este estudio, Mercer et al. (2003a) tampoco mostraron cambios en la señal de potencia espectral en tibia, mientras que Encarnación-Martínez et al. (2020) y García-Gallart (2018) reportaron un incremento significativo en la potencia en tibia en la banda de altas frecuencias como consecuencia de la fatiga. Estas diferencias podrían estar relacionadas con la intensidad del protocolo de fatiga utilizado, ya que en el estudio de Encarnación-Martínez et al. (2020) la intensidad de carrera fue superior a la de la presente tesis.

Otros autores, no encontraron diferencias significativas entre el inicio y el final del test de fatiga en la frecuencia en el pico de potencia en la banda de bajas o altas frecuencias, pero sí observaron un incremento en la frecuencia mediana de la señal de aceleración en tibia al final del test (Mizrahi et al. 2000; Voloshin et al., 1981).

Este aumento en la frecuencia mediana está relacionado con una pisada de retropié más impulsiva en estado de fatiga durante la carrera, incrementando así la intensidad del impacto (Mizrahi et al. 2000). En este trabajo, a pesar de no haber analizado la frecuencia mediana, sí que se observó una disminución de la frecuencia en el pico de potencia en tibia en la zona de bajas frecuencias (T1: 6.60 Hz vs T30: 6.48 Hz) después de un protocolo de carrera en fatiga, pudiendo resultar de una mayor flexión de rodilla y la disminución de la masa efectiva de la pierna de contacto (Chan-Roper et al., 2012; Reinisch et al., 1991).

Por lo que respecta a los impactos en cabeza, coincidiendo con otras investigaciones (García-Gallart, 2018; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2003a), no se encontraron cambios significativos en ninguna variable estudiada en el dominio de frecuencias, cosa que vuelve a evidenciar el mecanismo protector corporal para evitar la excesiva aceleración en la cabeza (Gruber et al., 2014; Mercer et al., 2003a).

De acuerdo con García-Gallart (2018), la atenuación en la banda de bajas frecuencias aumentó debido a la fatiga, manteniéndose estables en la zona de altas frecuencias. En el presente trabajo, aunque no se observaron cambios significativos, la atenuación aumentó durante la carrera en fatiga, tanto en la región de bajas (T1: 0.96 dB vs T30: 1.40 dB) como altas frecuencias (T1: 8.50 dB vs T30: 9.21 dB). Este aumento en la atenuación a causa de la fatiga puede estar relacionado con el aumento de la flexión de rodilla durante la fase de apoyo (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Mizrahi et al. 2000).

Tal y como se ha sugerido, la atenuación del impacto en el dominio de frecuencias aumenta a medida que incrementa la frecuencia de zancada (Hamill et al., 1995). Según el estudio de Mercer et al. (2003a), la atenuación en el dominio de frecuencias disminuyó a causa de la fatiga, mientras que Derrick et al. (2002) no encontraron cambios en la atenuación del impacto en estado de fatiga. La existencia de estudios que aseguran que la atenuación en la banda de altas frecuencias aumenta, disminuye o no varía, genera una gran confusión en el ámbito científico, y hace evidente la necesidad de más investigaciones para darle respuesta. Además, los diferentes tipos de pisada pueden afectar a los rangos de frecuencias y la forma en la que estas son atenuadas (Gruber et al., 2014; Hamill et al., 1995). En este sentido, el tipo de pisada es un aspecto que se debería tener en cuenta en este tipo de análisis.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La carrera en cNMT generó una disminución de los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias, tanto en la zona de bajas como la de altas frecuencias en comparación con MT y SL.
 - ✓ El efecto de la fatiga solamente disminuyó de forma significativa la frecuencia del pico de potencia en tibia en la banda de bajas frecuencias.
 - ✓ No se encontraron cambios significativos en los impactos en cabeza debido a la fatiga, evidenciándose así el mecanismo protector del aparato locomotor durante la carrera.
-

5.3- Análisis de la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca

Efecto de la superficie

En la presente tesis, la fatiga generada durante los 30 minutos de carrera en cada una de las superficies analizadas se determinó a través de la escala subjetiva de percepción del esfuerzo de Borg (6-20) y la frecuencia cardíaca. La percepción del esfuerzo es una variable interesante en el análisis de la carrera, ya que proporciona información subjetiva sobre lo exigente y extenuante que resulta la actividad (Ceci & Hassmén, 1991; Garcin et al., 2005). Además, se trata de una herramienta útil para prescribir, controlar y registrar la intensidad del ejercicio en personas adultas (Ceci & Hassmén, 1991; Gros Lambert & Mahon, 2006; Suay et al., 1998).

La percepción del esfuerzo (RPE) y la frecuencia cardíaca (FC) fueron significativamente superiores durante la carrera en cinta rodante (MT y cNMT) en comparación con SL. Sin embargo, no se encontraron diferencias entre cintas rodantes (MT vs cNMT). El valor medio de la percepción del esfuerzo fue un 18.3% (15.3 puntos - 'Duro') y 17.2% (15.1 puntos - 'Duro') superior en MT y cNMT, respectivamente, cuando se comparó con SL (12.5 puntos - 'Ligero-Algo duro') (Tabla 14). En el caso de la frecuencia cardíaca, los valores medios fueron un 2.9% (163.9 ppm) y 3.8% (165.5 ppm) más altos durante la carrera en MT y cNMT, respectivamente, en comparación con SL (159.2 ppm) (Tabla 15). Este hallazgo acepta parcialmente la hipótesis inicial que planteaba que la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca serían superiores durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL (H_5).

Estos resultados están en línea con las investigaciones de Bruseghini et al. (2019), Edwards et al. (2017) y Morgan et al. (2015), quienes tampoco encontraron diferencias entre cintas rodantes (MT vs cNMT) a pesar de que la percepción del esfuerzo fue superior

en MT y cNMT con respecto a SL. Este cambio en la intensidad percibida es difícil de explicar, pero probablemente se deba a un conflicto entre los inputs sensoriales y la experiencia previa del corredor (Edwards et al., 2017). La relativa novedad de la carrera en cinta rodante y los cambios potenciales relacionados en la cinética y cinemática de la carrera, pueden haber alterado la percepción de la intensidad del ejercicio (Kong et al., 2012).

De acuerdo con estudios previos (Ceci & Hassmén, 1991; García-Pérez, 2012; Thompson & West, 1998), la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca son superiores al correr en MT vs SL. En este sentido, se ha sugerido que este resultado está relacionado con la velocidad de la carrera, pues el entorno externo estático de la cinta rodante (MT y cNMT) hace que los corredores tengan la sensación de correr más rápido de lo que realmente corren (Kong et al., 2012). Por esta razón, los atletas que intentan replicar la velocidad de carrera sobre SL eligen una velocidad menor durante la carrera en MT, pero perciben un esfuerzo similar en ambas superficies (Kong et al., 2009, 2012; Van Caekenberghe et al., 2010). No obstante, Hanson et al. (2011) no encontraron diferencias entre MT y SL, lo que puede ser debido a que la duración e intensidad de la carrera fueron inferiores que en la presente tesis doctoral.

En el caso de cNMT, las velocidades libremente elegidas son menores que sobre MT (Smoliga et al., 2015). Stevens et al. (2015) demostró que el rendimiento disminuyó en un 22% durante la carrera en cNMT, pues los corredores tardaron 272s más en completar 5 km en comparación con la carrera en pista de atletismo al aire libre. Mientras que en otros estudios, el rendimiento en cNMT fue un 24% menor en comparación MT (Waldman et al., 2018). Igualmente, se ha reportado que la velocidad máxima obtenida durante un test de carrera incremental en cNMT fue ~2 km/h inferior que la alcanzada en MT (Morgan et al., 2015). El menor rendimiento observado en cNMT se relaciona directamente con la masa corporal, pues los corredores más ligeros deben trabajar a una intensidad relativa más alta para superar la resistencia de la cinta rodante y mantener una velocidad constante (Edwards et al., 2017; Stevens et al., 2015), hecho que les deja en relativa desventaja (Lakomy, 1987). Por ello, si el objetivo es mantener determinadas velocidades en cNMT, se recomienda utilizar el feedback visual proporcionado por la pantalla LCD (Smoliga et al., 2015). Mientras que, si el objetivo es generar un estímulo fisiológico similar a la carrera en MT, se recomienda disminuir la velocidad de carrera en cNMT un 20% (Schoenmakers & Reed, 2018) o 4 km/h (Wee, 2015).

Otros autores afirmaron que no esperaban una percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca superiores en MT porque la resistencia del aire aumenta con el aumento de velocidad (Davies, 1980). Este resultado podría estar relacionado con una menor

percepción de confort durante la carrera a mayor velocidad en MT (Miller et al., 2019), siendo el confort percibido por los corredores una variable muy importante a la hora de evaluar la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca. Además, a mayor percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca, mayor temperatura corporal durante la carrera en MT, ya que existe menos movimiento relativo del aire que pueda reducir la temperatura corporal debido a la evaporación del sudor (White et al., 1998). Este podría ser uno de los motivos que justifiquen las diferencias encontradas entre cintas rodantes (MT y cNMT) y SL, a pesar de los esfuerzos realizados por minimizar esta situación con el uso de ventiladores y temperaturas de laboratorio adecuadas para la carrera.

Determinados estudios observaron un aumento en la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca durante la carrera en cNMT en comparación con MT y SL, pues la fuerza necesaria para mover la cNMT es de 8.8N, lo cual puede conllevar un mayor gasto energético (Bruseghini et al., 2019; Edwards et al., 2017; Encarnación-Martínez et al., 2021a). En este sentido, correr en cNMT puede provocar mayores demandas perceptuales y de cardiometabólicas (Edwards et al., 2017; Schoenmakers & Reed, 2018; Smoliga et al., 2015), cosa que permite a los atletas obtener mayores beneficios fisiológicos asociados con el ejercicio moderado y vigoroso sin ningún aumento sustancial en el esfuerzo en comparación con MT (Smoliga et al., 2015). Esto podría ser debido a que la cNMT requiere energía no solo para impulsar el propio cuerpo, sino también para propulsar la cinta rodante en cada paso, con su propia fricción y pendiente (Bruseghini et al., 2019; De Witt et al., 2009; Schoenmakers et al., 2020). Por el contrario, la MT permite mantener la velocidad con una menor fase de propulsión y frenado, reduciendo así las demandas energéticas al mover la pierna por debajo del centro de masas durante la fase de apoyo, en vez de mover el cuerpo por encima de la pierna de apoyo como ocurre durante la carrera sobre SL (Baur et al., 2007; Frishberg, 1983; Reinisch et al., 1991).

Efecto de la fatiga

La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentaron significativamente a lo largo del test de carrera en cada una de las superficies analizadas, encontrando diferencias entre cada uno de los instantes de la carrera. La percepción del esfuerzo tuvo un valor medio de 11 puntos ('Ligero') en el minuto 1 de la carrera, incrementando 6 puntos (34.9%) hasta los 16.9 puntos ('Muy duro') en el minuto 30 del test (Figura 30). Por su parte, la frecuencia cardíaca incrementó (8%) desde 154.5 ppm en el minuto 1 hasta 168 ppm en el minuto 30 del test (Figura 31). Se acepta 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 a causa de la fatiga (H_0).

Una percepción del esfuerzo de entre 13 y 15 puntos en la escala de Borg (6-20 puntos) está relacionada con una intensidad cercana al umbral anaeróbico (segundo umbral de lactato), considerada como una intensidad entre moderada y vigorosa a la que se alcanza fatiga (Koblbauer et al., 2014; Scherr et al., 2013). Los resultados del presente trabajo se encuentran dentro de una intensidad vigorosa pero todavía a nivel aeróbico (Scherr et al., 2013). Otros autores (Brown et al., 2014; Dierks et al., 2011; Hafer et al., 2017; Koblbauer et al., 2014; Steib et al., 2013) afirman que para alcanzar el nivel de fatiga se necesita una percepción del esfuerzo de 17 puntos ('Muy duro'). Por esta razón, y con el incremento significativo desde el inicio hasta el final del test de carrera tanto en la percepción del esfuerzo como en la frecuencia cardíaca, el protocolo del presente trabajo fue suficientemente intenso como para generar fatiga sin llegar a la extenuación en MT y cNMT pero puede que no haya sido suficientemente intenso para generar fatiga en SL.

En este sentido, los resultados de la presente investigación permiten concluir que la carrera en cinta rodante, ya sea MT o cNMT, genera una mayor percepción de esfuerzo y frecuencia cardíaca que la carrera sobre SL. Todo ello conlleva distintas implicaciones tanto a nivel de rendimiento como a nivel de investigación, ya que las cintas rodantes (MT y cNMT) pueden ser una estrategia interesante para los atletas que busquen sesiones de entrenamiento más intensas que sobre SL. Sin embargo, tanto investigadores, como entrenadores y atletas, deben ser cautos a la hora de aplicar las medidas de percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca registradas en MT y cNMT a la carrera sobre SL, pues podría suponer un incremento en el abandono o mortalidad de la muestra en una investigación, una sobrecarga psicológica del corredor o un incremento en la carga de entrenamiento (Suay et al., 1998).

Por todo ello, la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca del corredor se deberían tener en cuenta a la hora de ser utilizadas como variables de control del ejercicio y la fatiga (Ceci & Hassmén, 1991), además de ser consideradas a nivel metodológico en el estudio de la carrera en diferentes superficies.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca fueron superiores en ambas cintas rodantes (MT y cNMT) en comparación con SL, pero no hubo diferencias entre cintas.
 - ✓ La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentaron de forma progresiva con la evolución de la carrera, tanto en MT como en cNMT y SL.
 - ✓ Los niveles de percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca alcanzados por los corredores en cada una de las superficies de carrera analizadas, se relacionan con una actividad física entre moderada y vigorosa, a nivel del umbral anaeróbico.
 - ✓ Es posible que el protocolo seguido haya sido suficientemente intenso para generar fatiga en MT y cNMT, pero no lo haya sido en SL.
-

5.4- Análisis del test de salto con contramovimiento

Efecto de la superficie

Los test de salto, como el salto con contramovimiento, se han investigado y utilizado frecuentemente como herramienta de control de la fatiga en deportes de alto rendimiento (Cormack et al., 2008), carreras de fondo y medio-fondo (Balsalobre Fernández, 2015), fútbol (Andersson et al., 2008), baloncesto (Quintana et al., 2010) y balonmano (Thorlund et al., 2008). En estos casos, los cambios en una o más variables discretas (altura del salto, potencia máxima, potencia máxima relativa, potencia relativa, potencia media, velocidad máxima, fuerza máxima, fuerza media, etc.) se utilizan para determinar una respuesta de fatiga o preparación para los siguientes estímulos de entrenamiento (Cormack et al., 2008; Hughes et al., 2022).

En este estudio, la altura del salto con contramovimiento fue significativamente inferior (12.3%) durante el PosTest en SL en comparación con MT. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en el PreTest en las distintas superficies analizadas. Tampoco se observaron cambios significativos entre MT vs cNMT, ni entre cNMT vs SL en el PosTest (Tabla 16). Se rechaza así la hipótesis nula que planteaba que la carrera en cNMT produciría mayores reducciones en la altura de salto en comparación con MT y SL (H_7).

De acuerdo con la literatura, la capacidad de generar energía durante un salto con contramovimiento se ve reducida en un 16% después de correr un maratón (Del Coso et al., 2013). Esto está asociado a un aumento en la concentración de mioglobina en la orina, lo que sugiere que la fatiga muscular después de un maratón está asociada al daño en la fibra muscular (Del Coso et al., 2013). En su estudio, Petersen et al. (2007) reportó una pérdida del 22% en la producción de fuerza máxima en los extensores de rodilla y de un 13%

durante un salto con contramovimiento tras el maratón. De manera similar, la disminución en la altura del salto con contramovimiento presenta una correlación positiva con la percepción del esfuerzo de la carrera; pues los atletas de fondo y medio-fondo que reportaron mayor esfuerzo también experimentaron una mayor disminución en la altura del salto con contramovimiento después de la competición (Balsalobre-Fernández et al., 2014).

En el presente trabajo, la percepción del esfuerzo y la altura de salto no pueden ser relacionadas, ya que la RPE fue menor en SL, y no pudo provocar una reducción en la altura de salto después de la carrera sobre SL (20.9 cm) en comparación con MT (23.9 cm). Una posible explicación de este resultado sería el tiempo transcurrido desde la finalización del test de carrera hasta que se realizó el test de salto, ya que la dinámica de registro favoreció un mayor tiempo entre tomas de datos. Además, se tendría que tener en cuenta que los saltos se registraron con una plataforma de contacto, y por lo tanto la técnica de salto podría haberse visto deteriorada a pesar del control por parte del evaluador.

Efecto de la fatiga

El efecto de la fatiga por el desarrollo de la carrera disminuyó significativamente la altura de salto con contramovimiento en el PosTest (23.1 cm) en comparación con el PreTest (24.5 cm) durante la carrera en cNMT. Sin embargo, no se observaron cambios en la altura de salto tras la carrera de 30 minutos al 80% de la VAM en MT (PreTest: 24.0 cm vs PosTest: 23.9 cm), ni SL (PreTest: 21.3 cm vs PosTest: 20.9 cm) (Figura 32). Este hallazgo acepta la hipótesis inicial que planteaba que la altura de salto disminuiría después de la carrera como consecuencia de la fatiga (H_8).

La disminución en la altura de salto tras la carrera coincide con el aumento de RPE y FC observado a lo largo de la carrera en cNMT, manifestándose así el efecto de la fatiga. Skurvydas et al. (2002) observaron una disminución en la altura vertical después de un protocolo de fatiga de cien saltos a la máxima intensidad. Mientras que otros estudios han observado mayor fatiga, medida mediante la pérdida de altura en el salto con contramovimiento, conforme aumentaba la distancia en sprints de 40m, 60m y 80m (Jiménez-Reyes et al., 2011), y en distancias de 100m, 200m, 300 y 400m (Nummela et al., 1992). Estas pérdidas en la altura del salto con contramovimiento están relacionadas con la reducción de la fuerza y rigidez muscular de las extremidades inferiores (Jiménez-Reyes et al., 2011).

Por el contrario, Yu et al. (2020) no encontraron diferencias significativas en la altura del salto entre las condición previa y posterior al protocolo en fatiga, sugiriendo que la altura del salto con contramovimiento no está relacionada con el nivel de fatiga. Sin embargo, sí que observaron compensaciones en la cinética y cinemática de las extremidades inferiores

durante la fase de despegue y aterrizaje del salto. Esta falta de diferencias puede ser debida a los diferentes niveles de fatiga experimentados por cada corredor y/o a los distintos protocolos para generar fatiga utilizados (Yu et al., 2020). En este sentido, la fatiga inducida durante la carrera puede no ser suficiente para producir fatiga en los músculos localizados que juegan un papel vital en el salto (Yu et al., 2020).

Por esta razón, y a pesar de que este estudio no encontró ningún efecto de la fatiga sobre la altura de salto, monitorizar la altura del salto con contramovimiento previamente y tras la carrera en distintas superficies como indicador del grado de fatiga puede ser una estrategia interesante tanto para entrenadores como para los propios corredores, pues se trata de un método simple y práctico para evaluar y controlar el desarrollo de la fatiga aguda de los atletas.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La altura del salto con contramovimiento fue un 12.3% menor durante el PosTest en SL en comparación con MT.
- ✓ La altura de salto con contramovimiento fue menor durante el PosTest en comparación con el PreTest en cNMT debido al efecto de la fatiga.

5.5- Análisis de la percepción del confort

Efecto de la superficie

El análisis de la percepción del confort en corredores es de gran importancia y está ganando interés en los últimos años en el ámbito de las ciencias del deporte, tanto entre investigadores como entre entrenadores, debido a su relación con el rendimiento deportivo y la prevención de lesiones (Hoerzer et al., 2016; Machado et al., 2022). Sin embargo, el confort es difícil de definir y cuantificar, puesto que es individual y diferente para cada persona, y depende de las experiencias físicas, neurofisiológicas, psicosociales y mecánicas de cada individuo (Che et al., 1994; Miller et al., 2000). En la presente tesis, la percepción del confort se analizó mediante una Escala Visual Analógica después de 30 minutos de carrera en fatiga en tres superficies diferentes (MT, cNMT, SL).

En general, la condición de SL fue la más confortable para los corredores, destacando diferencias significativas en algunos aspectos importantes como el confort general (16.2%), confort en la zancada (17.8%), adaptación al ritmo (34.3%), seguridad percibida (24%), estabilidad (27.5%) o dureza (10.7%) de la superficie respecto a cNMT,

que fue considerada como la superficie menos confortable. La carrera en MT también obtuvo valores superiores en el confort en la zancada (14.1%), adaptación al ritmo (28%), seguridad percibida (21.3%), estabilidad (22.6%) y dureza (14%) de la superficie en comparación con cNMT. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas entre las tres superficies analizadas en la amortiguación (tanto a nivel de talón como de antepié) ni en la vibración de la superficie (Tabla 17). De esta manera, se acepta la hipótesis nula que planteaba que la condición de SL sería percibida por los corredores/as como la superficie más confortable, mientras que cNMT sería la menos confortable (H_0).

Además, los corredores percibieron la carrera en MT como una carrera más similar (10.6%) a la condición de SL en comparación con cNMT (Figura 33). No obstante, la velocidad en cNMT y SL, a diferencia de MT, está 'externamente controlada' por el corredor, pues la decisión de cambiar o mantener la velocidad de carrera requiere una decisión consciente por parte del corredor (Schoenmakers & Reed, 2018). En este sentido, se ha sugerido que la regulación de la intensidad durante el ejercicio de resistencia ocurre inconscientemente, en base a interacciones con el medio ambiente y por mecanismos de control tanto a nivel central como periférico (Clair Gibson et al., 2018), por lo que la similitud de la carrera en MT a la carrera en SL puede ser cuestionable.

En línea con estos resultados, Taunton et al. (2003) afirmaron que la mayoría de los corredores prefieren correr sobre SL que en MT, lo que podría ser debido a la sensación de mayor control sobre la velocidad y la capacidad para parar de correr, disminuyendo el riesgo de caídas (Miller et al., 2019). Esto explicaría la mayor adaptación al ritmo percibida por los corredores de este estudio durante la carrera en SL en comparación con MT y cNMT. Además, la falta de estabilidad y seguridad percibida por los participantes durante la carrera en MT, y sobre todo en cNMT, podría estar relacionada con el aumento en la percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca debido a la sensación de riesgo de caídas (Milner et al., 2020).

Los participantes se sintieron menos confortables durante la carrera a nivel submáximo en cinta rodante (MT y cNMT) en comparación con SL, lo que puede ser debido al aumento en la percepción del riesgo de caídas y a una termorregulación menos efectiva y, por lo tanto, seleccionan estrategias de ritmo más lentas, a pesar de que la resistencia del aire que debe superarse durante la carrera en cinta rodante es menor (Miller et al., 2019). Durante la carrera en cinta rodante (MT y cNMT) no se necesita una atención adicional, lo que permite un mayor enfoque interno en las sensaciones fisiológicas tales como la fatiga muscular o frecuencia cardíaca, pudiendo afectar en mayor medida el ritmo deseado (Heesch & Slivka, 2015) o la técnica y economía de carrera (Schücker & Parrington, 2019), mientras que esta atención adicional es un requisito inherente en la carrera sobre SL.

Otros autores aseguran que la menor percepción del confort en cinta rodante (MT y cNMT) puede ser consecuencia de diferentes necesidades psicológicas experimentadas durante la carrera en cinta (van Ingen Schenau, 1980). Algunas razones podrían ser el esquema de referencia invariable, que genera una percepción de mayor velocidad; la repetición continua del mismo movimiento, que puede conllevar al aburrimiento y monotonía; o una percepción de menos equilibrio, estabilidad y seguridad, que genera un ambiente más estresante para el corredor al obligarlo a correr más concentrado (Milgrom et al., 2003; van Ingen Schenau, 1980). Durante la carrera sobre SL se reciben señales visuales del entorno mientras se está en movimiento, lo que hace que mentalmente sea más fácil correr en comparación con un entorno que no se mueve (Jones & Doust, 1996). En línea con estas investigaciones, los resultados de la presente tesis mostraron una menor estabilidad y seguridad percibida en cNMT respecto a la condición de SL.

Otro aspecto a destacar es el periodo de familiarización o tiempo de adaptación en cada superficie de carrera. En este estudio se cumplió con el tiempo de familiarización en la superficie de carrera de 8 minutos previo al registro de datos recomendado por Arnold et al. (2019). Mientras que otros estudios recomiendan de 6 a 9 minutos (Cavanagh & Williams, 1982; Lavcanska et al., 2005; Matsas et al., 2000). Sin embargo, es posible que el tiempo de adaptación en cNMT fuera insuficiente, ya que los corredores no tenían experiencia previa en la carrera sobre este tipo de cinta rodante, lo que pudo ser la causa del menor confort en la zancada sobre cNMT. De acuerdo con estudios previos, se recomienda una sesión de familiarización en cNMT previa a la toma de datos para asegurar un registro más consistente y fiable (Bruseghini et al., 2019; Montgomery et al., 2016; Schoenmakers et al., 2020; Waldman et al., 2018), y garantizar que los efectos de aprendizaje sean insignificantes (Sirotic & Coutts, 2008).

La percepción del confort puede verse afectada por las características específicas de los atletas (sensibilidad del pie, altura del arco, alineación del pie y la pierna...) y las propiedades de los materiales utilizados (diseño, forma, ajuste, color o moda) (Au & Goonetilleke, 2007; Mündermann et al., 2001). El confort posee naturaleza subjetiva pero la mayoría de las personas son capaces de diferenciar y valorar situaciones cómodas e incómodas (Lucas-Cuevas et al., 2014; Mündermann et al., 2002). Así pues, y aunque todavía son pocas las investigaciones que abordan este tema, los entrenadores, médicos rehabilitadores o investigadores deberían tener siempre en cuenta la percepción de confort de los corredores para seleccionar adecuadamente la superficie de carrera según el objetivo que se quiera alcanzar, pues esta puede cambiar entre individuos según el material, el diseño o las dimensiones de superficie.

PUNTOS CLAVE

- ✓ La percepción del confort general fue significativamente inferior en cNMT en comparación con MT y SL, mientras que la superficie más confortable para los participantes fue la condición de SL.
 - ✓ Probablemente los corredores necesiten un mayor tiempo de familiarización en cNMT para mejorar la adaptación al ritmo.
 - ✓ La falta de estabilidad y seguridad percibida por los participantes durante la carrera en MT y cNMT en comparación con SL, podría estar relacionada con el aumento de la sensación de riesgo de caídas.
 - ✓ Los corredores percibieron la carrera en MT como una carrera más similar a la condición de SL en comparación con cNMT, pero esto puede ser cuestionable ya que la velocidad está controlada por el motor de la cinta, a diferencia de cNMT y SL.
-

5.6- Limitaciones del estudio

Existen algunas limitaciones en el presente estudio que se deben tener en cuenta a la hora de interpretar los resultados obtenidos:

- La intensidad de carrera fue individualizada mediante la VAM de cada participante con el objetivo de que todos los corredores/as alcanzaran el mismo nivel de fatiga. Sin embargo, es posible que el protocolo de fatiga utilizado en este estudio no haya sido suficiente para mostrar cambios en el patrón de movimiento y técnica de carrera asociadas al estado de fatiga (Chan-Roper et al., 2012; Ogueta-Alday et al., 2014).
- Los participantes de este trabajo eran atletas recreacionales, por lo que los resultados obtenidos solo son generalizables para este tipo de población. Los atletas de élite tienen distinta condición física, por lo que las adaptaciones a la fatiga y la mecánica de carrera sobre la cNMT podría ser diferente según el nivel del corredor/a (Reenalda et al., 2019).
- Es posible que el tiempo de adaptación en cNMT fuera insuficiente, ya que los corredores no tenían experiencia previa en este tipo de cinta rodante, y algunos estudios previos recomiendan una sesión de familiarización en cNMT previa a la toma de datos (Bruseghini et al., 2019; Montgomery et al., 2016; Schoenmakers et al., 2020; Waldman et al., 2018).

- Los participantes utilizaron sus propias zapatillas para crear una situación de carrera más real y no alterar la biomecánica habitual del corredor/a como consecuencia del calzado. Sin embargo, algunas características propias de los diferentes tipos de zapatillas, como la rigidez o el grosor de la entresuela, pueden influir en el patrón de carrera y los impactos de aceleración (Gerlach et al., 2005; Hardin et al., 2004; Ly et al., 2010).
- Las mujeres presentan diferencias estructurales en comparación con los hombres (Sinclair et al., 2012), por lo que la cNMT pudo haber producido diferentes efectos en función del sexo. No obstante, el bajo número de corredoras en este estudio no ha permitido diferenciar el análisis de las distintas variables en función del sexo.
- El patrón de apoyo de los corredores/as (antepié, mediopié o retropié) y el tipo de pisada (pronación, supinación o neutra) pueden alterar los impactos de aceleración y la cinemática espaciotemporal, pero en este estudio no se controlaron (Lieberman et al., 2010; Sun et al., 2018). Del mismo modo, no se registró la fricción y pendiente de la cNMT, lo que también pudo influir en los resultados obtenidos (Bruseghini et al., 2019).
- A pesar de que se ha demostrado que algunas variables relevantes como la cinemática angular, la rigidez de la pierna o la actividad neuromuscular pueden influir en la biomecánica de carrera sobre diferentes superficies (Nigg et al., 1995; Stevens et al., 2015; Van Hooren et al., 2019), estas variables no se incluyeron en el estudio.

CONCLUSIONES

6- CONCLUSIONES

6.1- Conclusiones del estudio

Las principales conclusiones de la presente tesis doctoral, según los objetivos específicos e hipótesis inicialmente planteados son las siguientes:

Cinemática espaciotemporal:

- 1) La longitud de zancada disminuyó en cNMT, mientras la frecuencia de zancada aumentó en MT en comparación con la carrera sobre SL. Sin embargo, no se encontraron modificaciones en la longitud y frecuencia de zancada entre ambas cintas rodantes (MT vs cNMT).
- 2) La frecuencia de zancada disminuyó significativamente durante la carrera en cNMT y SL a causa de la fatiga, pero no se observó ningún efecto significativo sobre la longitud de zancada en ninguna de las superficies analizadas en el estudio.

Impactos de aceleración:

- 3) La carrera en cNMT disminuyó los impactos de aceleración, tanto en el dominio de tiempo como en el dominio de frecuencias, mientras que los mayores impactos durante la carrera se observaron en la condición de SL.
- 4) La fatiga provocó una reducción significativa en variables del dominio de tiempo como el pico máximo en cabeza y la magnitud en cabeza durante la evolución del test de carrera en cNMT, mientras que el pico máximo en cabeza también disminuyó con el transcurso de la carrera en MT.
- 5) Los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias, tanto en la banda de bajas como altas frecuencias, se mantuvieron constantes durante todo el test de carrera en cada una de las superficies a excepción de un incremento en la frecuencia del pico de potencia en tibia en la banda de bajas frecuencias en cNMT y MT.

Percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca

- 6) La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca fueron superiores durante la carrera en cinta rodante (MT y cNMT) en comparación con SL. Sin embargo, no se encontraron diferencias entre cintas rodantes (MT vs cNMT).
- 7) La percepción del esfuerzo y la frecuencia cardíaca aumentaron significativamente con el transcurso del test de carrera en cada una de las superficies analizadas.

Test de salto con contramovimiento

- 8) La altura de salto con contramovimiento fue menor en SL en comparación con MT durante el PosTest. Sin embargo, no se encontraron cambios en el PreTest entre las distintas superficies analizadas.
- 9) El efecto de la fatiga por el desarrollo de la carrera disminuyó la altura de salto con contramovimiento durante el PosTest en comparación con el PreTest en cNMT.

Percepción del confort:

- 10) La condición de SL fue percibida por los corredores/as como la superficie más confortable, mientras que la cNMT fue la menos confortable.

6.2- Conclusions of the study (*English*)

According to the specific objectives and the initial hypothesis proposed in the present doctoral thesis, the main conclusions are:

Spatiotemporal kinematics:

- 1) Stride length decreased while running on cNMT, while stride frequency increased on MT compared to SL. However, no changes were found in stride length and stride frequency between both treadmills (MT vs cNMT).
- 2) Stride frequency decreased during cNMT and SL running due to fatigue, but no significant differences on stride length were observed on any of the surfaces tested in the study.

Impact accelerations:

- 3) Running on cNMT decreased impact accelerations, both in time domain and frequency domain, observing the greatest impacts on the SL condition.
- 4) The effect of fatigue caused a significant reduction in time domain variables such as tibia maximum peak and tibia magnitude during the evolution of the cNMT running test, while tibia maximum peak also decreased on MT.
- 5) Impacts accelerations in the frequency domain, both in the low and high frequency bands, remained constant throughout the running test on each of the surfaces, except for an increase in tibia peak power frequency in the low frequency band on cNMT and MT.

Rating of perceived exertion and heart rate:

- 6) The rating of perceived exertion and heart rate were higher during treadmill running (MT and cNMT) compared to SL. However, no differences were found between treadmills (MT vs cNMT).
- 7) The rating of perceived exertion and heart rate increased during the running test on each of the surfaces analyzed.

Countermovement Jump Test:

- 8) Countermovement jump height was lower in SL compared to MT during PostTest. However, no changes were found in the PreTest between the different surfaces analyzed.
- 9) The effect of fatigue decreased the countermovement jump height in the PostTest compared to PreTest on cNMT.

Comfort perception:

- 10) The SL condition was perceived by the runners as the most comfortable surface, while the cNMT was the least comfortable.

6.3- Conflicto de interés

El autor de la presente tesis doctoral declara que no existe ningún conflicto de interés en relación con el contenido de esta investigación.

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

7- FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Durante el desarrollo del presente trabajo han ido surgiendo algunas preguntas e hipótesis a considerar en futuras investigaciones. En este sentido, sería interesante dirigir las futuras líneas de investigación a aspectos como:

- Estudiar el efecto de la cNMT sobre distintos niveles de fatiga, desde intensidades ligeras a vigorosas, y en otras velocidades como pueda ser durante la marcha o a velocidades máximas.
- Analizar las modificaciones que la cNMT produce en otras variables biomecánicas como la actividad neuromuscular y la rigidez de la pierna, así como en la cinética y cinemática angular (cadera, rodilla, tobillo) en participantes con características similares.
- Analizar la influencia de la carrera en cNMT según el patrón de apoyo (retropié, mediopié o antepié) y el tipo de pisada (pronador, supinador, neutro) en la biomecánica de carrera.
- Estudiar el efecto agudo de la cNMT frente a un período de adaptación de varias sesiones, para comprobar las adaptaciones que ocurren con esa familiarización.
- Analizar la influencia de la cNMT en diferentes variables biomecánicas en función de la edad o el sexo de los corredores/as.

APLICACIONES PRÁCTICAS

8- APLICACIONES PRÁCTICAS

El creciente interés por parte de corredores/as, entrenadores/as e investigadores/as en el ámbito del deporte sobre el estudio de aspectos relacionados con la carrera, tanto para disminuir el riesgo de lesión, como para mejorar el rendimiento y la salud ha llevado a la industria deportiva a competir por fabricar los mejores productos, tecnología y equipamiento deportivo. Por ello, es importante que los productos que se ofrezcan posean una evidencia científica que respalde su utilidad y los beneficios asociados a su uso.

En numerosas ocasiones, la validación de estos productos se realiza mediante test mecánicos sin considerarse el efecto que puede tener sobre el usuario. En este contexto, el papel del especialista en ciencias del deporte es fundamental, pues es el que debe llevar a cabo una evaluación directa del producto sobre sus futuros usuarios de forma adecuada, trasladando el feedback de los usuarios al mundo empresarial deportivo y consiguiendo así una transferencia esencial desde el laboratorio a la práctica real.

En este sentido, la presente tesis doctoral se ha centrado en analizar las diferencias de un nuevo modelo de cinta rodante, como es la cinta curva no motorizada, en comparación con algunas de las superficies más utilizadas por parte de los corredores/es, como es la cinta motorizada y el suelo, todo ello teniendo en cuenta la fatiga como un estado habitual de los atletas.

La carrera en cNMT podría ser una estrategia interesante para la reducción de la carga mecánica durante grandes volúmenes de entrenamiento en corredores de larga distancia o en protocolos de rehabilitación tras una lesión, debido a la disminución en los impactos de aceleración en comparación con la MT y SL. Sin embargo, los cambios observados en la longitud y frecuencia de zancada en cNMT con el fin de mantener una velocidad constante podrían conllevar un aumento en la activación neuromuscular, disminuyendo así la economía de carrera.

Por otro lado, la mayor RPE y FC, y la menor altura de salto durante el PosTest observadas durante la carrera en cNMT sugiere que este tipo de cintas rodantes podrían ser útiles para sesiones de entrenamiento de alta intensidad, ya que provocan un mayor estímulo metabólico sin aumentar considerablemente la percepción del esfuerzo. Además, permiten alcanzar un pico de velocidad muy rápido, ya que ésta puede ser autoseleccionada por el usuario propulsando la cinta a cada paso. Todo ello, debería ser considerado sabiendo que la cNMT fue percibida por los participantes como la superficie menos confortable.

Por todo ello, la cNMT puede ser una herramienta interesante a tener en cuenta a la hora de planificar sesiones de entrenamiento o prescribir ejercicio físico individualizado, pero tanto corredores/as, como entrenadores/as e investigadores/as deberían utilizar medidas objetivas para medir la intensidad (monitorización de la frecuencia cardíaca, por ejemplo), con el fin de cumplir con las zonas óptimas de entrenamiento pautadas y evitar de esta manera el sobreentrenamiento, pues se puede exceder fácilmente la intensidad metabólica recomendada durante la carrera en este tipo de cintas rodantes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abadía, S., Medina, F. X., Sánchez, R., Bantulà, J., Fornons, D., Bastida, N., Augé, A., Corderas, F., Vega, S., & Pujadas, X. (2014). Entre el boom atlético y la cooperación social. Las carreras solidarias y el ejemplo de la Trailwalker España 2013. *Península*, 9(1), 105-123. [https://doi.org/10.1016/S1870-5766\(14\)70122-9](https://doi.org/10.1016/S1870-5766(14)70122-9)
- 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. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1479. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddfcf8>
- Aedo-Muñoz, E., Tamayo Contreras, V., Rojas Reyes, C., Hernández Wimmer, C., Brito, C., Miarka, B., Arghoty Bucheli, R., Dal Bello, F., & Herrera Valenzuela, T. (2020). Potencia y actividad electromiográfica en voleibolistas universitarios. *Pensar en Movimiento: Revista de ciencias del ejercicio y la salud*, 18(1), 164-179.
- Ament, W., & Verkerke, G. J. (2009). Exercise and fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(5), 389-422. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939050-00005>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.029>
- Andersson, H. M., Raastad, T., Nilsson, J., Paulsen, G., Garthe, I. N. A., & Kadi, F. (2008). Neuromuscular fatigue and recovery in elite female soccer: Effects of active recovery. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(2), 372-380. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815b8497>
- Arnold, B. J. W., Weeks, B. K., & Horan, S. A. (2019). An examination of treadmill running familiarisation in barefoot and shod conditions in healthy men. *Journal of Sports Sciences*, 37(1), 5-12. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1479533>
- Astorino, T. A., Willey, J., Kinnahan, J., Larsson, S. M., Welch, H., & Dalleck, L. C. (2005). Elucidating determinants of the plateau in oxygen consumption at Vo2max. *British journal of sports medicine*, 39(9), 655-660. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2004.016550>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.12.002>
- Aubol, K. G., Hawkins, J. L., & Milner, C. E. (2020). Tibial Acceleration Reliability and Minimal Detectable Difference During Overground and Treadmill Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 1-3. <https://doi.org/10.1123/jab.2019-0272>
- Balsalobre Fernández, C. (2015). *Monitorización y estudio de las relaciones entre la carga de entrenamiento, la producción de fuerza, la fatiga y el rendimiento en corredores de alto nivel*.
- Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., & del Campo-Vecino, J. (2014a). Hormonal and neuromuscular responses to high-level middle-and long-distance competition. *International journal of sports physiology and performance*, 9(5), 839-844. doi: 10.1123/ijsp.2013-0539

- Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., & del Campo-Vecino, J. (2014b). Relationships between training load, salivary cortisol responses and performance during season training in middle and long distance runners. *PLoS one*, *9*(8), e106066.
- Barbany, J. R. (2006). *Fisiología del ejercicio físico y del entrenamiento*. Editorial Paidotribo.
- Baur, H., Hirschmüller, A., Mueller, S., Gollhofer, A., & Mayer, F. (2007). *Muscular activity in treadmill and overground running*. <https://doi.org/10.3233/IES-2007-0262>
- Bercovitz, T., Herman, A., Solomonow-Avnon, D., Wolf, A., & Kodesh, E. (2022). Plantar pressure modifications in experienced runners following an exhaustive run. *Sports biomechanics*, *21*(10), 1189-1199. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1743744>
- Berthon, P., Fellmann, N., Bedu, M., Beaune, B., Dabonneville, M., Coudert, J., & Chamoux, A. (1997). A 5-min running field test as a measurement of maximal aerobic velocity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *75*(3), 233-238. <https://doi.org/10.1007/s004210050153>
- Bertram, J. E., Prebeau-Menezes, L., & Szarko, M. J. (2013). Gait characteristics over the course of a race in recreational marathon competitors. *Research quarterly for exercise and sport*, *84*(1), 6-15. <https://doi.org/10.1080/02701367.2013.762259>
- Bhuva, A. N., D'Silva, A., Torlasco, C., Jones, S., Nadarajan, N., Zalen, J. V., Chaturvedi, N., Lloyd, G., Sharma, S., Moon, J. C., Hughes, A. D., & Manisty, C. H. (2020). Training for a First-Time Marathon Reverses Age-Related Aortic Stiffening. *Journal of the American College of Cardiology*, *75*(1), 60-71. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2019.10.045>
- Billat, L. V., & Koralsztein, J. P. (1996). Significance of the velocity at VO₂max and time to exhaustion at this velocity. *Sports Medicine*, *22*(2), 90-108. <https://doi.org/10.2165/00007256-199622020-00004>
- Billat, V. (2002). *Fisiología y metodología del entrenamiento. De la teoría a la práctica* (Vol. 24). Editorial Paidotribo.
- Billat, V., Renoux, J. C., Pinoteau, J., Petit, B., & Koralsztein, J. P. (1995). Times to exhaustion at 90,100 and 105% of velocity at VO₂ max (Maximal aerobic speed) and critical speed in elite longdistance runners. *Archives of physiology and biochemistry*, *103*(2), 129-135. <https://doi.org/10.3109/13813459508996126>
- Bobbert, M. F., Yeadon, M. R., & Nigg, B. M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, *25*(3), 223-234. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90022-S](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90022-S)
- Boey, H., Aeles, J., Schütte, K., & Vanwanseele, B. (2017). The effect of three surface conditions, speed and running experience on vertical acceleration of the tibia during running. *Sports Biomechanics*, *16*(2), 166-176. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1212918>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *14*(5), 377-381.
- 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. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001710>

- Bravo, J., Pascua, M., Gil, F., & Ballesteros, J. M. (1994). *Atletismo 1: Carreras. Real Federación Española de Atletismo. Madrid.*
- Bredeweg, S. W., Kluitenberg, B., Bessem, B., & Buist, I. (2013). Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: A prospective cohort study. *Journal of Science and Medicine in Sport, 16*(3), 205-210. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.08.002>
- 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>
- Bruseghini, P., Tam, E., Monte, A., Capelli, C., & Zamparo, P. (2019). Metabolic and kinematic responses while walking and running on a motorised and a curved non-motorised treadmill. *Journal of Sports Sciences, 37*(4), 396-403. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1504605>
- Brymer, E., Davids, K., & Mallabon, L. (2014). Understanding the psychological health and well-being benefits of physical activity in nature: An ecological dynamics analysis. *Ecopsychology, 6*(3), 189-197. <https://doi.org/10.1089/eco.2013.0110>
- Cadenas-Sánchez, C., & Ruiz-Ruiz, J. (2014). Efecto de un programa de actividad física en pacientes con fibromialgia: Revisión sistemática. *Medicina clínica, 143*(12), 548-553.
- 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).
- Caramenti, M., Lafortuna, C. L., Mugellini, E., Abou Khaled, O., Bresciani, J.-P., & Dubois, A. (2018). Matching optical flow to motor speed in virtual reality while running on a treadmill. *PLoS one, 13*(4), e0195781. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195781>
- Casaburi, R., Porszasz, J., Burns, M. R., Carithers, E. R., Chang, R. S., & Cooper, C. B. (1997). Physiologic benefits of exercise training in rehabilitation of patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *American journal of respiratory and critical care medicine, 155*(5), 1541-1551. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.155.5.9154855>.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: Definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports, 100*(2), 126-131.
- Catalá-Vilaplana, I., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Sanchis-Sanchis, R., & Pérez-Soriano, P. (2023). Influence of surface condition and prolonged running on impact accelerations. *Sports Biomechanics, 0*(0), 1-15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2214519>
- Cavanagh, P. R. (1980). *The running shoe book*, Anderson World. Inc., Mountain View, CA.
- Cavanagh, P. R., & Kram, R. (1989). Stride length in distance running: Velocity, body dimensions, and added mass effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 21*(4), 467-479.

- Cavanagh, P. R., & 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. <https://doi.org/10.1249/00005768-198201000-00006>
- Ceci, R., & Hassmén, P. (1991). Self-monitored exercise at three different RPE intensities in treadmill vs field running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.
- Ceyssens, L., Vanelderen, R., Barton, C., Malliaras, P., & Dingenen, B. (2019). Biomechanical risk factors associated with running-related injuries: A systematic review. *Sports medicine*, 49, 1095-1115. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01110-z>
- 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: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 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.
- Che, H., Nigg, B. M., & de Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 9(6), 335-341. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90062-0](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90062-0)
- Chicharro, J. L., & Vaquero, A. F. (2006). *Fisiología del ejercicio/Physiology of Exercise*. Ed. Médica Panamericana.
- Choi, S. H., Bylykbashi, E., Chatila, Z. K., Lee, S. W., Pulli, B., Clemenson, G. D., Kim, E., Rompala, A., Oram, M. K., Asselin, C., Aronson, J., Zhang, C., Miller, S. J., Lesinski, A., Chen, J. W., Kim, D. Y., Praag, H. van, Spiegelman, B. M., Gage, F. H., & Tanzi, R. E. (2018). Combined adult neurogenesis and BDNF mimic exercise effects on cognition in an Alzheimer's mouse model. *Science*, 361(6406). <https://doi.org/10.1126/science.aan8821>
- 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. [https://doi.org/10.1016/s0167-9457\(01\)00048-3](https://doi.org/10.1016/s0167-9457(01)00048-3)
- Ciolac, E. G. (2012). High-intensity interval training and hypertension: Maximizing the benefits of exercise? *American journal of cardiovascular disease*, 2(2), 102.
- 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., Cooper, L. B., Hamill, C. L., & Clark, D. E. (1985). The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of Sports Sciences*, 3(1), 41-49. <https://doi.org/10.1080/02640418508729731>
- Claudino, J. G., Cronin, J., Mezêncio, B., McMaster, D. T., McGuigan, M., Tricoli, V., Amadio, A. C., & Serrão, J. C. (2017). The countermovement jump to monitor neuromuscular status: A meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(4), 397-402. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.08.011>

- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2.^a ed.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Colado, J. C., Garcia-Masso, X., Triplett, T. N., Flandez, J., Borreani, S., & Tella, V. (2012). Concurrent validation of the OMNI-resistance exercise scale of perceived exertion with Thera-band resistance bands. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3018-3024. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318245c0c9>
- Cormack, S. J., Newton, R. U., McGuigan, M. R., & Doyle, T. L. (2008). Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. *International journal of sports physiology and performance*, 3(2), 131-144. <https://doi.org/10.1123/ijsp.3.2.131>
- CSD. (2022). Encuesta de hábitos deportivos en España 2022. Subdirección General de Estadística y Estudios, Secretaría General Técnica. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.
- Coull, N. A., Watkins, S. L., Aldous, J. W., Warren, L. K., Christmas, B. C., Dascombe, B., Mauger, A. R., Abt, G., & Taylor, L. (2015). Effect of tyrosine ingestion on cognitive and physical performance utilising an intermittent soccer performance test (iSPT) in a warm environment. *European journal of applied physiology*, 115(2), 373-386. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3022-7>
- 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 (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090-1097. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004>
- Creaby, M., May, K., & Bennell, K. (2011). Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics (print version)*, 665-671. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.592600>
- Dal Monte, A., Fucci, S., & Manoni, A. (1973). The treadmill used as a training and a simulator instrument in middle-and long-distance running. En *Biomechanics III* (Vol. 8, pp. 359-363). Karger Publishers.
- Davies, C. T. (1980). Effects of wind assistance and resistance on the forward motion of a runner. *Journal of Applied Physiology*, 48(4), 702-709. <https://doi.org/0.1152/jappl.1980.48.4.702>
- 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). <https://doi.org/10.1152/jappl.1980.48.4.702>
- 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. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094579>
- de Ruiter, C. J., Verdijk, P. W. L., 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. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.783627>

- 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. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00192-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00192-x)
- De Witt, J. K., Lee, S. M. C., Wilson, C. A., & Hagan, R. D. (2009). Determinants of time to fatigue during nonmotorized treadmill exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 883-890. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a04de9>
- Deflandre, D., Schwartz, C., Weertz, Croisier, J., & Bury, T. (2016). *A Comparison of 3D Methods for Identifying the Stance Phase in Treadmill Running for Both Rearfoot and Forefoot Runners*. <https://doi.org/10.17265/2332-7839/2016.03.002>
- 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. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.729136>
- Del Coso, J., Salinero, J. J., Abián-Vicen, J., González-Millán, C., Garde, S., Vega, P., & Pérez-González, B. (2013). Influence of body mass loss and myoglobinuria on the development of muscle fatigue after a marathon in a warm environment. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 38(3), 286-291. <https://doi.org/10.1139/apnm-2012-0241>
- Derrick, T., Dereu, D., & Mclean, S. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(6), 998-1002. <https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015>
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 832-837. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126779.65353.cb>
- 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. <https://doi.org/10.1097/00005768-199801000-00018>
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in sports medicine*, 29(3), 347-364. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>
- 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. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f744f5>
- Dinato, R. C., Ribeiro, A. P., Butugan, M. K., Pereira, I. L. R., Onodera, A. N., & Sacco, I. C. N. (2015). Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 93-97. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.12.003>
- 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. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00016>
- 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. <https://doi.org/10.1123/pes.24.1.2>

- 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. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(05\)80014-3](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(05)80014-3)
- Dufek, J., Mercer, J., & Griffin, J. R. (2009). The effects of speed and surface compliance on shock attenuation characteristics for male and female runners. *Journal of applied biomechanics*. <https://doi.org/10.1123/JAB.25.3.219>
- Duffey, M. J., Martin, D. F., Cannon, D. W., Craven, T., & Messier, S. P. (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1825-1832. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00003>
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 603-621. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Edwards, R. B., Tofari, P. J., Cormack, S. J., & Whyte, D. G. (2017). Non-motorized Treadmill Running Is Associated with Higher Cardiometabolic Demands Compared with Overground and Motorized Treadmill Running. *Frontiers in Physiology*, 8, 914. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00914>
- Elliott, B. C., & Blanksby, B. A. (1976). A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and science in sports*, 8(2), 84-87.
- Elliott, B. C., & 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.
- Encarnación-Martínez, A., Catalá-Vilaplana, I., Berenguer-Vidal, R., Sanchis-Sanchis, R., Ochoa-Puig, B., & Pérez-Soriano, P. (2021a). Treadmill and Running Speed Effects on Acceleration Impacts: Curved Non-Motorized Treadmill vs. Conventional Motorized Treadmill. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5475. <https://doi.org/10.3390/ijerph18105475>
- Encarnación-Martínez, A., García-Gallart, A., Sanchis-Sanchis, R., & Pérez-Soriano, P. (2022). Effects of Central and Peripheral Fatigue on Impact Characteristics during Running. *Sensors*, 22(10), 3786. <https://doi.org/10.3390/s22103786>
- Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P., Sanchis-Sanchis, R., Berenguer-Vidal, R., & García-Gallart, A. (2021b). Modification of Angular Kinematics and Spatiotemporal Parameters during Running after Central and Peripheral Fatigue. *Applied Sciences*, 11(14), Article 14. <https://doi.org/10.3390/app11146610>
- Encarnación-Martínez, A., Sanchis-Sanchis, R., Pérez-Soriano, P., & García-Gallart, A. (2020). Relationship between muscular extensibility, strength and stability and the transmission of impacts during fatigued running. *Sports Biomechanics*, 0(0), 1-17. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1797863>
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- 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. <https://doi.org/10.1123/jab.26.4.407>

- Ferber, R. (2007). *The influence of custom foot orthoses on lower extremity running mechanics. International Sportmed Journal.*
- Ferber, R., Hreljac, A., & Kendall, K. D. (2009). Suspected Mechanisms in the Cause of Overuse Running Injuries: A Clinical Review. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 1(3), 242-246. <https://doi.org/10.1177/1941738109334272>
- Ferrando, M. G., & Goig, R. L. (2011). *Ideal democrático y bienestar personal: Encuesta sobre los hábitos deportivos en España 2010.* CIS.
- Ferris, D. P., Liang, K., & Farley, C. T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 787-794. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00078-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00078-0)
- 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>
- Fiuza-Luces, C., Garatachea, N., Berger, N. A., & Lucia, A. (2013). Exercise is the real polypill. *Physiology*, 28(5), 330-358. <https://doi.org/10.1152/physiol.00019.2013>
- Fiuza-Luces, C., Santos-Lozano, A., Joyner, M., Carrera-Bastos, P., Picazo, O., Zugaza, J. L., Izquierdo, M., Ruilope, L. M., & Lucia, A. (2018). Exercise benefits in cardiovascular disease: Beyond attenuation of traditional risk factors. *Nature Reviews Cardiology*, 15(12), 731-743. <https://doi.org/10.1038/s41569-018-0065-1>
- Foix, X. de B., Riu, J. M. P., Amo, J. L. L. del, & Bállic, M. G. (2012). Creation and Validation of Chronojump-Boscosystem: A Free Tool to Measure Vertical Jumps. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias Del Deporte*, 8(30), 334-356.
- 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>
- 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), 21-31.
- Frishberg, B. A. (1983). An analysis of overground and treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(6), 478-485.
- Fu, W., Fang, Y., Liu, D. M. S., Wang, L., Ren, S., & Liu, Y. (2015). Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), 384-390. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.09.001>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. <https://doi.org/doi:10.1152/physrev.2001.81.4.1725>
- 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 Gallart, A. (2018). *Efectos de la fatiga periférica y central en la respuesta biomecánica de la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica.* <http://repositorio.ucam.edu/handle/10952/3264>

- García-Pérez, J. A. (2012). *La carrera en cinta rodante vs suelo: Análisis de parámetros biomecánicos y de percepción de esfuerzo* [PhD Thesis]. Universitat de València.
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana Belloch, S., Lucas-Cuevas, A. 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-Pérez, J. 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-Pinillos, F., Cartón-Llorente, A., Jaén-Carrillo, D., Delgado-Floody, P., Carrasco-Alarcón, V., Martínez, C., & Roche-Seruendo, L. E. (2020). Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? *Gait & Posture*, 76, 259-263. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.018>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.005>
- 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. <https://doi.org/10.1055/s-2004-830440>
- Gavilanes-Miranda, B., De Gandarias, J. J. G., & Garcia, G. A. (2012). Comparison by EMG of running barefoot and running shod. *Current applications and future challenges*, 65. <https://doi.org/10.5772/47807>
- 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 and Science in Sports and Exercise*, 37(4), 657-663. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000158994.29358.71>
- Gijon-Nogueron, G., & Fernandez-Villarejo, M. (2015). Risk factors and protective factors for lower-extremity running injuries: A systematic review. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 105(6), 532-540. <https://doi.org/10.7547/14-069.1>
- Gil Calvo, M. (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*. <http://roderic.uv.es/handle/10550/67945>
- Gil-Calvo, M., Jimenez-Perez, I., Priego-Quesada, J. I., Lucas-Cuevas, Á. G., & Pérez-Soriano, P. (2020). Effect of custom-made and prefabricated foot orthoses on kinematic parameters during an intense prolonged run. *PloS One*, 15(3), e0230877. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230877>
- 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>

- Glover, B., & Glover, S. F. (2005). *Manual del corredor de competición*. Editorial Paidotribo.
- Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Minaya, M. B., & Hochmuller-Fogaca, R. T. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 10(40), 537-555.
- 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. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001679>
- Gonzalez, A. M., Wells, A. J., Hoffman, J. R., Stout, J. R., Fragala, M. S., Mangine, G. T., McCormack, W. P., Townsend, J. R., Jajtner, A. R., & Emerson, N. S. (2013). Reliability of the Woodway Curve™ non-motorized treadmill for assessing anaerobic performance. *Journal of sports science & medicine*, 12(1), 104.
- González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International journal of sports medicine*, 31(05), 347-352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>
- Gros Lambert, A., & Mahon, A. D. (2006). Perceived exertion: Influence of age and cognitive development. *Sports medicine*, 36, 911-928. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636110-00001>
- 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.-T. (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. <https://doi.org/10.4015/S1016237206000142>
- Hafer, J. F., Brown, A. M., & Boyer, K. A. (2017). Exertion and pain do not alter coordination variability in runners with iliotibial band syndrome. *Clinical biomechanics*, 47, 73-78. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.006>
- 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, J., Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45-60. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(95\)00004-C](https://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00004-C)
- Hanley, B., & Mohan, A. K. (2014). Changes in gait during constant pace treadmill running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1219-1225. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a38796>
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(4), 436-441. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00699.x>
- Hanson, N. J., Berg, K., Deka, P., Meendering, J. R., & Ryan, C. (2011). Oxygen cost of running barefoot vs. Running shod. *International journal of sports medicine*, 32(6), 401. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1265203>

- 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. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126605.65966.40>
- Haskell, W. L., Lee, I.-M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., Macera, C. A., Heath, G. W., Thompson, P. D., & 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>
- 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 VO₂max. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(4), 898-903. <https://doi.org/10.1519/r-13503.1>
- Heesch, M. W., & Slivka, D. R. (2015). Running performance, pace strategy, and thermoregulation differ between a treadmill and indoor track. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(2), 330-335. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000662>
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(2), 296-302. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181e3bedf4>
- 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.)*, 45(10), 1455-1468. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0359-y>
- Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 136-141. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181a6187a>
- Highton, J. M., Lamb, K. L., Twist, C., & Nicholas, C. (2012). The reliability and validity of short-distance sprint performance assessed on a nonmotorized treadmill. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 458-465. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318225f384>
- Hines, B., & Mercer, J. A. (2004). Comparison of shock attenuation between overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), S293-S294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.09.076>
- 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), 154-160.
- Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M., Sato, T., & Nakazawa, K. (2012). Step frequency and lower extremity loading during running. *International Journal of Sports Medicine*, 33(4), 310-313. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1291232>
- Hoeberigs, J. H. (1992). Factors related to the incidence of running injuries. A review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 13(6), 408-422. <https://doi.org/10.2165/00007256-199213060-00004>

- 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>
- 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.
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(5), 845-849. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126803.66636.dd>
- Hreljac, A. (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, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), 1635-1641. <https://doi.org/10.1097/00005768-200009000-00018>
- Hughes, S., Warmenhoven, J., Haff, G. G., Chapman, D. W., & Nimphius, S. (2022). Countermovement jump and squat jump force-time curve analysis in control and fatigue conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(10), 2752-2761. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003955>
- 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>
- Janaudis-Ferreira, T., Sundelin, G., & Wadell, K. (2010). Comparison of the 6-minute walk distance test performed on a non-motorised treadmill and in a corridor in healthy elderly subjects. *Physiotherapy*, 96(3), 234-239. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2009.11.015>
- Jiménez Pérez, I. (2019). *Sport@Future: Valoración biomecánica de un soporte plantar termoconformable durante la carrera en fatiga*. <http://roderic.uv.es/handle/10550/72191>
- Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Priego-Quesada, J. I., Aparicio, I., Pérez-Soriano, P., & Ortiz de Anda, R. M. C. (2020). Effect of prefabricated thermoformable foot orthoses on plantar surface temperature after running: A gender comparison. *Journal of Thermal Biology*, 91, 102612. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2020.102612>
- Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñafiel, V., & González-Badillo, J. J. (2011). Aplicación del CMJ para el control del entrenamiento en las sesiones de velocidad. (Application of the Counter Movement Jump Test to Monitor Training Load in Sprint Sessions). *Cultura, Ciencia y Deporte*, 6(17), Article 17. <https://doi.org/10.12800/ccd.v6i17.37>
- 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>
- Jutel, A. (2000). *La carrera a pie* (Vol. 902). Inde.
- Kakouris, N., Yener, N., & Fong, D. T. (2021). A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *Journal of sport and health science*, 10(5), 513-522. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.04.001>

- Kennedy, J. G., Knowles, B., Dolan, M., & Bohne, W. (2005). Foot and ankle injuries in the adolescent runner. *Current Opinion in Pediatrics*, 17(1), 34-42. <https://doi.org/10.1097/01.mop.0000150921.96790.0b>
- Kennedy, R., & Drake, D. (2017). The effect of acute fatigue on countermovement jump performance in rugby union players during preseason. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(10), 1261-1266. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.06848-7>
- 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. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01164.2000>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.09.012>
- 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 (Auckland, N.z.)*, 45(8), 1143-1161. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0331-x>
- 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*, 17(4), 419-424. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>
- Komi, P. V., & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports*, 10(4), 261-265.
- Kong, P. W., Candelaria, N. G., & Tomaka, J. (2009). Perception of self-selected running speed is influenced by the treadmill but not footwear. *Sports Biomechanics*, 8(1), 52-59. <https://doi.org/10.1080/14763140802629990>
- Kong, P. W., Koh, T. M., Tan, W. C., & Wang, Y. S. (2012). Unmatched perception of speed when running overground and on a treadmill. *Gait & posture*, 36(1), 46-48. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.01.001>
- Koplan, J. P., Powell, K. E., Sikes, R. K., Shirley, R. W., & Campbell, C. C. (1982). An epidemiologic study of the benefits and risks of running. *JAMA*, 248(23), 3118-3121.
- Kranenburg, K. J., & Smith, D. J. (1996). Comparison of critical speed determined from track running and treadmill tests in elite runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 28(5), 614-618. <https://doi.org/10.1097/00005768-199605000-00013>
- 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. <https://doi.org/10.1007/s004210000219>
- Lacour, J. R., Padilla-Magunacelaya, S., Chatard, J. C., Arsac, L., & Barthelemy, J. C. (1991). Assessment of running velocity at maximal oxygen uptake. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 62(2), 77-82. <https://doi.org/10.1007/BF00626760>

- Lacouture, P., Colloud, F., Decatoire, A., & Monnet, T. (2013). Estudio biomecánico de la carrera a pie. *EMC-Podología*, 15(3), 1-20.
- Lakomy, H. K. A. (1987). The use of a non-motorized treadmill for analysing sprint performance. *Ergonomics*, 30(4), 627-637. <https://doi.org/10.1080/00140138708969756>
- Latorre-Román, P. Á., 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. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1218038>
- 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>
- Leboeuf, F., De Leluardière, F. A., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *Université Poitiers, France*.
- Lenhart, R. L., Thelen, D. G., Wille, C. M., Chumanov, E. S., & Heiderscheit, B. C. (2014). Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 557-564. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a>
- Leskinen, A., Häkkinen, K., Virravirta, M., Isolehto, J., & Kyröläinen, H. (2009). Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomechanics*, 8(1), 1-9. <https://doi.org/10.1080/14763140802632382>
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'eni, R. O., & 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>
- Lindorfer, J., Kröll, J., & Schwameder, H. (2017). Detection of biomechanical adaptation in treadmill running. *ISBS Proceedings Archive*, 35(1), 262.
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 42(10), 891-905. <https://doi.org/10.1007/BF03262301>
- Lucas-Cuevas, A. G. (2016). *Influence of an insole intervention on biomechanical parameters during running with and without fatigue*. <http://roderic.uv.es/handle/10550/50777>
- Lucas-Cuevas, A. G., Camacho-García, A., Llinares, R., Priego Quesada, J. I., 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, A. G., 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. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1235792>

- Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Macián-Romero, C., & Sánchez-Zuriaga, D. (2014). Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 32(18), 1712-1721. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915422>
- Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Priego-Quesada, J. I., & Llana-Belloch, S. (2014). Influence of foot orthosis customisation on perceived comfort during running. *Ergonomics*, 57(10), 1590-1596. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.938129>
- Lucas-Cuevas, Á. G., Priego Quesada, J. I., Giménez, J. V., Aparicio, I., Cortell-Tormo, J. M., & Pérez-Soriano, P. (2017). Can Graduated Compressive Stockings Reduce Muscle Activity During Running? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 88(2), 223-229. <https://doi.org/10.1080/02701367.2017.1294726>
- Lucas-Cuevas, A. G., Priego Quesada, J. I., Giménez, J. V., Aparicio, I., Jimenez-Perez, I., & Pérez-Soriano, P. (2016). Initiating running barefoot: Effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners. *European journal of sport science*, 16(8), 1145-1152. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1197317>
- Lucas-Cuevas, A. G., Priego-Quesada, J. I., Aparicio, I., Giménez, J. V., 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>
- 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>
- Lussiana, T., Hébert-Losier, K., Millet, G. P., & Mouro, 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.029>
- Macera, C. A., Pate, R. R., Powell, K. E., Jackson, K. L., Kendrick, J. S., & Craven, T. E. (1989). Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Archives of Internal Medicine*, 149(11), 2565-2568.
- Machado, Á. S., Priego-Quesada, J. I., Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Carpes, F. P., & Perez-Soriano, P. (2022). Effects of different hydration supports on stride kinematics, comfort, and impact accelerations during running. *Gait & Posture*, 97, 115-121. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.07.234>
- Mademli, L., & Klapsing, G. M. (2015). La marcha humana y la carrera. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*, 401-424.
- Mangine, G. T., Hoffman, J. R., Gonzalez, A. M., Wells, A. J., Townsend, J. R., Jajtner, A. R., McCormack, W. P., Robinson, E. H., Fragala, M. S., & Fukuda, D. H. (2014). Speed, force, and power values produced from nonmotorized treadmill test are related to sprinting performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(7), 1812-1819. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000316>

- 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.
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture*, 11(1), 46-53. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(99\)00048-x](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00048-x)
- Matta, G. G., Bossi, A. H., Millet, G. Y., Lima, P., Lima, J. P. de, & Hopker, J. G. (2020). Influence of a slow-start on overall performance and running kinematics during 6-h ultramarathon races. *European Journal of Sport Science*, 20(3), 347-356. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1627422>
- 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.
- McKenna, M., & Riches, P. E. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17(6), Article 6. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00625.x>
- McLean, B. D., Coutts, A. J., Kelly, V., McGuigan, M. R., & Cormack, S. J. (2010). Neuromuscular, endocrine, and perceptual fatigue responses during different length between-match microcycles in professional rugby league players. *International journal of sports physiology and performance*, 5(3), 367-383. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.3.367>
- Mei, Q., 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>
- Mercer, J. A., Bates, B. T., Dufek, J. S., & Hreljac, A. (2003a). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 911-919. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140383>
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003b). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), 307-313. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048837.81430.E7>
- Mercer, J. A., 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>
- 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>
- Milgrom, C., Finestone, A., Segev, S., Olin, C., Arndt, T., & Ekenman, I. (2003). Are overground or treadmill runners more likely to sustain tibial stress fracture? *British journal of sports medicine*, 37(2), 160-163. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.2.160>

- Milgrom, C., Radeva-Petrova, D. R., Finestone, A., Nyska, M., Mendelson, S., Benjuya, N., Simkin, A., & Burr, D. (2007). The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*, *40*(4), 845-850. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.006>
- Miller, J. E., Nigg, B. M., Liu, W., Stefanyshyn, D. J., & Nurse, M. A. (2000). Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot & Ankle International*, *21*(9), 759-767. <https://doi.org/10.1177/107110070002100908>
- 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. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434020-00004>
- Millet, G. Y., Tomazin, K., Verges, S., Vincent, C., Bonnefoy, R., Boisson, R.-C., Gergelé, L., Féasson, L., & Martin, V. (2011). Neuromuscular Consequences of an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE*, *6*(2), e17059. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0017059>
- 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. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181dbacc8>
- 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 and Science in Sports and Exercise*, *38*(2), 323-328. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92>
- Milner, C. E., Hawkins, J. L., & Aubol, K. G. (2020). Tibial Acceleration during Running Is Higher in Field Testing Than Indoor Testing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *52*(6), 1361-1366. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002261>
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: A possible factor in stress fractures. *Annals of biomedical engineering*, *28*(4), 463-469. <https://doi.org/10.1114/1.284>
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *16*(3), 207-212. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00091-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00091-7)
- Mizrahi, J., 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)
- Möhler, F., Fadillioglu, C., & Stein, T. (2021). Fatigue-related changes in spatiotemporal parameters, joint kinematics and leg stiffness in expert runners during a middle-distance run. *Frontiers in Sports and Active Living*, *3*, 634258. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.634258>

- Montgomery, G., Abt, G., Dobson, C., Smith, T., & Ditroilo, M. (2016). Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait & posture*, *49*, 120-126. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.037>
- Morales, J. S., Valenzuela, P. L., Rincón-Castanedo, C., Takken, T., Fiuza-Luces, C., Santos-Lozano, A., & Lucia, A. (2018). Exercise training in childhood cancer: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Cancer Treatment Reviews*, *70*, 154-167. <https://doi.org/10.1016/j.ctrv.2018.08.012>
- Morey, G., & Mademli, L. (2015). El calzado deportivo. *Perez-Soriano P, Llana-Belloch S, Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte. Ed. Paidotribo*, 351-362.
- Morgan, A. L., Laurent, M., & Fullenkamp, A. M. (2015). Comparison of VO2 peak performance on a motorized versus a non-motorized treadmill. *Journal of strength and conditioning research*.
- 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. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2379-8>
- 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>
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2003). Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(10), 1710-1719. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089352.47259.CA>
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D. J., & Humble, R. N. (2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait & Posture*, *16*(1), 38-45. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00197-7](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00197-7)
- 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>
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., & Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture*, *27*(1), 152-155. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.012>
- Nelson, R. C., Dillman, C. J., Lagasse, P., & Bickett, P. (1972). Biomechanics of overground versus treadmill running. *Medicine and science in sports*, *4*(4), 233-240. <https://doi.org/10.1249/00005768-197200440-00029>
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, *31*(2), 187-201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>

- Nielsen, R. O., Rønnow, L., Rasmussen, S., & Lind, M. (2014). A prospective study on time to recovery in 254 injured novice runners. *PLoS One*, 9(6), e99877. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0099877>
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 11(1), 2-9. <https://doi.org/10.1097/00042752-200101000-00002>
- Nigg, B. M. (2010). *Biomechanics of sport shoes*. University of Calgary.
- 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*, 49(20), 1290-1294. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095054>
- Nigg, B. M., De Boer, R. W., & 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., Herzog, W., & Read, L. J. (1988). Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(1), 70-76. <https://doi.org/10.1177/036354658801600113>
- Nigg, B. 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*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001260>
- Nigg, B. M., & Yeadon, M. R. (1987). Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Sciences*, 5(2), 117-145. <https://doi.org/10.1080/02640418708729771>
- Nigg, B., Mohr, M., & Nigg, S. R. (2017). Muscle tuning and preferred movement path—A paradigm shift. *Current Issues in Sport Science (CISS)*, 0(0), Article 0. https://doi.org/10.15203/CISS_2017.007
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)
- Nummela, A., Vuorimaa, T., & Rusko, H. (1992). Changes in force production, blood lactate and EMG activity in the 400-m sprint. *Journal of sports sciences*, 10(3), 217-228. <https://doi.org/10.1080/02640419208729920>
- Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2014). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 580-585. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000139>
- Oja, P., Titze, S., Kokko, S., Kujala, U. M., Heinonen, A., Kelly, P., Koski, P., & 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*, 49(7), 434-440. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093885>
- 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. <https://doi.org/10.7547/0980036>
- Orfanidis, S. J. (1988). *Optimum signal processing*. Collier Macmillan.
- Organization, W. H. (2009). *Global health risks: Mortality and burden of disease attributable to selected major risks*. World Health Organization.

- Organization, W. H. (2022). Fact sheet: Physical activity. Retrieved from <http://www.who.int/es/newsroom/fact-sheets/detail/physical-activity>
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, 13(4), 843-863.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & González-Badillo, J. J. (2014). Effect of movement velocity during resistance training on neuromuscular performance. *International journal of sports medicine*, 35(11), 916-924. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363985>
- Patoz, A., Lussiana, T., Breine, B., Gindre, C., & Hébert-Losier, K. (2022). There Is No Global Running Pattern More Economic Than Another at Endurance Running Speeds. *International journal of sports physiology and performance*, 1(aop), 1-4. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0345>
- Pedersen, B. K., & Saltin, B. (2006). Evidence for prescribing exercise as therapy in chronic disease. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16 Suppl 1, 3-63. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00520.x>
- Pedersen, B. K., & Saltin, B. (2015). Exercise as medicine—Evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25 Suppl 3, 1-72. <https://doi.org/10.1111/sms.12581>
- Pedisic, Z., Shrestha, N., Kovalchik, S., Stamatakis, E., Liangruenrom, N., Grgic, J., Titze, S., Biddle, S. J., Bauman, A. E., & Oja, P. (2020). Is running associated with a lower risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and is the more the better? A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 54(15), 898-905. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100493>
- Pelka, M., Kölling, S., Ferrauti, A., Meyer, T., Pfeiffer, M., & Kellmann, M. (2017). Acute effects of psychological relaxation techniques between two physical tasks. *Journal of sports sciences*, 35(3), 216-223. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1161208>
- Pérez-Soriano, P., & 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. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6403669>
- Pérez-Soriano, P., & Llana-Belloch, S. (2008). Instrumentation in sports biomechanics. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(2), Article 2. <https://doi.org/10.4100/jhse.2007.22.02>
- 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*, 7(1). <https://doi.org/10.4172/2324-9080.1000283>
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). Gait Analysis: Normal and pathological function. 2010. *Slack Inc*, 85, 534.

- Petersen, K., Hansen, C. B., Aagaard, P., & Madsen, K. (2007). Muscle mechanical characteristics in fatigue and recovery from a marathon race in highly trained runners. *European journal of applied physiology*, 101, 385-396. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0504-x>
- Peterson, L., & Renstrom, P. A. (2016). *Sports injuries: Prevention, treatment and rehabilitation*. CRC Press.
- 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. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0105246>
- Pinnington, H. C., Lloyd, D. G., Besier, T. F., & Dawson, B. (2005). Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *European journal of applied physiology*, 94(3), 242-253. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1323-6>
- 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. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181b8c270>
- Pugh, L. G. C. E. (1970). Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *The Journal of physiology*, 207(3), 823-835. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1970.sp009097>
- 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. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.37.1>
- Quinn, T. J., Dempsey, S. L., LaRoche, D. P., Mackenzie, A. M., & Cook, S. B. (2021). Step frequency training improves running economy in well-trained female runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 35(9), 2511-2517. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003206>
- Quintana, J. S. R., Calleja-González, J., Paulis, J. C., & Gómez, D. C. (2010). Análisis de la capacidad de salto antes, durante y después de la competición en jugadores internacionales junior de baloncesto. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 6(21), 311-321. <https://doi.org/10.5232/ricyde2010.02105>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.020>
- Reinisch, M., Schaff, P., Hauser, W., & Rosemeyer, B. (1991). [Treadmill versus field trial. Movement analysis and pressure distribution in the athletic shoe]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Fur Orthopadisch-Traumatologische Sportmedizin*, 5(2), 60-73. <https://doi.org/10.1055/s-2007-993563>
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093-1100. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181677530>

- Saldanha, A., Nordlund Ekblom, M. M., & Thorstensson, A. (2008). Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(3), 383-388. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00721.x>
- Sánchez, A. F. (2001). *La carrera de velocidad: Metodología del análisis biomecánico*. Lib Deportivas Esteban Sanz.
- Sanchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(9), 1725-1734.
- Santos, L., Elliott-Sale, K. J., & Sale, C. (2017). Exercise and bone health across the lifespan. *Biogerontology*, 18(6), 931-946. <https://doi.org/10.1007/s10522-017-9732-6>
- Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., Hespanhol Junior, L. C., 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. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0194-6>
- 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. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00005>
- Savelberg, H. H., Vorstenbosch, M. A., Kamman, E. H., van de Weijer, J. G., & Schambardt, H. C. (1998). Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. *Gait & posture*, 7(1), 26-34. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(97\)00023-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(97)00023-4)
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., & Bennell, K. L. (2001). A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 667-680. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00061-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00061-4)
- 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. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2421-x>
- Schoenmakers, Jj, C., & Ke, R. (2020). Physiological and Perceptual Demands of Running on a Curved Nonmotorized Treadmill Compared With Running on a Motorized Treadmill Set at Different Grades. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(5), 1197-1200. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003571>
- Schoenmakers, P. P. J. M., & Reed, K. E. (2018). The physiological and perceptual demands of running on a curved non-motorised treadmill: Implications for self-paced training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(12), 1293-1297. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.011>
- Schücker, L., & Parrington, L. (2019). Thinking about your running movement makes you less efficient: Attentional focus effects on running economy and kinematics. *Journal of Sports Sciences*, 37(6), 638-646. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1522697>

- Seneli, R. M., Edlbeck, B. P., Myatt, C. J., Reynolds, K. G., & Snyder, A. C. (2011). *Comparison Of Step Length Between Motorized And Non-motorized Treadmills During Walking, Jogging, Or Running: 2528*. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000401920.28660.7b>
- 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>
- Shorten, M. R., & Winslow, D. S. (1992). Spectral Analysis of Impact Shock during Running. *Journal of Applied Biomechanics, 8*(4), 288-304. <https://doi.org/10.1123/ijsb.8.4.288>
- 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., Richards, J., Taylor, P. J., Edmundson, C. J., Brooks, D., & Hobbs, S. J. (2013). Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. *Sports Biomechanics, 12*(3), 272-282. <https://doi.org/10.1080/14763141.2012.759614>
- Sirotic, A. C., & Coutts, A. J. (2008). The reliability of physiological and performance measures during simulated team-sport running on a non-motorised treadmill. *Journal of Science and Medicine in Sport, 11*(5), 500-509. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.008>
- Skurvydas, A., Dudoniene, V., Kalvėnas, A., & Zuoza, A. (2002). Skeletal muscle fatigue in long-distance runners, sprinters and untrained men after repeated drop jumps performed at maximal intensity. *Scandinavian journal of medicine & science in sports, 12*(1), 34-39. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.120107.x>
- Slater, K. (1985). *Human comfort*. C.C. Thomas.
- Smeathers, J. E. (1989). Transient vibrations caused by heel strike. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine, 203*(4), 181-186. https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1989_203_036_01
- Smith, J. A., McKerrow, A. D., & Kohn, T. A. (2017). Metabolic cost of running is greater on a treadmill with a stiffer running platform. *Journal of sports sciences, 35*(16), 1592-1597. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1225974>
- Smoliga, J. M., Hegedus, E. J., & Ford, K. R. (2015). Increased physiologic intensity during walking and running on a non-motorized, curved treadmill. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine, 16*(3), 262-267. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.09.001>
- Snyder, A. C., Myatt, C., Weiland, N., & Bednarek, J. (2011). Energy Expenditure While Walking on a Non-Motorized Treadmill. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 25*, S109. <https://doi.org/10.1097/01.JSC.0000395752.34040.25>

- St Clair Gibson, A., Swart, J., & Tucker, R. (2018). The interaction of psychological and physiological homeostatic drives and role of general control principles in the regulation of physiological systems, exercise and the fatigue process—The Integrative Governor theory. *European journal of sport science*, 18(1), 25-36. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1321688>
- Stanish, W. D. (1984). Overuse injuries in athletes: A perspective. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(1), 1-7.
- Steib, S., Hentschke, C., Welsch, G., Pfeifer, K., & Zech, A. (2013). Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clinical biomechanics*, 28(7), 790-795. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.009>
- Stevens, C. J., Hacene, J., Sculley, D. V., Taylor, L., Callister, R., & Dascombe, B. (2015). The reliability of running performance in a 5 km time trial on a non-motorized treadmill. *International Journal of Sports Medicine*, 36(09), 705-709. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1398680>
- Stevens, C. J., Hacene, J., Wellham, B., Sculley, D. V., Callister, R., Taylor, L., & Dascombe, B. J. (2015). The validity of endurance running performance on the Curve 3(TM) non-motorised treadmill. *Journal of Sports Sciences*, 33(11), 1141-1148. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.986502>
- Suay, F., Ricarte, J., & Salvador, A. (1998). Indicadores psicológicos de sobreentrenamiento y agotamiento. *Revista de psicología del Deporte*, 7(2).
- 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, 13-23. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0205>
- Sweeting, A. J., Billaut, F., Varley, M. C., Rodriguez, R. F., Hopkins, W. G., & Aughey, R. J. (2017). Variations in hypoxia impairs muscle oxygenation and performance during simulated team-sport running. *Frontiers in physiology*, 8, 80. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00080>
- Sykes, K. (1975). Technique and Observation of Angular Gait Patterns in Running. *British Journal of Sports Medicine*, 9(4), 181-186.
- Sylow, L., & Richter, E. A. (2019). Current advances in our understanding of exercise as medicine in metabolic disease. *Current Opinion in Physiology*, 12, 12-19. <https://doi.org/10.1016/j.cophys.2019.04.008>
- 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. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.2.95>
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2003). A prospective study of running injuries: The Vancouver Sun Run «In Training» clinics. *British Journal of Sports Medicine*, 37(3), 239-244. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.3.239>
- Team, R. C. (2013). *R: A language and environment for statistical computing*.

- Tenforde, A. S., Hayano, T., Jamison, S. T., Outerleys, J., & Davis, I. S. (2020). Tibial acceleration measured from wearable sensors is associated with loading rates in injured runners. *PM&R*, *12*(7), 679-684. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12275>
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., & Sacco, I. de C. N. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(1), 151-155. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.008>
- Thompson, D. L., & West, K. A. (1998). Ratings of perceived exertion to determine intensity during outdoor running. *Canadian journal of applied physiology*, *23*(1), 56-65. <https://doi.org/10.1139/h98-003>
- Thordarson, D. B. (1997). Running biomechanics. *Clinics in sports medicine*, *16*(2), 239-247.
- Thorlund, J. B., Michalsik, L. B., Madsen, K., & Aagaard, P. (2008). Acute fatigue-induced changes in muscle mechanical properties and neuromuscular activity in elite handball players following a handball match. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *18*(4), 462-472. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00710.x>
- Tofari, P. J., McLean, B. D., Kemp, J., & Cormack, S. (2015). A self-paced intermittent protocol on a non-motorised treadmill: A reliable alternative to assessing team-sport running performance. *Journal of sports science & medicine*, *14*(1), 62.
- Utter, A. C., Robertson, R. J., Green, J. M., Suminski, R. R., McAnulty, S. R., & Nieman, D. C. (2004). Validation of the Adult OMNI Scale of perceived exertion for walking/running exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, *36*(10), 1776-1780. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000106169.35222.8B>
- Van Caekenberghe, I., De Smet, K., Segers, V., & De Clercq, D. (2010). Overground vs. Treadmill walk-to-run transition. *Gait & posture*, *31*(4), 420-428. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.011>
- Van den Berghe, P., Gosseries, M., Gerlo, J., Lenoir, M., Leman, M., & De Clercq, D. (2020). Change-Point Detection of Peak Tibial Acceleration in Overground Running Retraining. *Sensors*, *20*(6), Article 6. <https://doi.org/10.3390/s20061720>
- Van den Tillaar, R., Vatten, T., & von Heimburg, E. (2017). Effects of short or long warm-up on intermediate running performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *31*(1), 37-44. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001489>
- van der Worp, M. P., ten Haaf, D. S. M., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Staal, J. B. (2015). Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PloS One*, *10*(2), e0114937. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114937>
- van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Koes, B. W., & Taunton, J. E. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review * COMMENTARY. *British Journal of Sports Medicine*, *41*(8), 469-480. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033548>

- Van Hooren, B., Fuller, J. T., Buckley, J. D., Miller, J. R., Sewell, K., Rao, G., Barton, C., Bishop, C., & Willy, R. W. (2019). Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(4), 785-813. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z>
- van Ingen Schenau, G. J. (1980). Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and science in sports and exercise*, 12(4), 257-261.
- Van Oeveren, B. T., De Ruiter, C. J., Beek, P. J., & Van Dieën, J. H. (2017). Optimal stride frequencies in running at different speeds. *PloS one*, 12(10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0184273>
- van Poppel, D., van der Worp, M., Slabbekoorn, A., van den Heuvel, S. S., van Middelkoop, M., Koes, B. W., Verhagen, A. P., & Scholten-Peeters, G. G. (2021). Risk factors for overuse injuries in short-and long-distance running: A systematic review. *Journal of sport and health science*, 10(1), 14-28. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2020.06.006>
- van Rooijen, S. J., Engelen, M. A., Scheede-Bergdahl, C., Carli, F., Roumen, R. M. H., Slooter, G. D., & Schep, G. (2018). Systematic review of exercise training in colorectal cancer patients during treatment. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(2), 360-370. <https://doi.org/10.1111/sms.12907>
- 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. <https://doi.org/10.1123/jab.14.3.300>
- Vernillo, G., Savoldelli, A., Zignoli, A., Skafidas, S., Fornasiero, A., La Torre, A., Bortolan, L., Pellegrini, B., & Schena, F. (2015). Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: Fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *Journal of Sports Sciences*, 33(19), 1998-2005. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1022870>
- Vina, J., Sanchis-Gomar, F., Martinez-Bello, V., & Gomez-Cabrera, M. C. (2012). Exercise acts as a drug; the pharmacological benefits of exercise. *British Journal of Pharmacology*, 167(1), 1-12. <https://doi.org/10.1111/j.1476-5381.2012.01970.x>
- Voloshin, A., Wosk, J., & Brull, M. (1981). Force wave transmission through the human locomotor system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103(1), 48-50. <https://doi.org/10.1115/1.3138245>
- Waite, N., Goetschius, J., & Lauver, J. D. (2020). Effect of Grade and Surface Type on Peak Tibial Acceleration in Trained Distance Runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 1-4. <https://doi.org/10.1123/jab.2020-0096>
- Waldman, H. S., Heatherly, A. J., Waddell, A. F., Krings, B. M., & O'Neal, E. K. (2017). Five-Kilometer Time Trial Reliability of a Nonmotorized Treadmill and Comparison of Physiological and Perceptual Responses vs. A Motorized Treadmill. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32, 1455-1461. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001993>
- Wang, L., Hong, Y., Li, J.-X., & Zhou, J.-H. (2012). Comparison of Plantar Loads During Running on Different Overground Surfaces. *Research in Sports Medicine*, 20(2), 75-85. <https://doi.org/10.1080/15438627.2012.660816>


- Wank, V., Frick, U., & Schmidtbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International Journal of Sports Medicine*, 19(7), 455-461. <https://doi.org/10.1055/s-2007-971944>
- 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 Médicale Canadienne*, 174(6), 801-809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- Wee, V. M. (2015). *Comparison of perceptual and physiological responses between track, motorized and non-motorized treadmill running at increasing velocity* [B.S. thesis].
- 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. <https://doi.org/10.1177/0363546504265191>
- Werd, M. B., & Knight, E. L. (Eds.). (2010). *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*. Springer-Verlag. [//www.springer.com/us/book/9780387764160](http://www.springer.com/us/book/9780387764160)
- West, A. M., Schöfnisch, 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 (Bethesda, Md.: 1985)*, 108(4), 950-961. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00947.2009>
- White, J. A., Pomfret, D., Rennie, S., Gissane, C., Wong, J., & Ford, M. (1998). Fluid replacement needs of well-trained male and female athletes during indoor and outdoor steady state running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 1(3), 131-142. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(98\)80009-1](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(98)80009-1)
- White, J., Scurr, J., & Hedger, W. (2011). A comparison of three-dimensional breast displacement and breast comfort during overground and treadmill running. *Journal of applied biomechanics*, 27(1), 47-53. <https://doi.org/10.1123/jab.27.1.47>
- White, S. C., Gilchrist, L. A., & Christina, K. A. (2002). Within-day accommodation effects on vertical reaction forces for treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(1), 74-82. <https://doi.org/10.1123/jab.18.1.74>
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: A review. *Gait & Posture*, 10(3), 264-275. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(99\)00041-7](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00041-7)
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.362>
- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 63(3), 1236-1245. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.3.1236>

- Willson, J. D., & Kernozek, T. W. (1999). Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(12), 1828-1833. <https://doi.org/10.1097/00005768-199912000-00020>
- Willwacher, S. (2017). Running Shoes: Injury Protection and Performance Enhancement. En B. Müller, S. I. Wolf, G.-P. Brueggemann, Z. Deng, A. McIntosh, F. Miller, & W. S. Selbie (Eds.), *Handbook of Human Motion* (pp. 1-16). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_121-1
- Willwacher, S., Kurz, M., Robbin, J., Thelen, M., Hamill, J., Kelly, L., & Mai, P. (2022). Running-related biomechanical risk factors for overuse injuries in distance runners: A systematic review considering injury specificity and the potentials for future research. *Sports Medicine*, 1-15. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01666-3>
- Willwacher, S., Oberländer, K. D., Mai, P., Mählich, D., Kurz, M., Koopmann, T., Fohrmann, D., Kantarev, A., & Kersting, U. G. (2021). A new method for measuring treadmill belt velocity fluctuations: Effects of treadmill type, body mass and locomotion speed. *Scientific Reports*, 11(1), 2244. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-81951-9>
- Winter, S. C., Gordon, S., Brice, S. M., Lindsay, D., & Barrs, S. (2021). Overuse injuries in runners of different abilities—A one-year prospective study. *Research in Sports Medicine*, 29(2), 196-212. <https://doi.org/10.1080/15438627.2019.1616548>
- Worp, H. van der, Vrieling, 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. *British Journal of Sports Medicine*, 50(8), 450-457. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094924>
- Yu, P., Gong, Z., Meng, Y., Baker, J. S., István, B., & Gu, Y. (2020). The acute influence of running-induced fatigue on the performance and biomechanics of a countermovement jump. *Applied Sciences*, 10(12), 4319. <https://doi.org/10.3390/app10124319>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(1), 23-28. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005>
- Zandbergen, M. A., Marotta, L., Bulthuis, R., Buurke, J. H., Veltink, P. H., & Reenalda, J. (2023). Effects of level running-induced fatigue on running kinematics: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 99, 60-75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.09.089>
- Zemková, E., & Hamar, D. (2009). The effect of soccer match induced fatigue on neuromuscular performance. *Kinesiology*, 41(2.), 195-202.

ANEXOS

10-ANEXOS

Anexo I. Cuestionario online para la selección de la muestra



Estudio carrera prolongada sobre diferentes superficies

Desde el Grupo de Investigación en Biomecánica Deportiva (GIBD) de la Universitat de València nos gustaría agradecerle su interés por formar parte en este estudio, cuyo objetivo es analizar diferentes parámetros fisiológicos y biomecánicos de la carrera prolongada sobre diferentes superficies (cinta motorizada, cinta curva no motorizada, suelo).

Mediante esta pequeña encuesta pretendemos recopilar información básica sobre usted así como también su disponibilidad para acudir a nuestro laboratorio (en el Campus d'Ontinyent) a realizar las evaluaciones correspondientes.

Una vez envíe este formulario, nuestros investigadores se pondrán en contacto con usted para concertar cita así como también para solucionarle cualquier duda que pueda tener con respecto a su participación en el estudio.

De antemano, ¡muchas gracias por su interés!

[Cambiar de cuenta](#)

No compartido

* Indica que la pregunta es obligatoria

Nombre y Apellidos *

Tu respuesta

Número de teléfono *

Tu respuesta

Correo electrónico *

Tu respuesta

Fecha de nacimiento *

Fecha

dd/mm/aaaa

¿Lesiones en los últimos 6 meses? *

Sí

No

<p>En caso afirmativo, ¿qué tipo de lesión?</p> <p>Tu respuesta _____</p>
<p>Sexo *</p> <p><input type="radio"/> Mujer</p> <p><input type="radio"/> Hombre</p>
<p>Experiencia en cinta rodante *</p> <p><input type="radio"/> Sí</p> <p><input type="radio"/> No</p>
<p>Tipo de carrera *</p> <p><input type="radio"/> Trail running</p> <p><input type="radio"/> Pista</p> <p><input type="radio"/> Ruta</p> <p><input type="radio"/> Cross</p> <p><input type="radio"/> Otro: _____</p>
<p>Días de entrenamiento a la semana *</p> <p>Tu respuesta _____</p>
<p>Kilómetros a la semana *</p> <p>Tu respuesta _____</p>
<p>Cual dirías que es tu nivel *</p> <p><input type="radio"/> Amateur</p> <p><input type="radio"/> Avanzado</p> <p><input type="radio"/> Élite</p> <p><input type="radio"/> Otro: _____</p>
<p>Años de experiencia en carrera *</p> <p>Tu respuesta _____</p>

¿A qué nivel compites? *

No compito
 Popular
 Regional
 Nacional
 Internacional
 Otro: _____

Rango de ritmo en 10km *

< 3.30 min/km (menos de 35' en 10km)
 Entre 3.30- 4.30 min/km (entre 35' - 45' en 10km)
 Entre 4.30- 5.30 min/km (entre 45' - 55' en 10 km)
 > 5.30 min/km (más de 55' en 10km)

Mejor marca en 5k, 10k , 21k, o 42k (Ej: 38'(10k)) *

Tu respuesta _____

¿Cual es tu VO2máx? (obtenido en prueba de esfuerzo) *

Tu respuesta _____

Disponibilidad horaria *

	Mañana	Tarde	Indiferente	No disponible
Lunes	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Disponibilidad horaria *

	Mañana	Tarde	Indiferente	No disponible
Martes	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Disponibilidad horaria *

	Mañana	Tarde	Indiferente	No disponible
Miércoles	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Anexo II. Consentimiento informado para los participantes

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Análisis de la carrera en distintas superficies y la fatiga sobre la respuesta biomecánica en atletas recreacionales



INFORMACIÓN

Para que usted pueda participar en este estudio es necesario contar con su consentimiento, y que conozca la información básica necesaria para que dicho consentimiento pueda considerarse verdaderamente informado. Por ello, le ruego que lea detenidamente la siguiente información. Si tuviera alguna duda exprésela, antes de firmar este documento, al investigador principal del proyecto, bien personalmente, bien a través del teléfono o por correo electrónico. Los datos del investigador principal del proyecto aparecen también en el presente documento.

La información básica que debe conocer es la siguiente:

- a) *Objetivo del estudio:* Analizar los efectos de 3 tipos de superficies diferentes (suelo, cinta curva no motorizada, cinta motorizada) en atletas recreacionales bajo un protocolo de fatiga.
- b) *Metodología a utilizar para el estudio, tipo de colaboración que se espera de usted y duración de dicha colaboración:* El estudio durará 2 meses aproximadamente. En este periodo de tiempo usted deberá acudir al inicio al laboratorio para un primer test, en el que obtendrá su velocidad aeróbica máxima (VAM), la cual será utilizada para los tres test posteriores. Posteriormente, se realizarán tres test separados de una semana sobre diferentes superficies (suelo, cinta curva no motorizada, cinta motorizada). Todas las mediciones en el test de laboratorio se realizarán mediante técnicas no invasivas que no pondrán en riesgo su salud.
- c) *Posibles molestias y riesgos de su participación en el estudio:* Las pruebas implican una demanda física relativa a:
 - Realizar tres pruebas en el laboratorio de biomecánica de la FCAFE en la Universidad de Valencia (Campus d'Ontinyent), concretamente en la cinta curva no motorizada (cNMT), en la cinta motorizada (MT) y en pista, en el que se realizarán 30 minutos de carrera al 80% de la VAM en cada una de las superficies.
De igual forma, si existiera algún tipo de molestia relacionada con las superficies, se deberá informar con la mayor brevedad posible.
 - Todas las técnicas empleadas en el presente proyecto son no invasivas y no suponen un riesgo para las participantes del estudio.
- d) *Medidas para responder a los acontecimientos adversos:* En caso de que tenga molestias importantes durante cualquier prueba de las sesiones de medición, éstas se detendrán inmediatamente.
- e) *Beneficios que se espera obtener con la investigación:*
 - Conocimiento sobre las diferentes demandas que requieren la cNMT, MT y suelo al correr bajo un estado de fatiga, comparando entre hombres y mujeres.
 - Valoración biomecánica, fisiológica y perceptual de atletas recreacionales que

- permita ampliar el conocimiento de la carrera en diferentes superficies, así como el efecto de la fatiga entres superficies.
- f) *Consecuencias de la no participación:* Su participación en la presente investigación es voluntaria, si prefiere no participar la relación con las personas que le propusieron participar será igual de cordial y dedicada que con los que sí participen.
- g) *Posibilidad de retirada en cualquier momento y consecuencias:* Usted puede retirarse del proyecto en cualquier momento firmando la revocación del consentimiento que se incluye al final del documento. Su retirada no tendrá ninguna consecuencia negativa para usted, y será aceptada sin problemas por el equipo investigador.
- h) *¿Qué institución lo realiza?:* Se realiza en la Universitat de València (Campus d'Ontinyent).
- i) *Gratuidad por la participación:* Los sujetos de experimentación no obtendrán ninguna compensación económica por la participación en este estudio.
- j) *Previsión de uso posterior de los resultados:* Los resultados se utilizarán con fines investigadores y con posibilidad de difusión científica. Asimismo, serán utilizados para la elaboración de una tesis doctoral.
- k) *Equipo investigador:*
- Ignacio Catalá Vilaplana
 - Pedro Pérez Soriano
 - Alberto Encarnación Martínez
- l) *Datos de contacto del investigador principal para aclaraciones o consultas:*
- Investigador principal: Pedro Pérez Soriano (xxxx@uv.es)
 - Datos de contacto: Ignacio Catalá Vilaplana (xxxx@uv.es)
- m) El proyecto se realizará siguiendo los criterios éticos internacionales recogidos en la Declaración de Helsinki.

CONSENTIMIENTO

Don/Doña _____,
 mayor de edad, titular del DNI: _____, por el presente documento manifiesto que:

- He sido informado/a de las características del proyecto de investigación titulado: Análisis de la carrera en distintas superficies y la fatiga sobre la respuesta biomecánica en atletas recreacionales.
- Estoy informado/a de la posibilidad de retirarme en cualquier momento del estudio.

En virtud de tales condiciones, consiento participar en este estudio.

Y en prueba de conformidad, firmo el presente documento en el lugar y fecha que se indican a continuación.

Firma:

Valencia, _____ de _____ de 2020

Anexo III. Cuestionario PAR-Q

PAR-Q & YOU

Cuestionario para personas entre 15 y 69 años

Con el propósito de garantizar de la forma más segura posible su participación en el estudio, lea detenidamente las siguientes



Si No

- 1. ¿Le ha dicho alguna vez su médico que padece una enfermedad cardiaca y que sólo puede realizar actividad física bajo supervisión médica?
- 2. ¿Tiene dolor en el pecho cuando hace actividad física?
- 3. ¿En el último mes, ha tenido dolor en el pecho cuando no hacía actividad física?
- 4. ¿Ha perdido la consciencia o el equilibrio después de sentirse mareado?
- 5. ¿Tiene problemas en huesos o articulaciones (por ejemplo, espalda, rodilla o cadera) que puedan empeorar a causa de la actividad física que se propone?
- 6. ¿Le ha prescrito su médico algún medicamento para la tensión arterial o para algún problema cardíaco (por ejemplo: diurético)?
- 7. ¿Conoce alguna razón que le impida realizar actividad física sin supervisión médica?

preguntas y conteste con honestidad. Indique: SÍ o NO.

Si ha contestado:

Sí a una o más preguntas

Póngase en contacto con el médico antes de realizar el estudio. Consúltele el Cuestionario PAR-Q y las preguntas a las que contestó afirmativamente.

No a todas las preguntas

Si contestó NO honradamente a todas las preguntas, puede estar razonablemente seguro de que está capacitado para realizar el estudio.

NOTAS:

1. Si no se siente bien por una enfermedad aguda (fiebre, resfriado...), comuníquelo al investigador responsable del estudio.
2. Si está o puede estar embarazada, hable con el médico antes de aumentar la actividad.
3. Si su salud cambia de tal forma que responde SÍ a alguna de las preguntas anteriores, háganoslo saber.

“He leído, entendido y completado este cuestionario. He respondido a todas las preguntas con mi aprobación”

Nombre: _____

Fecha: _____

Firma del participante

Firma del testigo

NOTA: Si se presenta el PAR-Q antes de que realice el estudio, éste se puede usar con fines legales o administrativos

Este cuestionario es válido hasta un máximo de 12 meses, a partir de la fecha en que se completa. El mismo se invalida si su estado de salud requiere contestar SI en alguna de las siete preguntas.

La Universidad de Valencia no asume ninguna responsabilidad legal respecto a las personas que realizan el estudio y/o que han contestado a este cuestionario. En caso de duda le recomendamos que consulte a su médico.

Modificado de Rodríguez, F. A. (1994). Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física (C-AAF), versión catalana/castellana del PAR-Q revisado. *Apunts Medicina de l' Esport (Castellano)*, 31(122), 301-310.

Anexo IV. Informe favorable del comité de ética

El comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité d'Ètica d'Investigació en Humans , en la reunió celebrada el día , una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral : "*Efectos fisiológicos, biomecánicos y perceptuales de la carrera prolongada sobre diferentes superficies: cinta curva no motorizada vs cinta rodante convencional vs suelo.* ", con número de registro 1568868 .

Cuyo/a responsable es D/Dña.

PEDRO PEREZ SORIANO , dirigida por D/Dña. PEDRO

PEREZ SORIANO

ha acordado informar el mismo.

Y para que conste, se firma el presente certificado

Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vicerec.investigacio@uv.es
València 46010 fax: 963983221 www.uv.es/serivves

Firmado digitalmente por
PEDRO JOSÉ PEREZ SAFRILLA
Cargo: Presidente del Comité de Ética de la Investigación en Humanos
Fecha: 05/03/2021 00:08:27 CET



Anexo V. Escala Visual analógica para la medición de la percepción del confort

Fecha: __/__/

Participante (nº): ___

TEST CONFORT SUPERFICIES

Tapiz curvo → azul
Tapiz convencional → rojo
Suelo → verde

- | | | | |
|-----------|--------------------------------------|------------------|------------------------------|
| 1 | Confort General | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 2 | Amortiguación zona Talón | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 3 | Amortiguación zona antepié | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 4 | Confort en la zancada | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 5 | Adaptación al ritmo | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 6 | Seguridad percibida de la superficie | Nada seguro | Máxima seguridad |
| 7 | Estabilidad de la superficie | Nada estable | Mejor estabilidad imaginable |
| 8 | Dureza de la superficie | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 9 | Vibración de la superficie | Nada confortable | Mejor confort imaginable |
| 10 | Aburrimiento/ Monotonía | Muy aburrido | Nada aburrido |
| 11 | Similitud carrera a pie | Nada similar | Máxima similitud |

Observaciones