



**UCAM**

UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO  
Programa de Doctorado de Ciencias del Deporte

Efectos de la fatiga periférica y central en la respuesta  
biomecánica de la carrera a pie y la estabilidad postural  
dinámica

Autor:

D. Antonio García Gallart

Directores:

Dr. D. Alberto Encarnación Martínez

Dr. D. Pedro Pérez Soriano

Murcia, mayo de 2018





**UCAM**  
UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

**AUTORIZACIÓN DE LO/S DIRECTOR/ES DE LA TESIS**  
**PARA SU PRESENTACIÓN**

El Dr. D. Alberto Encarnación Martínez y el Dr. D. Pedro Pérez Soriano como Directores de la Tesis Doctoral titulada “Efectos de la fatiga periférica y central en la respuesta biomecánica de la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica” realizada por D. Antonio García Gallart en el Departamento de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, **autoriza su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento al Real Decreto 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 9 de abril de 2018

Dr. D. Alberto Encarnación Martínez

Dr. D. Pedro Pérez Soriano



## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a la Universidad Católica San Antonio de Murcia por la formación que he recibido durante todos estos años, desde que comencé en Grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Por otro lado, quisiera mostrar mi gratitud y agradecimiento a mi tutora la Dr. Yaiza Cordero y a mis directores, los Drs. Pedro Pérez-Soriano y Alberto Encarnación Martínez. Mención especial a éste último, con quien estoy vinculado ya varios años. Gracias por el sinfín de tiempo dedicado para ayudarme, por el gran aprendizaje recibido durante estos años, que espero que continúen en el futuro.

Sería injusto no agradecer a todos mis compañeros, o mejor dicho, a todos mis amigos, con los que he tenido el placer y la suerte de compartir este tiempo.

Por último, quisiera dar las gracias a mi familia y a mi novia, por su apoyo y cariño, y sobre todo a mis padres, quienes tienen todo el mérito de que a día de hoy sea una persona feliz, estudiando lo que realmente me apasiona. Sin ellos, sin su esfuerzo, nada de esto hubiera sido posible.



## APORTACIÓN CIENTÍFICA DEL PROYECTO

La presentación de comunicaciones en congresos y jornadas nacionales e internacionales ha sido el medio más utilizado para dar difusión a la Tesis Doctoral. A continuación, se detallan las actividades llevadas a cabo para tal fin:

- **Comunicación Oral** en IV Congreso Internacional Universitario de Trail Running y Raids de Aventura 'Ruta de las Fortalezas' 2018: **"Influencia de la fatiga sobre los impactos recibidos durante la carrera a pie"**. Universidad Católica de Murcia (12 y 13 de abril de 2018).
- **Comunicación Oral** en I Congreso Internacional sobre Prescripción y Programación de Deporte y de Ejercicio en la Enfermedad Crónica y XXVI Jornadas Nacionales de Traumatología del Deporte: **"Efectos de la fatiga sobre la cinemática angular durante la carrera a pie"**. Universidad Católica de Murcia (8 y 9 de marzo de 2018).
- **Comunicación Oral y Premio a Mejor Comunicación Oral** en III Jornadas de Investigación y Doctorado: Reconocimiento de los Doctores en el Mercado Laboral: **"Efectos de la fatiga central y periférica sobre la respuesta biomecánica en la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica"**. Universidad Católica de Murcia (16 de junio de 2017).
- **Comunicación de Póster** en XXXVII Congreso Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales: **"Propuesta de transición de la técnica de apoyo a mediopié en la carrera a pie"**. Hospital Clínico Universitario San Carlos, Madrid (28 y 29 de noviembre de 2014).
- **Comunicación de Póster** en VIII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte: **"Lesiones asociadas a la técnica de apoyo en la carrera a pie. Revisión bibliográfica"**. Universidad de Extremadura, Cáceres (13-15 de noviembre de 2014).
- **Comunicación de Póster y Premio Accésit** en II Congreso de Biomecánica Aplicada: **"¿Natural running o calzado deportivo? Revisión bibliográfica"**. Universidad de Valencia (6 y 7 de noviembre de 2014).





## RESUMEN

La fatiga podría representar un factor de riesgo de lesión determinante durante la carrera a pie. Por ello, los objetivos fueron comparar los efectos de la fatiga central y periférica sobre distintas variables biomecánica en la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica, y analizar la influencia de la fuerza isocinética, extensibilidad, capacidad cardiorrespiratoria y parámetros antropométricos sobre dichos efectos. Para ello, se analizó la cinemática angular, impactos recibidos y variabilidad de la coordinación durante la carrera a pie, y la estabilidad postural dinámica en dieciocho corredores populares varones (N=18). Se realizó un protocolo de fatiga central de 30 minutos de carrera en tapiz rodante o de fatiga periférica en los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera en dinamómetro isocinético donde, tras finalizar, se realizaron las medidas post-fatiga.

La fatiga central aumentó la flexión de rodilla durante la absorción, el tiempo de apoyo, la inclinación anterior de la pierna en el despegue, la severidad de los impactos de altas frecuencias en tibia y la atenuación de bajas frecuencias, mientras descendió la variabilidad de la coordinación de la pierna en la propulsión terrestre. A su vez, la fatiga periférica incrementó la flexión de rodilla y la inclinación anterior de la pierna en el despegue y descendió la dorsiflexión de tobillo en el contacto inicial y la variabilidad de la rodilla con respecto a la eversión-inversión del tobillo en la absorción terrestre. Por otro lado, ambos tipos de fatiga descendieron la estabilidad registrada mediante *Modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT), pero mejoraron los valores iniciales del *Dynamic Postural Stability Index* (DPSI) test.

Además, la fatiga central produce mayores modificaciones que la fatiga periférica en la cinemática angular de cadera, rodilla y tobillo, potencias mayores en tibia y menores valores de rigidez. Por último, una fuerza mayor podría representar un factor protector contra las consecuencias de la fatiga en la carrera a pie, y un acortamiento en la musculatura isquiosural y del sóleo pueden actuar como factor de riesgo contra los impactos en tibia.



## ABSTRACT

Fatigue could represent an injury risk factor during running. Therefore, our objectives were to compare the effects of central and peripheral fatigue on running and dynamic postural stability biomechanics, and to analyze the influence of isokinetic strength, extensibility, cardiorespiratory fitness and anthropometric parameters on this changes with fatigue. To do this, pre and post-fatigue we analyzed angular kinematics, received impacts and variability of coordination during running, and dynamic postural stability in eighteen male popular runners (N = 18). After the initial measurements, we performed a 30-minute central fatigue protocol on the treadmill or a peripheral fatigue protocol in flexor and extensor muscles knee and hip using an isokinetic dynamometer. Next, we performed the post-fatigue measurements.

Central fatigue caused an increase of knee flexion during absorption phase, anterior leg inclination during takeoff, contact time, severity of high frequency impacts on tibia and attenuation of low frequencies, while decreased leg variability of coordination during stance propulsion. In turn, peripheral fatigue caused an increase of knee flexion and anterior leg tilt during takeoff, and a decrease dorsiflexion during initial contact, variability of coordination of knee with respect to ankle inversion-inversion during stance absorption. On the other hand, both types of fatigue decreased stability analyzed by Modified Star Excursion Balance Test (mSEBT) but improved initial values of Dynamic Postural Stability Index (DPSI) test.

In addition, central fatigue produces greater modifications than peripheral fatigue in hip, knee and ankle angular kinematics, greater impacts on tibia and lower stiffness values. Finally, a greater strength could represent a protective factor against the consequences of fatigue in running, and a hamstring and soleus shortening can act as a risk factor against the impacts on tibia.



## ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS, TABLAS Y DE ANEXOS .....	25
ÍNDICE DE FIGURAS.....	25
ÍNDICE DE TABLAS.....	35
ÍNDICE DE ANEXOS.....	41
SIGLAS Y ABREVIATURAS .....	43
I – INTRODUCCIÓN .....	45
1.1. Ubicación de la carrera a pie dentro de la sociedad .....	47
1.2. Lesiones en la carrera a pie.....	49
1.3. FACTORES DE RIESGO DE LESIÓN .....	50
<b>1.3.1. Factores sistemáticos o personales.....</b>	<b>51</b>
1.3.1.1. <i>Género</i> .....	51
1.3.1.2. <i>Edad</i> .....	52
1.3.1.3. <i>Altura</i> .....	53
1.3.1.4. <i>Índice de masa corporal (IMC)</i> .....	53
1.3.1.5. <i>Factores biomecánicos</i> .....	54
1.3.1.5.1. Fuerzas de reacción del suelo y absorción de impactos .....	54
1.3.1.5.2. Presiones plantares.....	58
1.3.1.5.3. Descripción biomecánica de la carrera a pie.....	60
1.3.1.5.4. Coordinación intersegmentaria .....	70
1.3.1.6. <i>Aspectos anatómicos</i> .....	71
1.3.1.7. <i>Otros aspectos sistemáticos o personales</i> .....	75
<b>1.3.2. Factores relacionados con el entrenamiento o la carrera .....</b>	<b>76</b>
1.3.2.1. <i>Experiencia deportiva</i> .....	76
1.3.2.2. <i>Motricidad específica del deporte</i> .....	77
1.3.2.3. <i>Dinámica de cargas</i> .....	77
1.3.2.4. <i>Frecuencia de entrenamiento</i> .....	77
1.3.2.5. <i>Volumen de entrenamiento</i> .....	78

1.3.2.6. <i>Intensidad de entrenamiento</i> .....	78
1.3.2.7. <i>Calentamiento</i> .....	79
1.3.2.8. <i>Competición</i> .....	79
1.3.2.9. <i>Fatiga</i> .....	79
1.3.2.10. <i>Momento de la sesión</i> .....	84
1.3.2.11. <i>Errores de entrenamiento</i> .....	85
1.3.2.12. <i>Condición física</i> .....	85
1.3.2.13. <i>Equipamiento</i> .....	85
1.3.2.13.1. <i>Superficie de carrera</i> .....	85
1.3.2.13.2. <i>Calzado</i> .....	89
1.3.2.13.3. <i>Otros equipamientos</i> .....	91
1.3.2.14. <i>Medio ambiente</i> .....	91
<b>1.3.3. Factores relacionados con la salud</b> .....	91
1.3.3.1. <i>Historial previo de lesiones</i> .....	91
1.3.3.2. <i>Historial médico o estado de salud</i> .....	92
1.3.3.3. <i>Estado psicológico</i> .....	92
1.3.3.4. <i>Ortesis o inserciones</i> .....	92
<b>1.3.4. Factores relacionados con el estilo de vida</b> .....	93
1.4. <b>FATIGA: FOCO DE ESTUDIO</b> .....	93
<b>1.4.1. Fatiga periférica, local o muscular</b> .....	94
1.4.1.1. <i>Causas de la fatiga periférica, local o muscular</i> .....	95
1.4.1.2. <i>Signos y síntomas de la fatiga periférica, local o muscular</i> .....	97
1.4.1.3. <i>Factores que modulan la fatiga periférica, local o muscular</i> .....	98
<b>1.4.2. Fatiga central o general</b> .....	98
1.4.2.1. <i>Causas de la fatiga central o general</i> .....	99
1.4.2.2. <i>Signos y síntomas de la fatiga central o general</i> .....	101
1.4.2.3. <i>Factores que modulan la fatiga central o general</i> .....	103
<b>II – JUSTIFICACIÓN</b> .....	105
<b>III – OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b> .....	111

3.1. OBJETIVOS .....	113
3.2. HIPÓTESIS.....	114
<b>IV - MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>117</b>
4.1. APROXIMACIÓN EXPERIMENTAL DEL PROBLEMA .....	119
4.2. DISEÑO DE INVESTIGACIÓN .....	120
4.3. DEFINICIÓN DE LA POBLACIÓN DE ESTUDIO .....	120
4.4. TEMPORALIZACIÓN Y FASES .....	121
4.5. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN .....	126
<b>4.5.1. Variables dependientes .....</b>	<b>126</b>
4.5.1.1. <i>Variables dependientes cinemáticas</i> .....	126
4.5.1.1.1. Cinemática angular durante la carrera a pie.....	126
4.5.1.1.2. Parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie ....	129
4.5.1.1.3. <i>Stiffness</i> o rigidez durante la carrera a pie .....	129
4.5.1.1.4. Coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie ....	130
4.5.1.1.5. Impactos y atenuación .....	131
4.5.1.1.5.1. Impactos y atenuación en el dominio del tiempo .....	131
4.5.1.1.5.2. Impactos y atenuación en el dominio de las frecuencias .....	132
4.5.1.1.6. Control postural dinámico .....	135
4.5.1.2. <i>Variables dependientes dinámicas</i> .....	136
4.5.1.2.1. Índice de estabilidad postural dinámica .....	136
<b>4.5.2. Variables independientes.....</b>	<b>137</b>
<b>4.5.3. Variables de control.....</b>	<b>137</b>
<b>4.5.4. Factores de investigación.....</b>	<b>138</b>
4.5.4.1. <i>Nivel de rendimiento</i> .....	138
4.5.4.2. <i>Fuerza de las extremidades inferiores</i> .....	138
4.5.4.3. <i>Rango de movimiento articular de las extremidades inferiores</i> .....	139
4.6. PROTOCOLO .....	139
<b>4.6.1. Día 1.....</b>	<b>140</b>

4.6.1.1. <i>Entrevista inicial</i> .....	141
4.6.1.2. <i>Test de velocidad aeróbica máxima</i> .....	145
<b>4.6.2. Día 2</b> .....	149
4.6.2.1. <i>Evaluación del rango de movimiento articular</i> .....	150
4.6.2.1.1. Test de extensión pasiva de cadera con rodilla flexionada.	151
4.6.2.1.2. Test de flexión pasiva de cadera con rodilla estirada.....	153
4.6.2.1.3. Test de dorsiflexión de tobillo con rodilla extendida y flexionada.....	155
4.6.2.1.4. Criterios de calidad para la valoración del ROM articular.	158
4.6.2.2. <i>Familiarización y pruebas pre-fatiga periférica</i> .....	160
4.6.2.2.1. Calentamiento .....	160
4.6.2.2.2. Evaluación de la estabilidad postural dinámica.....	160
4.6.2.2.2.1. <i>Modified Star Excursion Balance Test (mSEBT)</i> .....	161
4.6.2.2.2.2. <i>Dynamic Postural Stability Index (DPSI)</i> .....	165
4.6.2.2.3. Evaluación de la fuerza isocinética de flexores y extensores de rodilla y cadera.....	167
4.6.2.2.4. Test de carrera a pie en tapiz rodante.....	169
4.6.2.2.4.1. Instrumentación de los participantes.....	169
4.6.2.2.4.2. Registro de los patrones de movimiento y parámetros espacio-temporales en la carrera a pie.....	174
4.6.2.2.4.3. Registro de las características de los impactos durante la carrera a pie .....	177
4.6.2.2.4.4. Desarrollo de la prueba .....	179
4.6.2.3. <i>Protocolo de fatiga periférica</i> .....	180
4.6.2.4. <i>Pruebas post-fatiga periférica</i> .....	182
<b>4.6.3. Día 3</b> .....	183
4.6.3.1. <i>Calentamiento</i> .....	184
4.6.3.2. <i>Pruebas pre-fatiga central</i> .....	184
4.6.3.3. <i>Protocolo de fatiga central</i> .....	184



4.6.3.4. Pruebas post-fatiga general .....	186
4.7. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.....	188
<b>4.7.1. Procesamiento de la señal cinemática relacionada con ángulos de movimiento y parámetros espacio-temporales.....</b>	<b>188</b>
4.7.1.1. Preparación de la señal registrada en la aplicación Motive de Optitrack .....	188
4.7.1.2. Detección de los eventos relevantes y cálculo de los ángulos de los segmentos corporales durante la carrera a pie .....	193
4.7.1.3. Cálculo de las variables espacio-temporales durante la carrera a pie ..	196
4.7.1.4. Cálculo de las variables de rigidez o stiffness durante la carrera a pie	197
4.7.1.5. Cálculo de las variables de coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie .....	198
<b>4.7.2. Procesamiento de la señal de acelerometría.....</b>	<b>200</b>
4.7.2.1. Análisis de la señal de acelerometría en el dominio del tiempo .....	201
4.7.2.2. Análisis de la señal de acelerometría en el dominio de las frecuencias	202
<b>4.7.3. Procesamiento de los datos obtenidos del mSEBT .....</b>	<b>207</b>
<b>4.7.4. Procesamiento de los datos obtenidos del DPSI.....</b>	<b>208</b>
<b>4.7.5. Procesamiento de los datos obtenidos de las pruebas en dinamómetro isocinético.....</b>	<b>209</b>
4.8. ANÁLISIS DE DATOS.....	210
<b>V - RESULTADOS .....</b>	<b>217</b>
5.1. ANÁLISIS EXPLORATORIO Y DESCRIPTIVO .....	217
<b>5.1.1. Análisis exploratorio de los factores de investigación: rango de movimiento articular.....</b>	<b>217</b>
<b>5.1.2. Análisis exploratorio de los factores de investigación: fuerza concéntrica isocinética .....</b>	<b>218</b>
<b>5.1.3. Análisis exploratorio de los factores de investigación: rendimiento y fatiga.....</b>	<b>219</b>
<b>5.1.4. Análisis exploratorio de las variables dependientes relacionadas con la carrera a pie.....</b>	<b>220</b>

5.1.4.1. <i>Análisis exploratorio de las variables dependientes: cinemática angular</i>	220
5.1.4.2. <i>Análisis exploratorio de las variables dependientes: parámetros espacio-temporales</i>	221
5.1.4.3. <i>Análisis exploratorio de las variables dependientes: variabilidad</i>	223
5.1.4.4. <i>Análisis exploratorio de las variables dependientes: stiffness o rigidez</i>	227
5.1.4.5. <i>Análisis exploratorio de las variables dependientes: impacto recibidos y atenuación</i>	228
5.1.4.5.1. <i>Análisis exploratorio de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo</i>	228
5.1.4.5.2. <i>Análisis exploratorio de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias</i>	230
<b>5.1.2. Análisis exploratorio de las variables dependientes: estabilidad postural dinámica</b>	234
5.1.2.1. <i>Análisis exploratorio de las variables de relacionadas con la estabilidad postural dinámica: mSEBT</i>	234
5.1.2.2. <i>Análisis exploratorio de las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica: test DPSI</i>	236
5.2. ANÁLISIS INFERENCIAL	237
<b>5.2.1. Análisis inferencial de las variables cinemáticas durante la carrera a pie</b>	237
5.2.1.1. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular</i>	238
5.2.1.1.1. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de <b>contacto inicial</b></i>	238
5.2.1.1.2. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de <b>máxima flexión de rodilla</b></i>	240
5.2.1.1.3. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de <b>despegue</b></i>	243
5.2.1.1.4. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de <b>máxima oscilación</b></i>	245

5.2.1.2. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: parámetros espacio-temporales</i> .....	246
5.2.1.3. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: variabilidad</i> .....	249
5.2.1.4. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: stiffness o rigidez</i> .	251
5.2.1.5. <i>Análisis inferencial de las variables dependientes: impactos recibidos y atenuación</i> .....	253
5.2.1.5.1. <i>Análisis inferencial de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo</i> .....	253
5.2.1.5.2. <i>Análisis inferencial de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias</i> .	254
<b>5.2.2. Análisis inferencial de las variables dependientes: estabilidad postural dinámica</b> .....	257
5.2.2.1. <i>Análisis inferencial de las variables del test mSEBT</i> .....	257
5.2.2.2. <i>Análisis inferencial de las variables del test DPSI</i> .	259
5.3. ANÁLISIS CORRELACIONAL .....	261
<b>5.3.1. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables dependientes analizadas</b>	261
5.3.1.1. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de cinemática angular</i> .....	262
5.3.1.2. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de parámetros espacio-temporales</i> .....	263
5.3.1.3. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de rigidez o stiffness</i> .....	263
5.3.1.4. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de impactos recibidos y atenuación</i> .....	264

5.3.1.5. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de variabilidad</i> .....	265
5.3.1.6. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de estabilidad</i> .....	266
5.3.1.6.1. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de estabilidad del mSEBT</i> .....	266
5.3.1.6.2. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de estabilidad del test DPSI</i> .....	267
5.3.1.7. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de diferencias delta o de medias</i> .....	267
<b>5.3.2. <b>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables dependientes analizadas</b></b> .....	<b>268</b>
5.3.2.1. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de cinemática angular</i> .....	269
5.3.2.2. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de rigidez o stiffness</i> .....	270
5.3.2.3. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de variabilidad</i> .....	270

5.3.2.4. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de estabilidad</i> .....	271
5.3.2.4.1. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de estabilidad del mSEBT</i> .....	271
5.3.2.4.2. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de estabilidad del test DPSI</i> .....	272
5.3.2.5. <i>Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de diferencias delta o de medias</i> .....	272
5.4. RESUMEN DE RESULTADOS.....	273
<b>5.4.1. Resumen de resultados de los efectos de fatiga en la carrera a pie</b>	<b>273</b>
<b>5.4.2. Resumen de resultados de los efectos de fatiga en la estabilidad postural dinámica</b> .....	<b>276</b>
<b>5.4.3. Resumen de resultados de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga</b> .....	<b>277</b>
VI – DISCUSIÓN .....	279
6.1. EFECTOS DE LA FATIGA SOBRE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS ANALIZADAS DURANTE CARRERA A PIE.....	281
<b>6.1.1. Efectos de la fatiga sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie</b> .....	<b>281</b>
6.1.1.1. <i>Efectos de la fatiga central sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie</i> .....	281
6.1.1.2. <i>Efectos de la fatiga periférica sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie</i> .....	286
6.1.1.3. <i>Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie</i> .....	287

<b>6.1.2. Efectos de la fatiga sobre parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie .....</b>	<b>288</b>
6.1.2.1. <i>Efectos de la fatiga central sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie .....</i>	<i>288</i>
6.1.2.2. <i>Efectos de la fatiga periférica sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie .....</i>	<i>289</i>
6.1.2.3. <i>Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie .....</i>	<i>289</i>
<b>6.1.3. Efectos de la fatiga sobre las características de rigidez durante la carrera a pie .....</b>	<b>290</b>
6.1.3.1. <i>Efectos de la fatiga central sobre las características de rigidez durante la carrera a pie .....</i>	<i>290</i>
6.1.3.2. <i>Efectos de la fatiga periférica sobre las características de rigidez durante la carrera a pie .....</i>	<i>292</i>
6.1.3.3. <i>Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de rigidez durante la carrera a pie .....</i>	<i>293</i>
<b>6.1.4. Efectos de la fatiga sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie .....</b>	<b>293</b>
6.1.4.1. <i>Efectos de la fatiga central la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie .....</i>	<i>293</i>
6.1.4.2. <i>Efectos de la fatiga periférica sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie .....</i>	<i>295</i>
6.1.4.3. <i>Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie .....</i>	<i>295</i>
<b>6.1.5. Efectos de la fatiga sobre las características de impacto .....</b>	<b>295</b>
6.1.5.1. <i>Efectos de la fatiga central sobre las características de impacto en el dominio del tiempo.....</i>	<i>296</i>
6.1.5.2. <i>Efectos de la fatiga periférica sobre las características de impacto en el dominio del tiempo.....</i>	<i>300</i>
6.1.5.3. <i>Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de impacto en el dominio del tiempo .....</i>	<i>300</i>

6.1.5.4. Efectos de la fatiga central sobre las características de impacto en el dominio de las frecuencias .....	301
6.1.5.5. Efectos de la fatiga periférica sobre las características de impacto en el dominio de las frecuencias .....	304
6.1.5.6. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de impacto en el dominio de las frecuencias .....	305
<b>6.2. EFECTOS DE LA FATIGA SOBRE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS Y DINÁMICAS ANALIZADAS CORRESPONDIENTES A LA ESTABILIDAD POSTURAL DINÁMICA .....</b>	<b>305</b>
<b>6.2.1. Efectos de la fatiga sobre estabilidad postural dinámica evaluada con el test mSEBT.....</b>	<b>306</b>
6.2.2.1. Efectos de la fatiga central sobre la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.....	306
6.2.2.2. Efectos de la fatiga periférica sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test mSEBT .....	307
6.2.2.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test mSEBT .....	309
<b>6.2.2. Efectos de la fatiga sobre estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI.....</b>	<b>309</b>
6.2.2.1. Efectos de la fatiga central sobre sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI .....	310
6.2.2.2. Efectos de la fatiga periférica sobre sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI .....	311
6.2.2.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI.....	313
<b>6.3. INFLUENCIA DE LOS FACTORES DE INVESTIGACIÓN SOBRE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS Y DINÁMICAS ANALIZADAS EN PRESENCIA DE FATIGA.....</b>	<b>313</b>
<b>6.3.1. Influencia de los factores de investigación sobre las variables cinemáticas y dinámicas analizadas en presencia de fatiga central .....</b>	<b>314</b>
<b>6.3.2. Influencia de los factores de investigación sobre las variables cinemáticas y dinámicas analizadas en presencia de fatiga periférica ....</b>	<b>318</b>

<b>VII – CONCLUSIONES .....</b>	<b>321</b>
<b>VIII – APLICACIONES PRÁCTICAS.....</b>	<b>327</b>
<b>IX – LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>333</b>
<b>X – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>339</b>
<b>XI – ANEXOS .....</b>	<b>389</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS, TABLAS Y DE ANEXOS

### ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1.** Modelos de péndulo invertido y masa-muelle de la marcha y la carrera a pie respectivamente. Adaptado de “Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement” por T. J. Roberts & E. Azizi, 2011, *The Journal of Experimental Biology*, 214, 355..... 48
- Figura 2.** Factores de riesgo de lesión descritos en el presente trabajo. Elaboración propia..... 51
- Figura 3.** Fuerzas de reacción del suelo y cinemática del pie corriendo a 3.5 m/s con pisada de retropié. Adaptado de “Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study” por A. I. Daoud, G. J. Geissler, F. Wang, J. Saretsky, Y. A. Daoud, & D. E. Lieberman, 2012, *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 44(7), 1326..... 55
- Figura 4.** Presión plantar durante el primer contacto del pie (A), el primer contacto con los metatarsos (B), el apoyo de la planta entera (C), el despegue del talón (D) y el último contacto del pie (E). Adaptado de “The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running” por T. M. Willems, R. De Ridder & P. Roosen, 2012, *Gait & Posture*, 35, 406..... 59
- Figura 5.** Diferentes fases de un paso de carrera de un corredor de medio fondo: 1-3) fase de impulso; 4-6) fase de suspensión o vuelo; 7) fase de amortiguamiento o apoyo; 8-9) fase de recepción o adelantamiento del centro de gravedad. Adaptado de *Medio Fondo y Fondo. La Preparación del corredor de Resistencia*, (pp. 232), por M. García-Verdugo & L. M. Landa, 2005, Madrid: Real Federación Española de Atletismo. .... 61
- Figura 6.** EMG. Actividad muscular representada por barras sólidas en relación al ciclo de carrera. IC: contacto inicial, TO: despegue. Adaptado de “The biomechanics of running” por T. F. Novacheck, 1998, *Gait and Posture*, 7(1), 81. ... 62
- Figura 7.** Tipos de apoyo del pie en dirección anteroposterior. Elaboración propia. .... 64
- Figura 8.** Fuerzas de reacción del suelo y cinemática del pie corriendo a 3.5 m/s con pisada de antepié. Adaptado de “Foot Strike and Injury Rates in Endurance

Runners: A Retrospective Study” por A. I. Daoud, G. J. Geissler, F. Wang, J. Saretsky, Y. A. Daoud, & D. E. Lieberman, 2012, <i>Medicine &amp; Science In Sports &amp; Exercise</i> , 44(7), 1326.....	69
<b>Figura 9.</b> Desviaciones medias en los ángulos articulares de patrones promedio de movimiento en los grupos de menor (negro) y mayor (gris) kilometraje por semana. Adaptado de “The Role of Running Mileage on Coordination Patterns in Running” por K. A. Boyer, J. F. Silvernail & J. Hamill, 2014, <i>Journal of Applied Biomechanics</i> , 30(5), 652.....	71
<b>Figura 10.</b> Cadena de procesos fisiológicos que suceden entre el sistema nervioso central y el músculo durante la contracción muscular. Adaptado de Fatiga, dolor muscular tardío y sobreentrenamiento (pp. 756), por J.A. López-Calbet & C. Dorado-García, (2006). En J. López Chicharro, y A. Fernández-Vaquero (Eds.), <i>Fisiología del Ejercicio</i> (pp. 755-811). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.82	
<b>Figura 11.</b> Factores implicados en la sensación de fatiga. Adaptado de Fatiga, dolor muscular tardío y sobreentrenamiento (pp. 757), por J.A. López-Calbet & C. Dorado-García, (2006). En J. López Chicharro, y A. Fernández-Vaquero (Eds.), <i>Fisiología del Ejercicio</i> (pp. 755-811). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.83	
<b>Figura 12.</b> Esfuerzo axial tibial corriendo sobre tapiz rodante y sobre superficie (izquierda) y ratio de esfuerzo axial tibial corriendo sobre tapiz rodante y sobre superficie (derecha) donde las barras representan la desviación estándar (* p<0.0001; ** p<0.001). Adaptado de “Are overground or treadmill runners more likely to sustain tibial stress fracture?” por C. Milgrom, A. Finestone, S. Segev, C. Olin, T. Arndt & I. Ekenman, 2003, <i>British Journal of Sports Medicine</i> , 37(2), 162. .89	
<b>Figura 13.</b> Modificaciones de la fatiga periférica en la carrera a pie y en la estabilidad postural dinámica. Elaboración Propia. ....	107
<b>Figura 14.</b> Modificaciones de la fatiga central en la carrera a pie y en la estabilidad postural dinámica. Elaboración Propia.....	108
<b>Figura 15.</b> Plan de trabajo.....	123
<b>Figura 16.</b> Fases del ciclo de la carrera a pie. 1: Fase de absorción durante el apoyo (ABS_T), 2: Fase de generación o propulsión durante el apoyo (PROP_T), 3: Fase de generación o propulsión durante la oscilación (PROP_AE), 4: Fase de oscilación	

inversa, 5: Fase de absorción durante la oscilación (ABS_AE). Adaptado de “The biomechanics of running” por T. M. Novacheck, 1998, <i>Gait &amp; Posture</i> , 7, 79. ....	127
<b>Figura 17.</b> Convención empleada para definir los ángulos analizados en el plano sagital (izquierda) y frontal (derecha). Elaboración propia. ....	128
<b>Figura 18.</b> Ejemplo de representación de la cinemática del tobillo con respecto a la tibia mediante la técnica de <i>vector-coding</i> . EV: Eversión, INV: Inversión, TER: Rotación Externa Tibial, TIR: Rotación Interna Tibial. Adaptado de “Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding”, por P. Rodrigues, R. Chang, T. TenBroek, R. van Emmerik & J. Hamill, 2015, <i>Journal of Applied Biomechanics</i> , 31, 89. ....	131
<b>Figura 19.</b> Localización de pico máximo (MAX), pico mínimo (MIN) y ratio o diferencia entre mínimo y máximo (RAT) en la señal de tibia (izquierda) y cabeza (derecha). Modificado de “Effects of structural components of artificial turf on the transmission of impacts in football players” por A. Encarnación-Martínez, A. García-Gallart, A. M. Gallardo, J. A. Sánchez-Sáez, & J. Sánchez-Sánchez, 2017, <i>Sports Biomechanics</i> , 3, doi: 10.1080/14763141.2017.1285347. ....	132
<b>Figura 20.</b> Localización de aspectos y variables relevantes en el dominio de las frecuencias. Modificado de “Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running” por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, <i>Journal of Sport and Health Science</i> , 3, 117. ....	133
<b>Figura 21.</b> Direcciones analizadas en la prueba <i>Modified Star Excursion Balance Test</i> . Elaboración propia. ....	135
<b>Figura 22.</b> Esquema del protocolo de medición. Elaboración propia. ....	140
<b>Figura 23.</b> Esquema de los principales protocolos utilizados en ergometría. Adaptado de Pruebas funcionales de valoración aeróbica (pp. 451), por M. Pérez-Ruiz, (2006). En J. López Chicharro & A. Fernández-Vaquero, (Eds.), <i>Fisiología del Ejercicio</i> . Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A. ....	147
<b>Figura 24.</b> Preparación de la pista de atletismo de 400 m para el test de 5 minutos. Elaboración propia. ....	148
<b>Figura 25.</b> Representación del laboratorio de medición dividido en tres zonas. Zona 1: se efectuó la instrumentación de los participantes y la evaluación del rango de movimiento articular. Zona 2: se llevó a cabo el test de carrera, protocolo de fatiga	

central, DPSI y mSEBT. Zona 3: se registró el torque muscular y se realizó el protocolo de fatiga periférica. Elaboración propia. ....	150
<b>Figura 26.</b> Valoración del ROM de la musculatura del psoas mayor. Elaboración propia. ....	152
<b>Figura 27.</b> Valoración del ROM pasivo de la musculatura del cuádriceps. Elaboración propia. ....	153
<b>Figura 28.</b> Valoración de la flexión pasiva de cadera con rodilla estirada. Elaboración propia. ....	155
<b>Figura 29.</b> Valoración de la dorsiflexión de tobillo con rodilla extendida. Elaboración propia. ....	157
<b>Figura 30.</b> Valoración de la dorsiflexión de tobillo con rodilla flexionada. Elaboración propia. ....	158
<b>Figura 31.</b> Direcciones a alcanzar del <i>Star Excursion Balance Test</i> (SEBT) con pie derecho apoyado (izquierda) y pie izquierdo apoyado (derecha). Adaptado de “Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review”, por P.A. Gribble, J. Hertel & P. Plisky, 2012, <i>Journal of Athletic Training</i> , 47(3), 340. ....	162
<b>Figura 32.</b> <i>Lower Quarter Y Balance Test</i> en dirección anterior (A), posteromedial (B) y posterolateral (C). Adaptado de “The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test”, por P.J. Plisky, P.P. Gorman, R.J. Butler, K.B. Kiesel, F.B. Underwood & B. Elkins, 2009, <i>North American Journal of Sports Physical Therapy</i> , 4(2), 95-96. ....	163
<b>Figura 33.</b> <i>Modified Star Excursion Balance Test</i> (mSEBT) en dirección anterior (A), posterolateral (B) y posteromedial (C). Elaboración propia. ....	164
<b>Figura 34.</b> Protocolo de DPSI adoptado en la presente investigación. Elaboración propia. ....	166
<b>Figura 35.</b> Registro de la fuerza isocinética de la musculatura flexora y extensora de rodilla y cadera (Biodex System Pro 3™, Biodex Medical Systems, Inc., Nueva York, Estados Unidos). Elaboración propia. ....	168
<b>Figura 36.</b> Material necesario para la instrumentación de los participantes. Elaboración propia. ....	170

<i>Figura 37.</i> Secuencia de instrumentación de los marcadores reflectantes. Ejemplo del punto anatómico del trocánter mayor del fémur (cadera). Elaboración propia. ....	171
<i>Figura 38.</i> Colocación de los marcadores reflectantes; vista anterior (A), lateral (B) y posterior (C). Elaboración propia. ....	172
<i>Figura 39.</i> Instrumentación final del participante. Elaboración propia.....	173
<i>Figura 40.</i> Detección (izquierda) y seguimiento (derecha) del centro del marcador por las 3 cámaras. Elaboración propia. ....	174
<i>Figura 41.</i> Representación que nos ofrece el sistema de filmación Optitrack desde el lado que filman las cámaras (A), el contrario (B) y vista posterior (C) y anterior (D) de la pierna del participante. Elaboración propia.....	175
<i>Figura 42.</i> Posición de calibración (A) y ángulo de la posición base de la extremidad inferior (cadera-rodilla-tobillo) considerada como estirada o recta (B). Elaboración propia.....	176
<i>Figura 43.</i> Filmación del patrón de movimiento. Elaboración propia. ....	177
<i>Figura 44.</i> Verificación del adecuada calibración y funcionamiento del sistema de acelerometría. Elaboración propia. ....	178
<i>Figura 45.</i> Colocación del receptor de acelerometría en la cintura. Elaboración propia.....	179
<i>Figura 46.</i> Test de carrera en tapiz rodante a 3.89 m/s o 14 km/h. Elaboración propia. ....	180
<i>Figura 47.</i> Protocolo de fatiga periférica de los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera (Biodex System Pro 3™, Biodex Medical Systems, Inc., Nueva York, Estados Unidos). Elaboración propia. ....	182
<i>Figura 48.</i> Test de 30 minutos corriendo en tapiz rodante al 85% VAM. Elaboración propia.....	186
<i>Figura 49.</i> Proceso de etiquetado de marcadores. Elaboración propia.....	189
<i>Figura 50.</i> Proceso de juntado de la señal del calcáneo perdida, donde se refleja el marcador sin juntar (arriba) y juntado (abajo). Elaboración propia. ....	190
<i>Figura 51.</i> Señal del marcador del maléolo sin (A) y con (B) huecos rellenados. Elaboración propia.....	191

- Figura 52.** Señal del marcador del maléolo sin (A) y con (B) suavizado con un filtro de máximo de 6 Hz. Elaboración propia..... 192
- Figura 53.** Convención empleada para definir los ángulos analizados en el plano sagital (izquierda) y frontal (derecha). Elaboración propia. .... 193
- Figura 54.** Identificación de puntos clave durante la carrera a pie en la señal de rodilla, donde se muestran los instantes de contacto inicial (CI), máxima flexión de rodilla (MFR), despegue (DESP) y máxima oscilación (OM). En el eje vertical se muestra la flexión de rodilla donde 0 representa extensión completa (posición adoptada durante la calibración), mientras en el eje X se describe el porcentaje de zancada donde 0 indica el contacto inicial de una zancada y 100 el contacto inicial de la siguiente. Elaboración propia. .... 195
- Figura 55.** Método para observar el movimiento de la tibia con respecto al calcáneo en el eje frontal. La línea roja representa la proyección de la línea de la tibia y la línea negra la proyección de la línea del calcáneo. Elaboración propia. .... 196
- Figura 56.** Variabilidad de la coordinación del segmento de la rodilla. La línea negra representa el valor promedio, mientras la zona verde es la desviación estándar. En el eje vertical se muestra la flexión de rodilla donde 0 representa extensión completa (posición adoptada durante la calibración), mientras en el eje X se describe el porcentaje de zancada donde 0 indica el contacto inicial de una zancada y 100 el contacto inicial de la siguiente. Elaboración propia. .... 198
- Figura 57.** Ejemplo de cálculo de variabilidad de la coordinación entre el ángulo del muslo y de la pierna durante 3 zancadas consecutivas. Adaptado de “Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running” por J. F. Hafer & K. A. Boyer, 2017, *Gait & Posture*, 51, 223..... 199
- Figura 58.** Representación ángulo-ángulo para la fase de apoyo, donde el eje horizontal representa el ángulo de rodilla y el eje vertical el ángulo de inversión-eversión. Elaboración propia. .... 200
- Figura 59.** Curva típica de la fase de pisada en las aceleraciones en el dominio de las frecuencias en tibia (izquierda) y cabeza (derecha) durante la carrera a pie, donde CI representa el instante de contacto inicial. Adaptado de “Impacts and

kinematic adjustments during an exhaustive run” por T. R. Derrick, D. Dereu & S. P. McLean, 2002, <i>Medicine and Science in Sports and Exercise</i> , 34(6), 1000.....	202
<b>Figura 60.</b> Diagrama esquemático de los pasos en la determinación de la densidad de la potencia espectral de los datos de acelerometría. Adaptado de “Spectral Analysis of impact Shock During Running” por M. R. Shorten & D. S. Wislow, 1992, <i>International Journal of Sport Biomechanics</i> , 8, 295.....	203
<b>Figura 61.</b> Media de potencia espectral de las señales de aceleración de la tibia (A) y de la cabeza (B) comparadas entre pisada de retropié (línea negra) y pisada de antepié (línea gris). Las cajas indican en rango de bajas frecuencia (3-8 Hz) y altas frecuencias (9-20 Hz). Adaptado de “Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running” por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, <i>Journal of Sport and Health Science</i> , 3, 117. ....	205
<b>Figura 62.</b> Atenuación comparada entre pisada de retropié (línea negra) y pisada de antepié (línea gris). Las cajas indican en rango de bajas frecuencia (3-8 Hz) y altas frecuencias (9-20 Hz). Adaptado de “Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running” por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, <i>Journal of Sport and Health Science</i> , 3, 117. ....	207
<b>Figura 63.</b> Variables evaluadas en la prueba de evaluación de la fuerza isocinética de los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera. PPC: Pico del Par Concéntrico, APPC: Ángulo del Pico del Par Concéntrico, TPPC: Tiempo hasta lograr el Pico del Par Concéntrico, E: Extensión, F: Flexión. Elaboración propia.	210
<b>Figura 64.</b> Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas angulares durante la fase de contacto inicial. *: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia. ....	239
<b>Figura 65.</b> Resultados de la diferencia delta ( $\Delta$ ) o de medias entre la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas angulares durante la fase de contacto inicial. *: $p < 0.05$ . Elaboración propia. ....	240
<b>Figura 66.</b> Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas angulares durante la fase de máxima flexión de rodilla. ††: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.01$ ), ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia. ....	242

- Figura 67.** Resultados de la diferencia delta ( $\Delta$ ) o de medias entre la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas angulares durante la fase de máxima flexión de rodilla. \*:  $p < 0.05$ . Elaboración propia. .... 243
- Figura 68.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas angulares durante la fase de despegue. \*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), \*\*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.01$ ), ††: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.01$ ). Elaboración propia. .... 244
- Figura 69.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas espacio-temporales durante la carrera a pie. †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ), -: Tendencia a la significación entre la fatiga periférica y central post-fatiga, ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia. .... 248
- Figura 70.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas de variabilidad o coordinación durante la carrera a pie. \*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ), ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ), ††: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.01$ ). Elaboración propia. .... 251
- Figura 71.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie. ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia. .... 252
- Figura 72.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas de acelerometría en el dominio de las frecuencias durante la carrera a pie. †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia. .... 256
- Figura 73.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre el rendimiento en la prueba *Modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT). %LP: Porcentaje de la Pierna, \*\*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.01$ ), ††: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.01$ ). Elaboración propia. .... 259
- Figura 74.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre el rendimiento en la prueba *Dynamic Postural Stability Index* (DPSI). \*: Diferencias pre



y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.....	261
<b>Figura 75.</b> Promedio del perfil de PSD de la señal de aceleración en tibia durante la fase de pisada. Adaptado de “Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures” por J. Mizrahi, O. Verbitsky, & E. Isakov, 2000, <i>Annals of Biomedical Engineering</i> , 28, 466.....	301
<b>Figura 76.</b> Frecuencia media durante la prueba. Adaptado de “Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures” por J. Mizrahi, O. Verbitsky, & E. Isakov, 2000, <i>Annals of Biomedical Engineering</i> , 28, 466.....	302
<b>Figura 77.</b> Atenuación en el dominio de las frecuencias de la señal de acelerometría entre tibia y sacro durante un protocolo de fatiga de 30 minutos. Adaptado de “Shock accelerations and attenuation in downhill and level running” por J. Mizrahi, O. Verbitsky, & E. Isakov, 2000, <i>Clinical Biomechanics</i> , 15, 19.....	304
<b>Figura 78.</b> Modificaciones post-fatiga durante la carrera a pie mostradas en el presente estudio, donde se reflejan los cambios post-fatiga central (negro) y post-fatiga periférica (azul), las diferencias post-fatiga entre la fatiga periférica y central (verde) y las diferencias delta ( $\Delta$ ) (rojo). FC: Fatiga Central, FP: Fatiga Periférica. ↑: Aumento, ↓: Descenso, >: Mayores valores en un determinado tipo de fatiga, <: Menores valores en un determinado tipo de fatiga. Elaboración propia.....	330



## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Ratio de lesiones (por cada 10.000 millas) repetitivas, traumáticas, predictoras de pisada de antepié y predictoras de pisada de talón. Adaptado de “Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study”, por A. I. Daoud, G. J. Geissler, F. Wang, J. Saretsky, Y. A. Daoud, y D. E. Lieberman, 2012, <i>Medicine Sciences Sports Exercices</i> , 44(7), 1330.....	68
<b>Tabla 2.</b> Características de la muestra.....	120
<b>Tabla 3.</b> Cronograma del proyecto.....	124
<b>Tabla 4.</b> Variables cinemáticas angulares.....	127
<b>Tabla 5.</b> Variables cinemáticas espacio-temporales durante la carrera a pie. ....	129
<b>Tabla 6.</b> Variables de rigidez o <i>stiffness</i> .....	130
<b>Tabla 7.</b> Variables cinemáticas de coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie. ....	130
<b>Tabla 8.</b> Variables dependientes cinemáticas de acelerometría en el análisis del dominio temporal.....	132
<b>Tabla 9.</b> Variables dependientes cinemáticas de acelerometría en el análisis del dominio de las frecuencias.....	134
<b>Tabla 10.</b> Variable cinemática de control postural. ....	135
<b>Tabla 11.</b> Variables de la estabilidad postural dinámica.....	136
<b>Tabla 12.</b> Variables independientes. ....	137
<b>Tabla 13.</b> Variables de control.....	137
<b>Tabla 14.</b> Factores de fuerza muscular.....	138
<b>Tabla 15.</b> Factores de flexibilidad articular. ....	139
<b>Tabla 16.</b> Estratificación de riesgos. Reproducido de ACSM, 2000. Adaptado de Consulta y valoración de la salud del cliente (pp. 205), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), <i>Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal</i> . Badalona: Paidotribo. ....	142
<b>Tabla 17.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables de ROM.....	217
<b>Tabla 18.</b> Niveles de acortamiento de los distintos grupos musculares analizados. ....	217

<b>Tabla 19.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables relacionadas con la fuerza isocinética. ....	218
<b>Tabla 20.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables de rendimiento y fatiga.....	219
<b>Tabla 21.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la prueba de fatiga periférica.	219
<b>Tabla 22.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas angulares durante la carrera a pie. ....	220
<b>Tabla 23.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables espacio-temporales durante la carrera a pie.....	221
<b>Tabla 24.</b> Resultados descriptivos de las variables espacio-temporales durante las fases de la carrera a pie.....	222
<b>Tabla 25.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables espacio-temporales durante la carrera a pie.....	223
<b>Tabla 26.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con la variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.....	224
<b>Tabla 27.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con la variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.....	225
<b>Tabla 28.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en fatiga periférica y central en las variables cinemáticas relacionadas con la variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie. ....	226
<b>Tabla 29.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie. ....	227
<b>Tabla 30.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie.....	227
<b>Tabla 31.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo.....	228

<b>Tabla 32.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo. ....	229
<b>Tabla 33.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias. ....	230
<b>Tabla 34.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias. ....	232
<b>Tabla 35.</b> Resultados estadísticos descriptivos de estabilidad postural dinámica durante el mSEBT. ....	234
<b>Tabla 36.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central durante el mSEBT. ....	235
<b>Tabla 37.</b> Resultados estadísticos descriptivos de las variables de estabilidad postural relacionadas con la estabilidad postural dinámica durante el test DPSI. ....	236
<b>Tabla 38.</b> Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en fatiga periférica y central en las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural. ....	237
<b>Tabla 39.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase de contacto inicial. ....	238
<b>Tabla 40.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase máxima flexión de rodilla. ....	241
<b>Tabla 41.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase de despegue. ....	243
<b>Tabla 42.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase de máxima oscilación. ....	245

<b>Tabla 43.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman para las variables espacio-temporales. ....	246
<b>Tabla 44.</b> Resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas en las variables cinemáticas de variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.....	249
<b>Tabla 45.</b> Resultados de la prueba K para muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas de variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie. ....	249
<b>Tabla 46.</b> Resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas para las variables de rigidez.....	251
<b>Tabla 47.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo. ....	253
<b>Tabla 48.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias. ....	254
<b>Tabla 49.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo. ....	257
<b>Tabla 50.</b> Resultados de la prueba T de muestras relacionadas o de la prueba K de dos muestras relacionadas de Wilcoxon en las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo. ....	258
<b>Tabla 51.</b> Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables de estabilidad cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural. ....	260
<b>Tabla 52.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas angulares durante la carrera a pie post-fatiga central.....	262

<b>Tabla 53.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes espacio-temporales durante la carrera a pie post-fatiga central.....	263
<b>Tabla 54.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie post-fatiga central.....	263
<b>Tabla 55.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas de impactos en el dominio de las frecuencias durante la carrera a pie post-fatiga central.....	264
<b>Tabla 56.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de variabilidad durante la carrera a pie post-fatiga central.....	265
<b>Tabla 57.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga central cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.....	266
<b>Tabla 58.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga central cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.....	267
<b>Tabla 59.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de diferencias delta o diferencia de medias pre y post-fatiga central.....	268
<b>Tabla 60.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas angulares durante la carrera a pie post-fatiga periférica.....	269
<b>Tabla 61.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie post-fatiga periférica.....	270
<b>Tabla 62.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de variabilidad durante la carrera a pie post-fatiga periférica.....	270

<b>Tabla 63.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga periférica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.....	271
<b>Tabla 64.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga periférica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural. ....	272
<b>Tabla 65.</b> Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de diferencias delta o diferencia de medias pre y post-fatiga periférica.....	273
<b>Tabla 66.</b> Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie en la fase de contacto inicial.....	274
<b>Tabla 67.</b> Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie en la fase de máxima flexión de rodilla.....	274
<b>Tabla 68.</b> Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie en la fase de máxima flexión de rodilla.....	275
<b>Tabla 69.</b> Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie durante el ciclo completo de carrera. ....	275
<b>Tabla 70.</b> Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el mSEBT.....	276
<b>Tabla 71.</b> Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI.....	276



## ÍNDICE DE ANEXOS

<b>ANEXO 1.</b> Cuestionario PAR-Q. Modificado de Consulta y valoración de la salud del cliente (pp. 219), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), <i>Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal</i> . Badalona: Paidotribo. ....	389
<b>ANEXO 2.</b> Umbrales de los factores de riesgo de enfermedad coronaria. Reproducido de ACSM, 2000. Adaptado de Consulta y valoración de la salud del cliente (pp. 198), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), <i>Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal</i> . Badalona: Paidotribo. ....	390
<b>ANEXO 3.</b> Informe del Comité de Ética de la UCAM. ....	391
<b>ANEXO 4.</b> Consentimiento informado. ....	392
<b>ANEXO 5.</b> Documento de información para sujetos sometidos a estudio. ....	393



## SIGLAS Y ABREVIATURAS

$\Delta$ : Diferencia delta	<b>m</b> : Metro/s
$^{\circ}$ : Grados	<b>MAI</b> : Magnitud de Absorción del Impacto
$\Sigma$ : Sumatorio	<b>MAX</b> : Máximo
<b>ABS_AE</b> : Absorción Aérea	<b>MED</b> : Promedio
<b>ABS_T</b> : Absorción Terrestre	<b>MFR</b> : Máxima Flexión de Rodilla
<b>AF</b> : Altas Frecuencias	<b>MLSI</b> : Índice de Estabilidad Mediolateral
<b>ANT</b> : Anterior	<b>MIN</b> : Mínimo
<b>APSI</b> : Índice de Estabilidad Anteroposterior	<b>mseg</b> : Milisegundos
<b>ATEN</b> : Atenuación	<b>mSEBT</b> : Modified Star Excursion Balance Test
<b>BF</b> : Bajas Frecuencias	<b>N</b> : Newton
<b>CD</b> : Cuádriceps	<b>Nm</b> : Newton-metro
<b>CI</b> : Contacto Inicial	<b>O2</b> : Oxígeno
<b>cm</b> : Centímetro/s	<b>OM</b> : Oscilación Máxima
<b>CV</b> : Variabilidad de la Coordinación	<b>PC</b> : Peso Corporal
<b>dB</b> : Decibelios	<b>PL</b> : Posterolateral
<b>DESP</b> : Despegue	<b>PM</b> : Posteromedial
<b>DPSI</b> : Índice de Estabilidad Postural Dinámica	<b>POT</b> : Potencia
<b>FC</b> : Fatiga Central	<b>PP</b> : Pico del Par Concéntrico
<b>FP</b> : Fatiga Periférica	<b>PS</b> : Psoas
<b>FRE</b> : Frecuencia	<b>PSD</b> : Densidad de la Potencia Espectral
<b>g</b> : Gravedades	<b>PROP_AE</b> : Propulsión Aérea
<b>GRF</b> : Fuerzas de Reacción del Suelo	<b>PROP_T</b> : Propulsión Terrestre
<b>GT</b> : Gastrocnémios	<b>RAT</b> : Ratio
<b>Hz</b> : Hercios	<b>ROM</b> : Rango de Movimiento Articular
<b>IMC</b> : Índice de Masa Corporal	<b>RPE</b> : Ratio de Percepción del Esfuerzo
<b>ISQ</b> : Isquiosurales	<b>SNC</b> : Sistema Nervioso Central
<b>Kg</b> : Kilogramo/s	<b>SO</b> : Sóleo
<b>kLeg</b> : Rigidez de la Pierna	<b>VAM</b> : Velocidad Aeróbica Máxima
<b>kVert</b> : Rigidez Vertical	<b>VO2max</b> : Consumo Máximo de Oxígeno
<b>LP</b> : Longitud de la Pierna	<b>VSI</b> : Índice de Estabilidad Vertical



# **I – INTRODUCCIÓN**



## I - INTRODUCCIÓN

Para comenzar, el presente trabajo se encuentra ubicado dentro del área de conocimiento de “Valoración funcional biomecánica y antropometría”, donde a modo de introducción, se realiza una breve descripción de la ubicación en la sociedad de la actividad analizada, la carrera a pie.

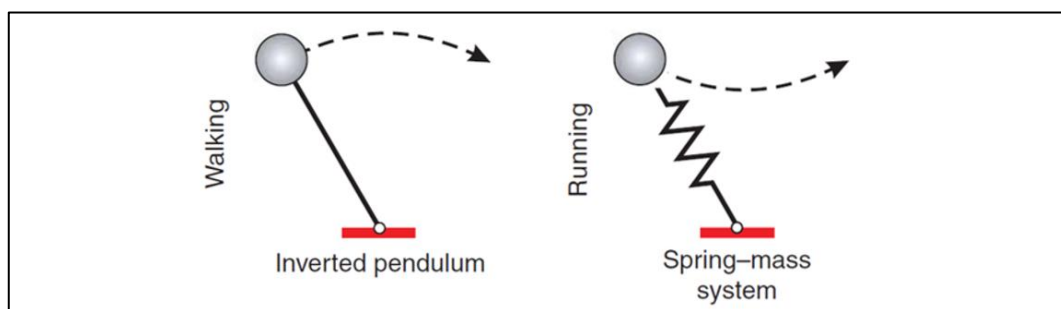
### 1.1. UBICACIÓN DE LA CARRERA A PIE DENTRO DE LA SOCIEDAD

La carrera a pie es popular desde los años 70, donde el número de corredores y eventos deportivos relacionados con la carrera ha incrementado de forma continua desde el año 2000 (Fields, Sykes, Walker & Jackson, 2010; van der Worp et al., 2015). A día de hoy, la popularidad de la carrera a pie está en el punto más alto, debido a que correr se ha convertido en una de las formas más habituales de hacer ejercicio (Cheung, Wong & Ng, 2011; Fields et al., 2010; Hreljac, 2004; Lopes, Hespanhol Junior, Yeung & Costa, 2012; Wen, 2007; Yeung & Yeung, 2001) y en una de las actividades recreacionales más importantes (De Wit, De Clercq & Aerts, 2000), representando la cuarta actividad más practicada en España, con un 13.4% del total de personas que practican deporte y siendo una de las actividades más equiparables entre hombres (14.4%) y mujeres (11.9%) (Ministerio de Educación, Cultura y Deporte [MECD], 2015). Además, existe una fuerte evidencia de que correr es una de las formas más eficaces para mantenerse en forma, promover el ejercicio a largo plazo, aumentar la longevidad (Fields et al., 2010) y prevenir enfermedades (van Gent et al., 2007).

No obstante, como se podrá ver en el apartado posterior, el riesgo de sufrir una lesión a causa de esta actividad es elevado (Fields et al., 2010). Debido a que la marcha y la carrera a pie son las dos formas más comunes y naturales de desplazamiento humano (Coh, 2012; Shih, Chen, Lee, Chan & Shiang, 2016), se puede creer de forma errónea que correr es como caminar pero de forma más rápida. En cambio no es así, durante la carrera a pie desaparece la fase de apoyo

bipodal o de doble apoyo característica de la marcha, y aparece una fase aérea o de vuelo, sin ningún tipo de apoyo, la cual representa la diferencia entre la marcha y la carrera (Leboeuf et al., 2006; Mademli & Morey, 2015; Martin & Coe, 2007).

Esto hace que los patrones de desplazamiento del centro de masas sean diferentes, describiendo la marcha un modelo de péndulo invertido mientras la carrera muestra el denominado *spring-mass model* o modelo de masa-muelle (Roberts & Azizi, 2011; Shih et al., 2016) (Figura 1). Durante la marcha, las extremidades inferiores trabajan de forma relativamente rígidas donde el centro de masas se alza hasta su punto más elevado en la fase intermedia aprovechando el impulso de la energía cinética para posteriormente descender al punto más bajo por la acción de la gravedad al final de la fase de apoyo (Shih et al., 2016). Por otro lado, durante la carrera, las extremidades inferiores funcionan como un muelle. El centro de masas desciende a su punto más bajo durante la fase intermedia, mientras las energías potenciales cinéticas y gravitacionales disminuyen sus valores más bajos con la conformidad de las extremidades inferiores (Shih et al., 2016). Estas diferencias entre caminar y correr provocan unas mayores fuerzas de reacción verticales del suelo (GRF) durante la carrera (Roberts & Azizi, 2011; Shih et al., 2016) y por tanto, un uso diferente de los músculos de las extremidades inferiores (Shih et al., 2016).



**Figura 1.** Modelos de péndulo invertido y masa-muelle de la marcha y la carrera a pie respectivamente. Adaptado de "Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement" por T. J. Roberts & E. Azizi, 2011, *The Journal of Experimental Biology*, 214, 355.



## 1.2. LESIONES EN LA CARRERA A PIE

En contra de los numerosos beneficios anteriormente comentados de la carrera a pie, las lesiones en esta actividad tienen una alta incidencia (Bahr & Holme, 2003; Boyer, Freedman Silvernail & Hamill, 2014; Daoud et al., 2012; Gallant & Pierrynowski, 2014; Hesar et al., 2009; Hreljac, 2004; Lopes et al., 2012; Satterthwaite, Norton, Larmer & Robinson, 1999; Soidán & Giráldez, 2003; van Gent et al., 2007; Wang, Whitney, Burdett & Janosky, 1993; Wen, 2007; Yeung & Yeung, 2001). Alrededor del 40-50% de corredores se lesionan cada año (Fields et al., 2010), donde la incidencia anual de lesión de los miembros inferiores varía desde 19.4% hasta 79.3% (Fields et al., 2010), o incluso el 92.4% (van Gent et al., 2007) en corredores de larga distancia.

La mayoría de lesiones se producen por sobreuso o uso excesivo de determinadas estructuras (Hesar et al., 2009; Hreljac & Ferber, 2006; Lopes et al., 2012; Wen, 2007), donde la rodilla es el lugar principal de lesión (Hreljac & Ferber, 2006; van Gent et al., 2007; van Mechelen, 1992) con un rango que oscila entre el 7.2% y el 50% (van Gent et al., 2007). Además de la rodilla, las lesiones más comunes se producen en regiones como la pierna baja (tibia, tendón de Aquiles, tríceps sural y talón), el pie (dedos incluidos) y el muslo (isquiosurales y cuádriceps), con rangos de 9.0% a 32.2%, 5.7% a 39.3% y 3.4% a 38.1% respectivamente (van Gent et al., 2007).

Por último, destacamos que las lesiones disminuyen el placer de practicar ejercicio, pueden conducir a una interrupción temporal o permanente de la carrera a pie (van der Worp et al., 2015) y llevan consigo un aumento del coste debido a la necesidad de tratamientos médicos, estimando que los costes médicos directos del servicio de urgencias por lesión de un corredor pueden ascender a 1300 €, y/o la necesidad de baja laboral (van der Worp et al., 2015). Por ello, las lesiones deben prevenirse optimizando la cantidad y la frecuencia del estrés aplicado a una estructura biológica (Hreljac, 2004).

### 1.3. FACTORES DE RIESGO DE LESIÓN

Debido a que la carrera a pie es una actividad muy popular y a la alta incidencia lesional que conlleva, son necesarias estrategias que ayuden a prevenir las lesiones (van der Worp et al., 2015). Además, las lesiones deportivas son de carácter multifactorial (Bahr & Holme, 2003; Fort-Vanmeerhaeghe & Romero-Rodríguez, 2013; Hreljac, Marshall & Hume, 2000; Meeuwisse, 1994; Meeuwisse, Tyreman, Hagel & Emery, 2007; Wen, 2007; Williams, McClay & Hamill, 2001), donde cada factor aporta su riesgo relativo (Wen, 2007; Williams et al., 2001). Estos factores pueden reforzarse mutuamente y su influencia puede modularse por factores culturales o sociales, siendo la importancia de cada factor, así como su contribución a los riesgos de síntomas y lesiones, diferentes en cada persona y entornos de carrera (van der Worp et al., 2015).

Para analizar los factores de riesgo en nuestro trabajo, seguiremos la clasificación propuesta por van Gent et al. (2007), la cual es específica para la carrera a pie y divide los factores de riesgo en factores sistemáticos o personales, factores relacionados con el entrenamiento o la carrera, factores relacionados con la salud y factores relacionados con el estilo de vida, añadiendo algún factor más a los propuestos por este autor que consideramos relevante (Figura 2).

Factores sistemáticos o personales	Factores relacionados con el entrenamiento o la carrera	Factores relacionados con la salud	Factores relacionados con el estilo de vida
Género	Experiencia deportiva	Historial previo de lesiones	Nutrición
Edad	Motricidad específica del deporte	Historial médico o estado de salud	Hidratación
Peso	Dinámica de cargas	Estado psicológico	Tabaco
Altura	Frecuencia de entrenamiento	Ortesis o inserciones	Alcohol
Índice de masa corporal (IMC)	Volumen de entrenamiento		Sueño
Factores biomecánicos	Intensidad de entrenamiento		Participación en otros deportes
Aspectos anatómicos	Calentamiento		
Otros factores sistemáticos o personales	Competición		
	Fatiga		
	Momento de la sesión		
	Errores de entrenamiento		
	Condición física		
	Equipamiento (superficie, calzado...)		
	Medio ambiente		

Figura 2. Factores de riesgo de lesión descritos en el presente trabajo. Elaboración propia.

### 1.3.1. Factores sistemáticos o personales

Dentro de estos factores sistemáticos o personales podemos encontrar aspectos como el género, edad, altura, peso, composición corporal, predisposición genética, aspectos anatómicos o tipo de personalidad, factores biomecánicos como las fuerzas de reacción de suelo, la absorción de impactos, presiones plantares, la cinemática de carrera y/o coordinación multisegmentaria.

#### 1.3.1.1. Género

Existe una caracterización lesional ligada al sexo del deportista (Casáis-Martínez, 2008). En cambio, sólo un artículo de la revisión llevada a cabo por van Gent et al. (2007), vincularon el sexo como factor de riesgo positivo, por lo que

existe una **evidencia limitada** (múltiples estudios de baja calidad o un estudio de alta calidad) que considera que existen mayores lesiones de cadera en el sexo femenino y mayores lesiones de isquiosurales y tríceps sural en hombres (Satterthwaite et al., 1999). Otra revisión impulsada por van der Worp et al. (2015), muestra como hay una **evidencia limitada** de que los hombres tienen mayor riesgo de lesión que las mujeres (Buist, Bredeweg, Lemmink, van Mechelen & Diercks, 2010). Esta **evidencia limitada** se une a la sugerencia de Wen (2007), quien afirma que el género no ha sido generalmente considerado como factor de riesgo de lesiones en estudios retrospectivos ni prospectivos, con excepción de algún artículo que muestra un mayor riesgo de fracturas por estrés en mujeres (Milner, Davis & Hamill, 2006; Shaffer, Rauh, Brodine, Trone & Macera, 2006).

Siguiendo con el sexo femenino, varios estudios prospectivos (Rauh, Macera, Trone, Shaffer & Brodine, 2006; Shaffer et al., 2006) han asociado la disfunción del ciclo menstrual como mayor riesgo de lesión (Wen, 2007). Además de disfunciones menstruales, Bennell et al. (1996) vincularon una menor densidad mineral ósea y una menor masa muscular en los miembros inferiores de las mujeres como factores relacionados con las lesiones (Wen, 2007).

Un análisis de ratios de sexo realizado por van der Worp et al. (2015) refleja que las mujeres tienen menos riesgo de lesión durante la carrera a pie que los hombres y los factores que incrementan el riesgo en mujeres están relacionados con una edad avanzada, participaciones previas en deportes cuyo plano de movimiento principal no sea el axial, participación el año anterior en una maratón, correr por cemento, una distancia de entrenamiento larga (entre 48 y 63.8 km) y llevar zapatillas de correr durante 4 o 6 meses. En cambio, el riesgo de lesión aumenta en los hombres al reiniciarse a correr después de un periodo inactivo, en aquellos que presentan un historial previo de lesiones, una experiencia deportiva de entre 0 y 2 años, y que corren entre 32 y 47.8 km a la semana o más de 64 km por semana.

#### 1.3.1.2. *Edad*

Se ha demostrado que la edad es un factor de riesgo, donde a mayor edad el riesgo de sufrir una lesión es mayor (van Gent et al., 2007), permitiendo reconocer

patrones lesionales típicamente evolutivos en grupos de edad distintos (Casáis-Martínez, 2008). A pesar de ello, existe un conflicto en la literatura sobre si la edad representa un factor de riesgo de lesión de las extremidades inferiores en corredores, encontrando van Gent et al. (2007) una **evidencia limitada** que relaciona una mayor edad de forma positiva con lesiones en la cara frontal del muslo como mecanismo protector contra las lesiones de tríceps sural (Satterthwaite et al., 1999). Por otro lado, van der Worp et al. (2015) obtuvo el mismo nivel de evidencia de que una menor edad representa un factor protector contra las lesiones por sobreuso (Wen, Puffer & Schmalzried, 1998) y así como de que una edad más avanzada muestra un riesgo de lesión significativo de isquiosurales y tendinopatía de la porción media del Aquiles (Hirschmuller et al., 2012; Wen, Puffer & Schmalzried, 1997). Mientras Wen (2007) analizó estudios retrospectivos y prospectivos sin encontrar en la edad un riesgo de lesión.

#### 1.3.1.3. *Altura*

Un estudio analizado por van Gent et al. (2007) muestra que las mujeres con una altura igual o superior a 1.70 metros presentan un mayor riesgo significativo de lesión (Walter, Hart, McIntosh & Sutton, 1989). Por otro lado, coincidiendo con la escasa evidencia calificada por van Gent et al. (2007), van der Worp et al. (2015) y Wen (2007) muestran una **evidencia limitada** que refleja una menor altura en hombres como factor de riesgo significativo de lesión del pie (Wen et al., 1997).

#### 1.3.1.4. *Índice de masa corporal (IMC)*

van Gent et al. (2007) reflejan una **evidencia limitada** de que un IMC superior a 26 kg/m<sup>2</sup> protege a los hombres de lesiones relacionadas con la carrera (Taunton et al., 2003). En cambio, a pesar de no encontrar relación en varios artículos analizados por van der Worp et al. (2015), muestra una **evidencia limitada** que relaciona un mayor IMC como un factor de riesgo de lesión de espalda en mujeres y del pie en hombres (Wen et al., 1997). Para la masa corporal, estos mismos autores (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007; Wen, 2007) afirman una **evidencia limitada** de que un mayor peso o masa corporal puede ser un factor protector contra las lesiones (Wen et al., 1997, 1998).

#### 1.3.1.5. Factores biomecánicos

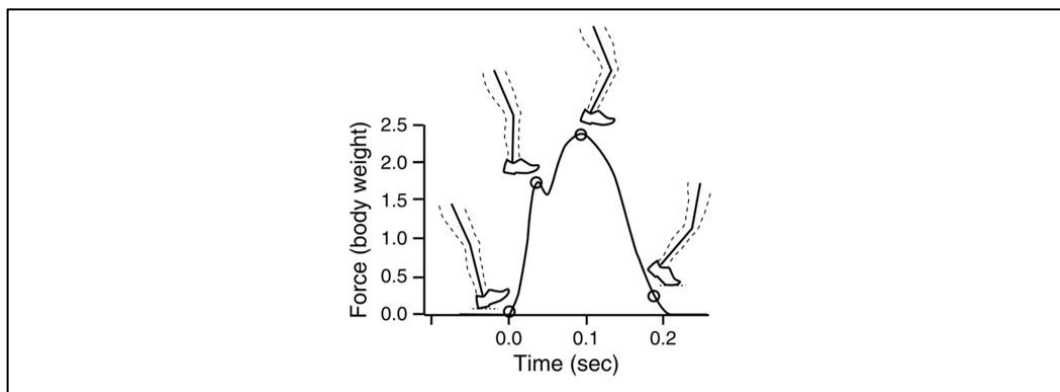
En este apartado describiremos aspectos cinemáticos de la carrera a pie como los ángulos articulares, donde las distintas variables cinemáticas son representadas de forma tradicional en función del tiempo o el porcentaje del ciclo de carrera, mediante los diagramas de ángulo-ángulo, donde el recorrido angular de una articulación se representa en función del recorrido angular de otra articulación o de la misma, pero en un plano de movimiento distinto. En cuanto a las variables dinámicas, se centra en aspectos como el centro de presiones, fuerzas de reacción del suelo, momentos y potencias articulares o patrones de inervación muscular (Mademli & Morey, 2015), donde la magnitud de las fuerzas de impacto, el ratio de carga del impacto, la magnitud de las fuerzas activas, el incremento de carga en la zona medial del pie o la magnitud de las fuerzas y momentos de la rodilla han sido considerados como causa de las lesiones por sobreuso (Hreljac & Ferber, 2006).

##### 1.3.1.5.1. Fuerzas de reacción del suelo y absorción de impactos

Referente a la interacción entre el suelo y el pie durante la carrera, comúnmente evaluada mediante medidas cinéticas utilizando plataformas de fuerzas (Orlin & McPoil, 2000), podemos denominar que la carga que recibe un cuerpo es la suma vectorial de las fuerzas externas y momentos de acción que se producen en dicho cuerpo. Dentro de ella podemos encontrar el término de carga externa, donde se vincula a las fuerzas y momentos de acción externos al sistema músculo-esquelético, y carga interna, la cual corresponde a las fuerzas y momentos de acción de las estructuras internas del sistema músculo-esquelético como huesos, tendones o músculos (Nigg & Yeadon, 1987). Un aspecto vinculado con este concepto, es el ratio de carga, el cual es definido por Nigg & Yeadon (1987) como “la derivada en el tiempo de la función fuerza-tiempo” pp. 410.

Así, cada paso durante la carrera genera un dúo de fuerzas de colisión o dos picos de fuerzas de reacción vertical entre el pie y el suelo (Hreljac, 2004), denominado fuerza de choque (Nigg, Cole & Brüggemann, 1995) o fuerza de impacto (Hreljac, 2004). Hreljac (2004) lo define como “la fuerza resultante de la colisión de dos cuerpos en un periodo relativamente corto de tiempo” (pp. 845) y se considera uno de los tipos de estrés aplicados a una estructura más importantes

desde el punto de vista del efecto que crea en el cuerpo humano, ya que además de este corto espacio de tiempo, las fuerzas de impacto poseen una magnitud relativa alta (Hreljac, 2004). El primer pico de fuerza es conocido como fuerzas de impacto, iniciales, transitorias, de alta frecuencia o pasivas y están caracterizadas por presentar un alto ratio de carga (Nigg & Yeadon, 1987), ocurren durante el periodo relacionado con el primer 10-12% de la fase de pisada (De Wit et al., 2000; Hreljac, 2004) y alcanza su máxima magnitud antes de los 50 ms tras el primer contacto con la superficie (Nigg et al., 1995). Dicha magnitud se encuentra determinada por lo que el deportista realiza antes del contacto con suelo, ya que dependiendo de la velocidad y la geometría de aterrizaje, la magnitud puede variar de 1 hasta 3 (De Wit et al., 2000) o incluso 5 veces (Hreljac, 2004) el peso corporal aproximadamente entre los 25 (Hasegawa, Yamauchi & Kraemer, 2007), 30 (Hreljac, 2004) o 50 ms (Wright, Neptune, van Den Bogert & Nigg, 1998) después del primer contacto del talón con el suelo.



*Figura 3.* Fuerzas de reacción del suelo y cinemática del pie corriendo a 3.5 m/s con pisada de retropié. Adaptado de "Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study" por A. I. Daoud, G. J. Geissler, F. Wang, J. Saretsky, Y. A. Daoud, & D. E. Lieberman, 2012, *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 44(7), 1326.

Estas fuerzas de impacto iniciales están influenciadas por una serie de variables como el pie, velocidad del centro de masas durante el contacto, la masa efectiva del cuerpo en el contacto, el área de contacto y las propiedades materiales de los elementos amortiguadores como los tejidos blandos, calzado o superficie

(Hreljac, 2004). El impacto transitorio se produce en un tiempo demasiado escaso para ser controlado mediante variaciones en la activación muscular, por lo que no es posible controlar las rotaciones de los segmentos corporales durante la primera fase pasiva a través de la activación muscular (Bobbert, Yeadon & Nigg, 1992). En cambio, si se puede regular la intensidad del pico de impacto cambiando las condiciones del calzado, por lo que este pico puede ser regulado por cambios en los mecanismos pasivos pero no por cambios en la actividad muscular o cinemáticos antes del aterrizaje (Wright et al., 1998). Además, las lesiones potenciales causadas por la carga en estructuras internas durante esta primera fase, pueden depender de la dureza del calzado, pero no son reflejados por cambios en las fuerzas de reacción vertical con el suelo (Wright et al., 1998).

Por otro lado, el segundo pico de fuerza de reacción del suelo vertical es conocido como fuerzas activas, propulsivas o de bajas frecuencias, vinculadas a un ratio de carga menor que las fuerzas de impacto (Nigg & Yeadon, 1987). Las fuerzas activas tienen lugar entre el 60-75% del periodo de pisada con una duración de hasta 200 ms (Hreljac, 2004) y alcanzando máxima magnitud pasados de los 50 ms tras el primer contacto con la superficie (Nigg et al., 1995), con el pico localizado aproximadamente a mitad de pisada (Hreljac, 2004). Debido al tiempo relativamente prolongado de las fuerzas activas, son consideradas como componentes de bajas frecuencias de la curva de fuerzas de reacción vertical del suelo (Hreljac, 2004), estando influenciado por el movimiento del centro de masas durante la carrera y pudiendo variar con las diferentes superficies de carrera, las diferentes velocidades y el tipo de movimiento (Bahlsen & Nigg, 1987).

A pesar de que las fuerzas de impacto pasivas han sido relacionadas con la mayoría de lesiones por sobreuso en la carrera a pie (Benson & O'Connor, 2015), hay evidencia que también sugiere un papel determinante de las fuerzas activas en una variedad de lesiones por sobreuso (Hreljac, 2004).

Otra medida frecuentemente utilizada para el registro de las demandas producidas durante el primer contacto del pie con el suelo en acciones deportivas



es el análisis cinemático de las ondas de choque o aceleraciones a través de sistemas de acelerometría (Pérez-Soriano & Llana-Belloch, 2015). Durante la carrera a pie a velocidad lenta o moderada, la mayoría de corredores realizan su primer contacto con el pavimento con el tercio posterior del pie o talón (Hreljac, 2004), produciéndose un choque que es transmitido y absorbido por todo el cuerpo desde el pie hasta la cabeza (Encarnación-Martínez, García-Gallart, Gallardo, Sánchez-Sáez & Sánchez-Sánchez, 2017; Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano & Llana-Belloch, 2015; García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Lucas-Cuevas & Sánchez-Zuriaga, 2014; Gruber, Boyer, Derrick & Hamill, 2014; Mercer, Bates, Dufek & Hreljac, 2003).

La magnitud de las aceleraciones puede estar influenciada por la velocidad de carrera, el peso corporal (Frederick & Hagy, 1986) y patrón de apoyo del pie en el primer contacto con el suelo (Cavanagh & Lafortune, 1980), por lo que puede ser modificada con cambios en la velocidad de carrera, el estilo de carrera y/o la dureza de la media suela del calzado (Boyer & Nigg, 2004).

El inicio, propagación y atenuación de las ondas de choque producidas durante la carrera a pie son una parte inherente del sistema músculo-esquelético (Blackah, Bradshaw, Kemp & Shoushtarian, 2013). Por ello, el choque debe ser atenuado, además de por el riesgo de lesiones que implica, para prevenir la disrupción de los sistemas vestibulares y visuales que se produce por las aceleraciones excesivas en la cabeza (Gruber et al., 2014), siendo definida esta atenuación del choque o absorción del impacto por Sanchis, Rosa, Pérez, Lahuerta & Alcántara (2015) como “la capacidad de un material, sistema o mecanismo dado de disminuir el efecto de las fuerzas de impacto por medio de la absorción y de la disipación de energía” pp. 316.

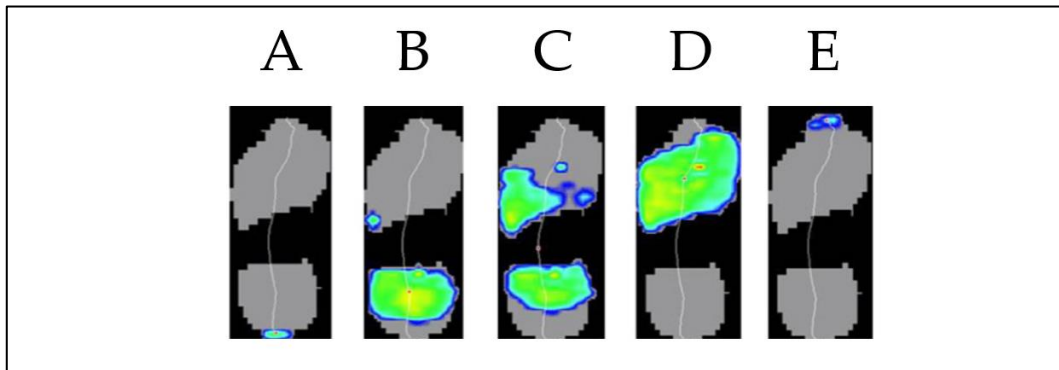
Dichas ondas son disipadas internamente por estructuras pasivas como los huesos, cartílagos y ligamentos, y por movimientos activos como desplazamientos angulares conjuntos y acciones musculares excéntricas (Blackah et al., 2013), además de por componentes externos como el calzado o la superficie (Mercer et al., 2003). La atenuación del choque está parcialmente modulada por la acción conjunta

del tobillo, rodilla y cadera, lo que muestra el importante rol muscular para modular dicho choque (Mercer et al., 2003). Esto puede ser un factor de riesgo debido a que la falta de disipación satisfactoria de estas ondas producen un rendimiento subóptimo, que combinado con una alta media de pisadas en corredores recreacionales por kilómetro recorrido, unas 600 (Blackah et al., 2013) o que durante una práctica típica de treinta minutos se pueden realizar en torno a 5000 pisadas (Mercer et al., 2003), pueden producir sobrecargas y lesiones en tobillo, rodilla y cadera y un deterioro en las estructuras pasivas (Blackah et al., 2013).

Para terminar con este apartado, la bibliografía sugiere que demandas excesivas de carga durante el primer contacto de la carrera a pie, ya sea registrado mediante medidas cinéticas o cinemáticas, puede incrementar el riesgo de lesión. Hreljac et al. (2000) demostraron que corredores sin lesiones presentaban menores fuerzas de impacto vertical y menores ratios de carga vertical máxima que corredores lesionados. Mientras Milner, Ferber, Pollard, Hamill & Davis (2006), quienes comparan parámetros cinéticos y cinemáticos en corredores con historia de fracturas por estrés en tibia, reflejan que los corredores que han sufrido esta lesión muestran una magnitud del choque en tibia mayor registrado mediante acelerometría y un mayor ratio de carga vertical instantánea y promedio evaluada mediante plataforma dinamométrica.

#### 1.3.1.5.2. Presiones plantares

Otro factor que ha sido relacionado con las lesiones por sobreuso es la distribución de las presiones plantares (Hreljac & Ferber, 2006). Estas cargas continuadas anteriormente vistas que se producen durante la carrera a pie, pueden alterar las presiones plantares en corredores de larga distancia (da Rocha, Machado, Kunzler & Carpes, 2014). La presión plantar es definida por da Rocha et al. (2014) como “una medida biomecánica que proporciona a entrenadores y atletas información importante para el tratamiento o la prevención de lesiones en los pies, como lesiones en la piel y fracturas por estrés” pp. 564, siendo bastante evaluada para predecir el riesgo de lesión (Queen, Haynes, Hardaker & Garrett, 2007) (Figura 4).



*Figura 4.* Presión plantar durante el primer contacto del pie (A), el primer contacto con los metatarsos (B), el apoyo de la planta entera (C), el despegue del talón (D) y el último contacto del pie (E). Adaptado de "The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running" por T. M. Willems, R. De Ridder & P. Roosen, 2012, *Gait & Posture*, 35, 406.

El pie es el último eslabón de la cadena cinética de la extremidad inferior y juega un papel determinante durante las actividades estáticas y dinámicas (Olivier, 2013). Una acción dinámica importante es la de transferir las fuerzas internas, generadas en los músculos, al suelo para acelerar o avanzar durante el empuje del pie (Saltzman & Nawoczinski, 1995). Durante la carrera a pie, el aumento de la carga en el antepié es inducido por la fatiga (Olivier, 2013), esta transferencia de carga a la parte delantera del pie, especialmente a las cabezas de los metatarsianos, muestra una capacidad disminuida de los músculos para estabilizar y controlar el pie debido a la fatiga (Olivier, 2013). Estas cargas pueden crear lesiones por estrés cuando la acumulación de fuerzas repetidas por debajo del umbral de lesión con el paso del tiempo supera la capacidad de la estructura (Willems, De Ridder & Roosen, 2012), teniendo este aumento de la presión plantar en la región del antepié un papel principal sobre las fracturas por estrés de los metatarsianos (Bergstra et al., 2015).

Se ha comprobado que aumentar la cadencia o frecuencia de zancada puede tener un efecto beneficioso para reducir las lesiones por sobreuso asociadas a una alta carga plantar, ya que no aumenta las cargas en los metatarsianos y disminuye

las cargas en el total del pie y en cada región del mismo. Aumentando un 5% la frecuencia de zancada se reduce aproximadamente 565 veces al peso corporal por segundo (PC\*s) en el impulso de frenado del talón, y entre 140 y 170 PC\*s en los metatarsianos por cada milla recorrida (Wellenkotter, Kernozek, Meardon & Suchomel, 2014).

Las cargas plantares, están influidas por la superficie de carrera, el calzado, el tipo de apoyo del pie, una biomecánica anormal, la fatiga y el propio hecho de la tarea a ejecutar (Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Macián-Romero & Sánchez-Zuriaga, 2014).

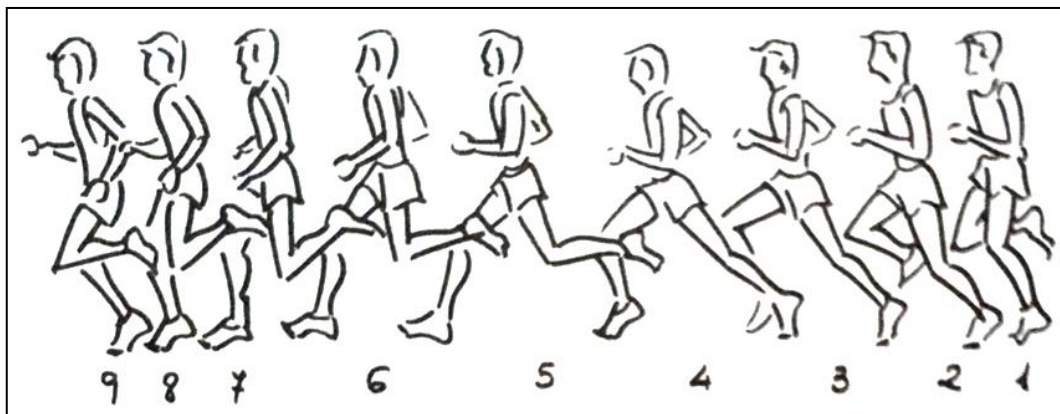
#### 1.3.1.5.3. Descripción biomecánica de la carrera a pie

La carrera a pie es una habilidad innata y, aunque parezca aparentemente sencilla, es una habilidad motriz bastante compleja (García-Verdugo & Landa, 2005) que puede variar en muchos aspectos de unas personas a otras, hasta el punto de considerar, que no hay dos personas que corran igual (Granell & Lazcorreta, 2004; Leskinen, Hakkinen, Virmavirta, Isolehto & Kyrolainen, 2009). Factores como flexibilidad, función neuromuscular, distribución de las fibras, adaptaciones previas al entrenamiento o historial de lesiones, pueden explicar estas diferencias (Leskinen et al., 2009).

Una técnica adecuada permitirá que un corredor movilice sus extremidades de forma más rápida y segura, mientras una técnica deficiente, disminuirá la eficacia de movimiento, producirá fuerzas de frenado y sobrecarga en músculos y articulaciones, lo que puede producir lesiones (Cissik, 2004). En este sentido, la colocación de las palancas es sumamente importante, todos los vectores deben ir en la dirección de la carrera y en el plano anteroposterior, ya que una desviación de dichos vectores implicará que el movimiento no sea efectivo (García-Verdugo & Landa, 2005).

Durante la carrera a pie, el ciclo completo que recorre el pie desde que pierde contacto con el suelo hasta que de nuevo se apoya en él, comentado en apartados anteriores (Mademli & Morey, 2015), también es conocido como zancada (Granell

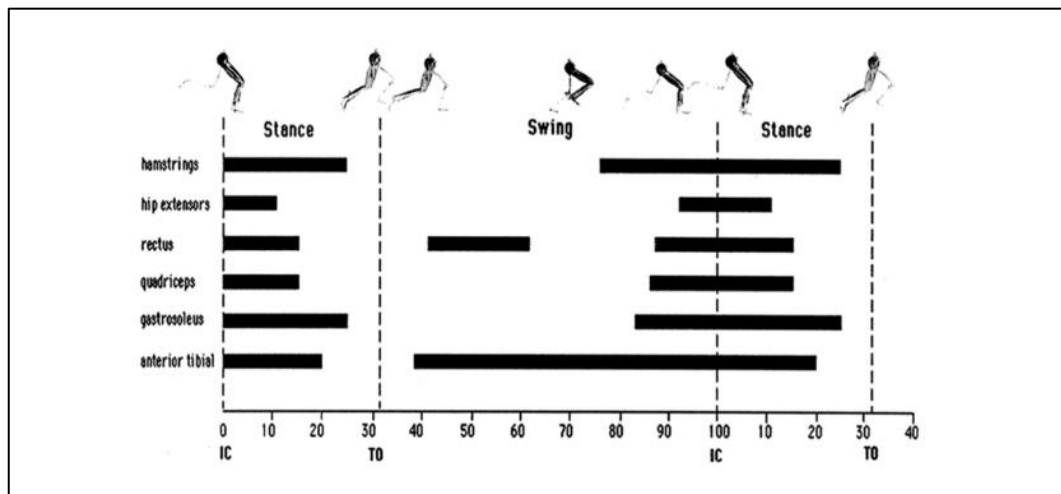
& Lazcorreta, 2004). El ciclo de carrera o zancada está constituido por dos pasos y su forma más simple de división la clasifica en dos fases; fase de apoyo y fase de vuelo o aérea (Mademli & Morey, 2015; Martin & Coe, 2007; Novacheck, 1998). Otros autores dividen el ciclo de carrera en cuatro fases; fase de impulso, fase de suspensión o vuelo, fase de apoyo o amortiguamiento y fase de recepción o adelantamiento del centro de gravedad (García-Verdugo & Landa, 2005; Granell & Lazcorreta, 2004) (Figura 5).



*Figura 5.* Diferentes fases de un paso de carrera de un corredor de medio fondo: 1-3) fase de impulso; 4-6) fase de suspensión o vuelo; 7) fase de amortiguamiento o apoyo; 8-9) fase de recepción o adelantamiento del centro de gravedad. Adaptado de *Medio Fondo y Fondo. La Preparación del corredor de Resistencia*, (pp. 232), por M. García-Verdugo & L. M. Landa, 2005, Madrid: Real Federación Española de Atletismo.

La fase de impulso comienza cuando el centro de gravedad pasa por delante de la pierna de apoyo (Soidán & Giráldez, 2003) y tiene como objetivo aplicar la máxima fuerza en el menor tiempo posible (García-Verdugo & Landa, 2005). Se produce por la extensión del pie, de la rodilla en el plano sagital, y de la cadera, la cual muestra su máxima extensión en el plano sagital en el instante del despegue (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). Esta fase comienza cuando las caderas, impulsadas por la propulsión anterior, están ubicadas en el punto más bajo de su trayectoria y situándose perpendiculares a la base metatarsiana del dedo pulgar, para acabar algo más avanzadas y no provocar una parábola exageradamente alta

con el objetivo de aprovechar más la trayectoria del cuerpo hacia delante. El impulso se realizará mediante la presión del pie en el suelo de forma que se pretenda echar el terreno hacia atrás, preservando su extensión hasta acabar sobre la punta de los dedos del pie (Granell & Lazcorreta, 2004), donde dicha extensión forzada de los dedos favorece la rigidificación longitudinal del pie debido al efecto *windlass* que tensa el arco del pie (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). Esta fase se caracteriza por el gran trabajo sometido a los músculos la extremidad inferior, sobre todo de los músculos extensores (Soidán & Giráldez, 2003) (Figura 6).



**Figura 6.** EMG. Actividad muscular representada por barras sólidas en relación al ciclo de carrera. IC: contacto inicial, TO: despegue. Adaptado de "The biomechanics of running" por T. F. Novacheck, 1998, *Gait and Posture*, 7(1), 81.

Durante la fase de propulsión o impulso los músculos sóleo y gastrocnémios son los dos principales contribuyentes a la propulsión y al apoyo del centro de masas, juntos proporcionan más del doble de la aceleración pico máxima hacia delante y más de la mitad del pico de apoyo vertical del centro de masas del cuerpo. Además, el cuádriceps continúa resistiendo el movimiento hacia delante, mientras los isquiosurales, tibial anterior y psoas-íliaco aceleran el centro de masas hacia abajo al final de la pisada (Hamner, Seth & Delp, 2010). Cuando acaba el impulso se pasa a una fase de suspensión o vuelo, que se inicia en el instante en el que el

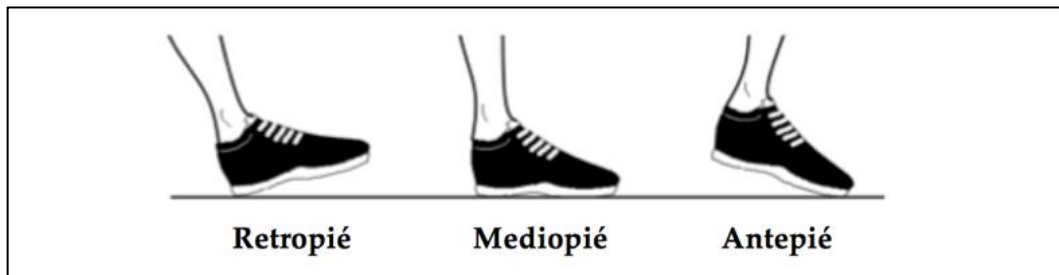
corredor levanta el pie del suelo (Soidán & Giráldez, 2003). En este instante termina la basculación de la pelvis en el plano frontal iniciada durante la fase de apoyo, alcanzando en este punto su máxima inclinación (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). La cadera avanza hacia delante, el pie abandona la superficie elevándose por detrás, a la vez que se flexiona la pierna sobre el muslo (García-Verdugo & Landa, 2005; Granell & Lazcorreta, 2004), alcanzando la máxima flexión de la pierna aproximadamente a 95° (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). El muslo progresa adelante-arriba gracias a la acción de sus flexores sobre la pelvis, produciéndose la máxima flexión de cadera en la fase media o final de la oscilación.

Por otro lado, cuando se inicia la oscilación de la pierna tras el impulso, la pelvis bascula hacia el lado contrario elevando el fémur, abduciéndose y aumentando la distancia entre el pie y el suelo (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). Su acción más intensa se produce durante el impulso de la pierna opuesta, esto es conocido como tándem de piernas, coincidiendo la pierna de apoyo en extensión y la rodilla de la pierna libre en elevación caída (García-Verdugo & Landa, 2005; Granell & Lazcorreta, 2004). Además, con el objetivo de alargar la zancada, la máxima rotación interna de la pelvis tiene lugar en la fase media de la oscilación (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). Por último, el pie que abandona el suelo totalmente extendido, se flexiona para preparar la caída (García-Verdugo & Landa, 2005; Granell & Lazcorreta, 2004), terminando la fase de suspensión cuando la pierna libre entra en contacto con la superficie, la cual representa la fase con menor riesgo de lesión (Soidán & Giráldez, 2003).

El recto femoral es activado en la fase media de la oscilación debido a su importancia para frenar el movimiento posterior de la tibia al flexionarse la pierna, mientras que el cuádriceps es activado a finales de la oscilación o *swing* a un 87% y 78 ms antes del contacto inicial, para preparar al miembro inferior para el choque producido por el contacto con el suelo, quien además contribuye en su absorción posterior. Por su parte, los isquiosurales y extensores de cadera extienden la misma en la segunda mitad de la oscilación y la primera mitad del apoyo posterior. Además, los isquiosurales también desaceleran el impulso de la tibia cuando la

rodilla es extendida justo antes del contacto inicial. Por otro lado, el tibial anterior dorsiflexiona el tobillo durante la oscilación para permitir el contacto con el suelo y controlar el descenso de la parte delantera del pie durante la primera fase de la pisada (Novacheck, 1998).

En cuanto a la fase de apoyo o amortiguamiento, comienza cuando el corredor toma contacto con el pie en el suelo, donde la pelvis ya ha iniciado su rotación externa (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998) y se manifiesta una rápida flexión de rodilla y cadera, además de una dorsiflexión de tobillo (Martin & Coe, 2007), debido a que se produce una fase de frenado ante la necesidad de amortiguar el impacto (García-Verdugo & Landa, 2005; Martin & Coe, 2007). La rodilla y la cadera se encuentran ligeramente retrasados respecto al pie, colocándose posteriormente en la perpendicular del punto de apoyo (Granell & Lazcorreta, 2004). Este apoyo en dirección anteroposterior puede producirse de tres maneras; de talón o retropié, de mediopié o de antepié (Adrian & Cooper, 1989; Kasmer, Liu, Roberts & Valadao, 2013; Lieberman et al., 2010; Rothschild, 2012) (Figura 7).



*Figura 7.* Tipos de apoyo del pie en dirección anteroposterior. Elaboración propia.

La pisada de talón o retropié es aquella en la que el primer contacto con el suelo se realiza con el talón, la pisada de mediopié es aquella en la que se produce un aterrizaje simultáneo del talón y la planta de pie, mientras la pisada de antepié es aquella en la que el primer contacto se produce con la parte anterior del pie (Kasmer et al., 2013).



Por último, la fase de recepción, se puede definir como la fase donde se recibe el peso del cuerpo, con el pie y la pierna apoyados en la superficie (Granell & Lazcorreta, 2004). La pierna llega ligeramente flexionada al suelo, la rodilla es flexionada hasta aproximadamente los 135° (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998), para minimizar el impacto contra el suelo, permitir el avance de las caderas y para preparar la pierna para comenzar un nuevo ciclo con el siguiente impulso, encontrándose la pierna en una mayor flexión cuando la cadera pasa por la vertical del pie de apoyo (Granell & Lazcorreta, 2004). Cuando la pierna es cargada, la pelvis se mantiene estacionaria a la vez que la cadera se adduce, representando este movimiento un mecanismo de atenuación del impacto, donde además la pelvis bascula durante el resto de la fase de apoyo (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998). En este instante donde se carga la pierna, ocurre la pronación del pie produciéndose una flexión dorsal, una abducción y una eversión. Tras ella, se produce la supinación del pie mediante los movimientos contrarios; flexión plantar, adducción e inversión (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998).

Durante la fase de apoyo o amortiguación y recepción, el grupo muscular más solicitado a nivel de activación es el cuádriceps (Hamner et al., 2010; Novacheck, 1998), activado desde la fase final de la oscilación para preparar la extremidad para el contacto con el suelo, continúa su actividad hasta la mitad de la fase de apoyo (Novacheck, 1998), ya que contribuye en el pico de aceleración de frenado y casi la mitad del pico de apoyo vertical del centro de masas del cuerpo, mientras los músculos glúteo máximo, glúteo medio y aductor mayor contribuyen de forma conjunta aproximadamente una vez que se produce la mitad del pico vertical del apoyo después del contacto inicial (Hamner et al., 2010). Cabe destacar que en la suma de las fases de apoyo o amortiguación y recepción, se implica sobre todo a la musculatura insertada en el tobillo y también, aunque en menor medida, a la musculatura insertada en rodilla y cadera, ya que para evitar perder velocidad, es necesario minimizar esta fase, incrementando la tensión en tobillo y rodilla, donde en los momentos de máxima tensión existe un mayor riesgo de lesión en las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera y en su musculatura correspondiente (Soidán & Giráldez, 2003).

Otro aspecto importante en la biomecánica de la carrera a pie es la postura corporal, Williams & Cavanagh (1987) demostraron que una ligera inclinación anterior (5.9º respecto a la vertical) derivaba en una economía de carrera mayor que los corredores con inclinaciones de tronco más cercanas a la vertical (3.3º), coincidiendo con Adrian & Cooper (1989) y Granell & Lazcorreta (2004). Por su parte, el centro de gravedad alcanza su punto más alto un poco después de empezar a producirse la fase de vuelo. Después, este punto desciende por un tiempo con el contacto en el suelo del siguiente pie, mientras la siguiente subida comienza con el pie aún en contacto con la superficie y sigue con el despegue, repitiéndose el ciclo (Adrian & Cooper, 1989). Cabe destacar que a medida que la velocidad es mayor, la inclinación anterior del tronco y la pelvis, así como la altura del centro de masas, aumentan (Mademli & Morey, 2015; Novacheck, 1998).

La cabeza, el tronco y las caderas se mantienen en la misma línea, formando un solo bloque para aprovechar con más eficacia el trabajo de las piernas (Granell & Lazcorreta, 2004). La cabeza debe mantenerse erguida, con los ojos fijos mirando hacia delante unos 15 metros y con la barbilla ligeramente baja (Granell & Lazcorreta, 2004), mientras que los hombros deben estar relajados y no encorvados (Drought, 2012).

Durante la carrera a pie, existe una acción de brazos, con el objetivo de contrabalancear el centro de empuje de las piernas (Adrian & Cooper, 1989). Los brazos se encuentran totalmente relajados y flexionados a unos 90º por los codos, oscilando de atrás adelante del cuerpo (Granell & Lazcorreta, 2004; Jutel, 2000). La posición de los antebrazos debe situarse entre la cintura y el pecho, ya que si se llevan muy arriba, pueden fatigarse los hombros y la porción superior de la espalda, en cambio, si se llevan muy abajo, puede producirse una flexión anterior de tronco excesiva (Drought, 2012). Mientras, las manos no deben cerrarse en un puño, deben ir distendidas, ahuecadas ligeramente, con el pulgar suavemente en contacto con el índice (Adrian & Cooper, 1989; Drought, 2012; Granell & Lazcorreta, 2004). Durante el balanceo hacia delante, las manos llegan a la altura del pecho, y durante el balanceo hacia atrás, llegan a la altura de las caderas en los costados (Adrian & Cooper, 1989; Drought, 2012). Los brazos se mueven

rítmicamente, siendo su objetivo principal equilibrar y coordinar el cuerpo. Cuando la elevación de la rodilla de la pierna adelantada termina al mismo tiempo que la oscilación atrás del codo del mismo lado se conoce como la sincronización perfecta (Granell & Lazcorreta, 2004). Esta acción de brazos no contribuye sustancialmente a la propulsión o al apoyo, ya que su contribución máxima es menor del 1% tanto de la aceleración máxima horizontal como vertical del centro de masas. Sin embargo, el momento angular producido por los brazos alrededor del eje vertical pasa por el centro de masas y contrabalancea el momento angular de las extremidades inferiores sobre el eje vertical (Hamner et al., 2010).

Uno de los aspectos más usados para distinguir los estilos de carrera y con influencia en las condiciones de carga mecánica durante la fase de pisada en la carrera a pie, es la forma de apoyo del pie en el suelo en dirección anteroposterior (Willwacher, Regniet, Fischer, Oberländer & Brüggemanna, 2014), el cual, como hemos visto anteriormente, puede producirse de tres maneras; de retropié o talón, de mediopié o planta entera, o de antepié o metatarsos (Adrian & Cooper, 1989; Kasmer et al., 2013; Lieberman et al., 2010; Rothschild, 2012). El apoyo de retropié es el más utilizado en la mayoría de corredores (Kasmer et al., 2013; Perl, Daoud & Lieberman, 2012). En corredores que se inician en la carrera a pie, el 96.93% de los hombres que comienzan a correr adoptan un patrón de pisada talonador o de retropié (Bertelsen, Jensen, Nielsen, Nielsen & Rasmussen, 2013), según Ogueta-Alday & García-López (2016), posiblemente por su mayor parecido con el mecanismo de la marcha humana. Por su parte, en corredores de élite de larga distancia, la pisada de retropié está presente en el 75% de ellos, seguida con un 24% por el apoyo de mediopié y un 1% del antepié (Hasegawa et al., 2007). Este orden de uso de técnica de apoyo se mantiene en corredores recreacionales de larga distancia, pero aumenta el porcentaje de corredores que usan un apoyo de retropié, colocándose entre 88.9% (Larson et al., 2011) y 95.1% (de Almeida, Saragiotto, Yamato & Lopes, 2015), disminuyendo la frecuencia de apoyo de mediopié, entre 3.4% (Larson et al., 2011) y 4.1% (de Almeida et al., 2015) y situándose el apoyo de antepié entre 0.8% (de Almeida et al., 2015) y 1.8% (Larson et al., 2011), encontrando Larson et al. (2011) un 5.9% de pisadas asimétricas. Por otro lado, cabe destacar que

a medida que aumenta la velocidad, se tiende a apoyar cada vez de forma más anterior (Breine, Malcolm, Frederick & De Clercq, 2014).

Algunos autores (Daoud et al., 2012; Lieberman et al., 2010; Perl et al., 2012) afirman que los corredores con pisada de retropié muestran tasas significativamente más elevadas de lesión por esfuerzo repetitivo (lesiones musculares, síndrome de estrés tibial medial, dolor en la rodilla, síndrome de la banda iliotibial y tendinopatías del Aquiles) que los corredores con pisada de antepié, y lo asocian a la presencia del pico de fuerzas pasivo que se produce durante la pisada de retropié y a la posible menor generación de fuerzas de colisión de la pisada de antepié (Tabla 1).

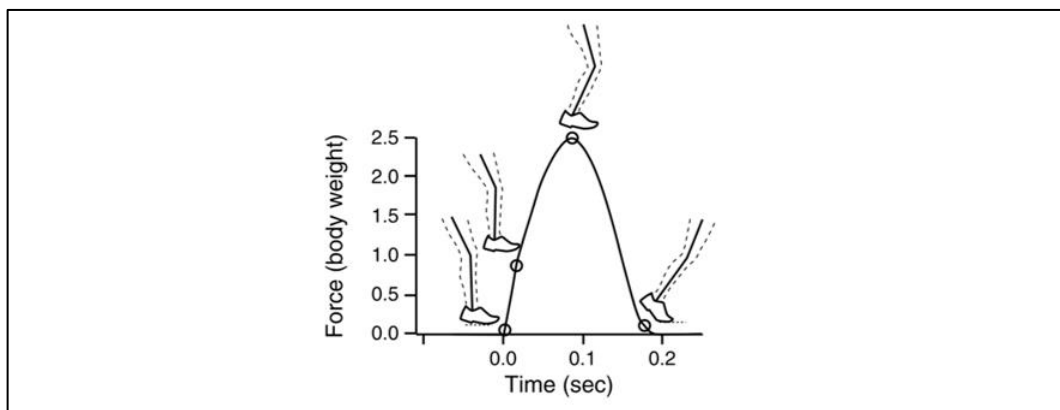
**Tabla 1.** Ratio de lesiones (por cada 10.000 millas) repetitivas, traumáticas, predictoras de pisada de antepié y predictoras de pisada de talón. Adaptado de “Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study”, por A. I. Daoud, G. J. Geissler, F. Wang, J. Saretsky, Y. A. Daoud, y D. E. Lieberman, 2012, *Medicine Sciences Sports Exercices*, 44(7), 1330.

	Female (n = 23)			Male (n = 29)			All (n = 52)		
	FFS (n = 5)	RFS (n = 18)	P	FFS (n = 11)	RFS (n = 18)	P	FFS (n = 16)	RFS (n = 36)	P
Repetitive injuries									
Mild	2.06 ± 2.07	3.94 ± 0.78	0.40	1.01 ± 0.65	2.27 ± 0.74	0.20	<b>1.25 ± 0.67</b>	<b>3.19 ± 0.55</b>	<b>0.025</b>
Moderate	<b>1.37 ± 1.12</b>	<b>5.91 ± 1.25</b>	<b>0.007</b>	2.23 ± 0.81	3.78 ± 1.07	0.25	<b>2.03 ± 0.66</b>	<b>4.96 ± 0.84</b>	<b>0.006</b>
Severe	6.18 ± 3.23	3.94 ± 1.04	0.51	2.02 ± 0.79	3.40 ± 0.71	0.19	2.97 ± 1.01	3.70 ± 0.64	0.54
Moderate and severe	7.83 ± 3.41	9.81 ± 1.62	0.60	4.25 ± 1.45	7.18 ± 1.17	0.12	<b>5.00 ± 1.43</b>	<b>8.66 ± 1.02</b>	<b>0.037</b>
Traumatic injuries									
Mild	1.37 ± 2.32	2.27 ± 1.01	0.72	0.61 ± 0.33	3.02 ± 1.34	0.08	0.78 ± 0.56	2.61 ± 0.81	0.06
Moderate	2.75 ± 0.87	1.21 ± 0.82	0.20	0.81 ± 0.28	1.13 ± 0.85	0.72	1.25 ± 0.35	1.18 ± 0.58	0.91
Severe	0.69 ± 0.47	0.30 ± 0.17	0.44	0.20 ± 0.19	0.94 ± 0.39	0.09	0.31 ± 0.18	0.59 ± 0.21	0.32
Moderate and severe	3.43 ± 1.11	1.52 ± 0.81	0.16	1.01 ± 0.29	2.08 ± 0.86	0.24	1.56 ± 0.42	1.77 ± 0.58	0.78
FFS injuries									
Mild	0.69 ± 0.47	0.61 ± 0.25	0.88	0.40 ± 0.26	0.19 ± 0.14	0.47	0.47 ± 0.22	0.42 ± 0.15	0.86
Moderate	0.69 ± 0.47	0.45 ± 0.29	0.67	1.01 ± 0.50	0.94 ± 0.45	0.92	0.94 ± 0.39	0.67 ± 0.26	0.57
Severe	2.06 ± 1.58	1.06 ± 0.56	0.55	0.61 ± 0.32	0.38 ± 0.23	0.56	0.94 ± 0.44	0.76 ± 0.32	0.74
Moderate and severe	2.75 ± 1.34	1.52 ± 0.59	0.40	1.62 ± 0.76	1.32 ± 0.58	0.76	1.88 ± 0.65	1.43 ± 0.41	0.56
RFS injuries									
Mild	<b>0 ± 0</b>	<b>2.27 ± 0.62</b>	<b>0.0002</b>	0.61 ± 0.51	1.51 ± 0.61	0.26	<b>0.47 ± 0.39</b>	<b>1.93 ± 0.44</b>	<b>0.012</b>
Moderate	<b>0.69 ± 1.16</b>	<b>4.55 ± 1.07</b>	<b>0.015</b>	0.81 ± 0.47	1.89 ± 0.67	0.19	<b>0.78 ± 0.43</b>	<b>3.36 ± 0.68</b>	<b>0.001</b>
Severe	2.75 ± 2.97	2.27 ± 0.83	0.88	<b>1.01 ± 0.46</b>	<b>2.65 ± 0.66</b>	<b>0.042</b>	1.41 ± 0.75	2.44 ± 0.53	0.26
Moderate and severe	3.43 ± 3.87	6.82 ± 1.35	0.41	<b>1.82 ± 0.73</b>	<b>4.53 ± 0.86</b>	<b>0.016</b>	<b>2.19 ± 1.00</b>	<b>5.80 ± 0.84</b>	<b>0.006</b>

Values are mean ± SEM.  
Bold numbers are significant at P < 0.05.

Se ha demostrado que dicho impacto transitorio desaparece prácticamente con un apoyo más adelantado (mediopié o antepié) (Lieberman et al., 2010) (Figura 8), y con ello, también se reduce la carga en las rodillas (Goss & Gross, 1989) asociado a una mayor flexión de rodilla y siendo los flexores plantares del tobillo los que incrementan su trabajo absorbiendo de forma excéntrica las fuerzas

producidas durante el apoyo (Nigg, 2009; Rothschild, 2012). Además, se observa un aumento de la frecuencia de zancada, lo cual disminuye el tiempo de contacto con el suelo, el tiempo de vuelo y la duración del paso (Abián-Vicén, Del Coso, Millán & Martín, 2013), con lo que aumenta la eficiencia.



*Figura 8.* Fuerzas de reacción del suelo y cinemática del pie corriendo a 3.5 m/s con pisada de antepié. Adaptado de "Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study" por A. I. Daoud, G. J. Geissler, F. Wang, J. Saretsky, Y. A. Daoud, & D. E. Lieberman, 2012, *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 44(7), 1326.

Ante ello, la pisada de mediopié, puede representar un punto intermedio entre las desventajas de la pisada de retropié y de antepié (Altman & Davis, 2009), ya que parece ser beneficiosa para optimizar la economía de carrera, pudiendo reducir el impacto general en cada paso, y con ello, el riesgo de lesiones en los huesos, sin alterar el rendimiento (Giandolini et al., 2013). Pero Ogueta-Alday, Morante, Rodríguez-Marroyo & García-López (2013), afirman todo lo contrario, llegando a la conclusión de que la pisada de retropié es la más eficiente, por lo que existe una gran controversia, no existiendo consenso sobre qué tipo de pisada es más eficiente.

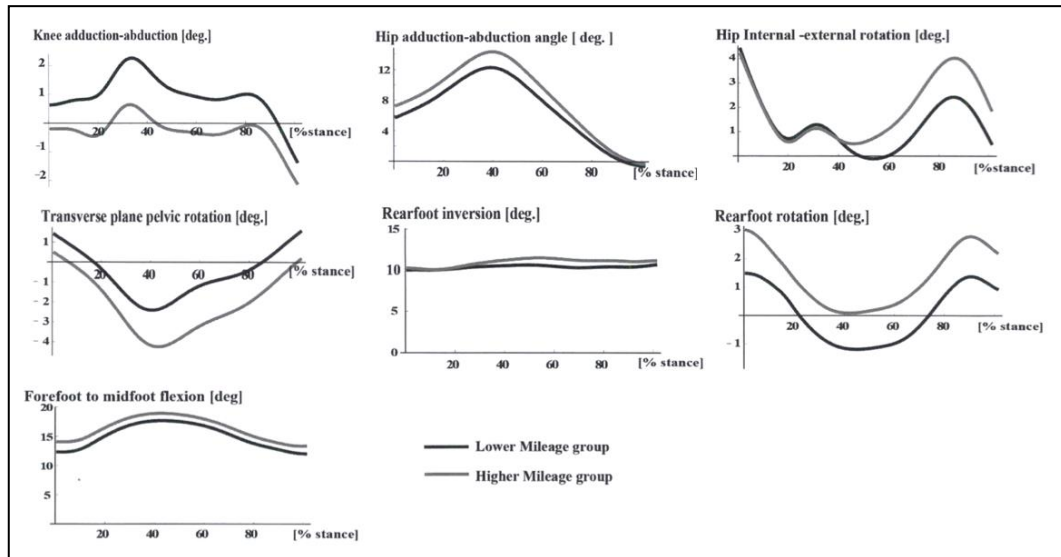
Martin (2011) afirma que más importante que el tipo de contacto o apoyo del pie es la activación temprana de glúteos e isquiosurales en la fase de preparación y en el movimiento de la pierna hacia atrás, cosa que es ignorada cuando se busca

modificar este patrón de pisada. Este autor añade que los corredores de élite son capaces de correr de antepié o mediopié porque poseen una gran fuerza y flexibilidad en los pies y pantorrillas y una fuerte activación de isquiosurales y glúteos para colocar correctamente el pie antes del aterrizaje.

#### 1.3.1.5.4. Coordinación intersegmentaria

La carrera a pie es un movimiento multisegmentario con muchos grados de libertad, existiendo un alto espacio dimensional de posibles soluciones para lograr la misma meta de movimiento. En el plano sagital, la coordinación de los movimientos segmentarios es determinante para completar las tareas y posicionar adecuadamente el pie en la fase de aterrizaje de la carrera a pie, por lo que la disrupción y descoordinación de estos movimientos segmentarios pueden ser perjudiciales y desarrollar posibles lesiones (Boyer et al., 2014). Por otro lado, la coordinación de movimientos secundarios, reflejados por movimientos en el plano frontal y transversal, es una consideración importante para la evaluación del riesgo de lesiones (Boyer et al., 2014).

La experiencia en la carrera, el nivel de habilidad y el entrenamiento pueden inducir cambios en los patrones neuromusculares o las propiedades mecánicas de los tejidos músculo-esqueléticos pudiendo afectar a la coordinación de los segmentos corporales (Boyer et al., 2014). En un estudio publicado por Boyer et al. (2014) compararon la coordinación de movimientos multisegmentarios en corredores con alto y bajo volumen de kilometraje por semana, encontrando diferencias significativas entre ambos grupos en la cinemática del plano frontal y transversal en pelvis, cadera, rodilla, retropié y antepié (Figura 9).



**Figura 9.** Desviaciones medias en los ángulos articulares de patrones promedio de movimiento en los grupos de menor (negro) y mayor (gris) kilometraje por semana. Adaptado de “The Role of Running Mileage on Coordination Patterns in Running” por K. A. Boyer, J. F. Silvernail & J. Hamill, 2014, *Journal of Applied Biomechanics*, 30(5), 652.

El grupo de corredores con alto kilometraje por semana empleó un patrón de movimiento en el plano sagital distinto al grupo de corredores de menor volumen por semana, donde estas adaptaciones neuromusculares en dicho plano de movimiento en el grupo de mayor distancia de entrenamiento por semana y una experiencia deportiva superior, podría resultar en una coordinación de los segmentos de las extremidades inferiores en los planos transversal y frontal con menos riesgo de lesiones y una posible mejor eficiencia de los movimientos (Boyer et al., 2014).

#### 1.3.1.6. Aspectos anatómicos

Existen una serie de aspectos anatómicos a tener en cuenta en las lesiones deportivas y que aparecen constantemente en la investigación de las mismas (Fields et al., 2010) como desalineaciones articulares, alteraciones posturales, laxitud o inestabilidad articular, rigidez y acortamiento muscular, además de los niveles de cada cualidad físico-motriz (Casáis-Martínez, 2008). Igualmente, se ha evaluado la asociación entre los factores de riesgos derivado de inadecuadas

alineaciones anatómicas con las lesiones por sobreuso, pero pocos estudios son de carácter prospectivo (Wen, 2007).

Uno de los aspectos más estudiados en este aspecto es la pronación o eversión del pie, la cual es una combinación de movimientos de dorsiflexión de tobillo, eversión del retropié y abducción del antepié durante la primera mitad de la fase de apoyo en la carrera a pie (Hreljac & Ferber, 2006). La pronación, combinada con la flexión de rodilla es un mecanismo protector necesario durante la marcha o carrera, ya que permite atenuar las fuerzas de impacto (Cheung et al., 2011; Hreljac & Ferber, 2006). Además de esta función atenuante de impactos, la pronación desbloquea las articulaciones medias del tarso del pie, ofreciendo a la parte delantera del pie ser más flexible y por consecuencia, ser más adaptativa al terreno (Cheung et al., 2011; Hamill, Bates & Holt, 1992). Debido a la arquitectura anatómica de la articulación del tobillo, la pronación del pie afecta a los movimientos de rodilla y cadera (Hintermann & Nigg, 1998; Shih, Ho & Shiang, 2014). La pronación se encuentra acompañada de una rotación interna tibial, donde para contener dicha rotación, el fémur puede realizar también una rotación compensatoria (Cheung et al., 2011; Hintermann & Nigg, 1998), pudiendo producirse una excesiva pronación del pie que alterará los patrones de movimiento de las extremidades proximales (Cheung et al., 2011) y pudiendo relacionarse con lesiones como fascitis plantar, tendinosis del Aquiles, síndrome de estrés tibial medial, tendinosis del tibial posterior, síndrome de dolor patelofemoral y síndrome de fricción iliotibial (Shih et al., 2014).

Con respecto a la relación directa entre la pronación del pie con la rotación interna tibial (Hreljac & Ferber, 2006), existen estudios que han encontrado una tendencia a una mayor pronación del tobillo en corredores con periostitis tibial en comparación con participantes sanos (Wen, 2007). Otros artículos como el de Messier & Pittala (1988), compararon corredores con síndrome de banda iliotibial, periostitis tibial y fascitis plantar con un grupo de corredores sin lesiones, mostrando una mayor pronación máxima en el grupo de periostitis tibial y un mayor rango de flexo-extensión de tobillo en el grupo con fascitis plantar (Wen, 2007). Por el contrario, un estudio de 16 corredor con dolor patelofemoral (Messier,



Davis, Curl, Lowery & Pack, 1991) no mostró diferencias con corredores sanos en las variables relacionadas con el movimiento de retropié como máxima pronación y velocidad de pronación. Sin embargo, el tiempo de apoyo, la máxima fuerza propulsiva vertical, la máxima fuerza de frenado y el impulso de frenado fueron mayores en corredores con dolor (Wen, 2007).

Siguiendo con los movimientos del retropié, un gran número de estudios han vinculado la existencia de un pie cavo con un mayor riesgo de lesión, debido a su vínculo con una baja pronación y la presencia de supinación, genu varo y varo del retropié (Fields et al., 2010). Se ha demostrado que un pie cavo presenta mayores fuerzas de impacto ya que normalmente suelen ser más rígidos (Fields et al., 2010). Por otro lado, este alto riesgo de lesión es consistente con estudios de presiones plantares, donde se muestra unos patrones de carga mayores en el antepié, los cuales son significativamente mayores en pies cavos (Fields et al., 2010). En este sentido, los corredores con pies cavos, con una mayor supinación o inversión del pie durante la carrera, junto con una baja pronación en el primer 10% de la fase de pisada, un arco del pie alto y el kilometraje de las zapatillas, son predictores de dolores de rodilla (Fields et al., 2010).

En un estudio prospectivo analizado por Lun, Meeuwisse, Stergiou & Stefanyshyn (2004) sobre 87 corredores recreacionales durante 6 meses, evaluaron el rango de movimiento de cadera y tobillo, recurvatum de rodilla, ángulo Q y varo o valgo del antepié y tobillo. Las variables anatómicas resultaron ser pobres predictores en el síndrome patelo-femoral, exceptuando el genu varo y la supinación del antepié asociados a un pie cavo (Fields et al., 2010; Wen, 2007), ya que los corredores con un varo del retropié mayor se asoció con el síndrome patelo-femoral (Powers, Maffucci & Hampton, 1995). Además del síndrome patelo-femoral, el pie cavo ha sido relacionado con la existencia de fracturas por estrés de las extremidades inferiores en un estudio prospectivo con militares (Korpelainen, Orava, Karpakka, Siira & Hulkko, 2001).

Wen (2007) hace referencia a un estudio retrospectivo publicado por Wen et al. (1997) realizado sobre 304 corredores donde evaluaron la altura del arco plantar,

talón varo o valgo, ángulo tubérculo-sacro de la rodilla, varo o valgo de rodilla y disparidades en la longitud de la pierna. Estos autores mostraron que los corredores con una altura baja del arco o alta se asociaba con lesiones en tibia en comparación con corredores de altura media del arco, un talón varo estaba asociado con lesiones de la espalda, un menor ángulo tubérculo-sacro de rodilla con lesiones del tobillo, un varo alto o bajo de rodilla presentaba más lesiones que los corredores con varo medio, y menos diferencias en la altura de la pierna se vinculó con lesiones de tobillo y espalda.

Como se puede observar, un pie cavo ha sido relacionado con lesiones específicas como el síndrome patelofemoral y las fracturas por estrés en corredores, además de lesiones en general de las extremidades inferiores, pero a pesar de ello, no existen estudios prospectivos que afirmen que el tratamiento de los pies cavos mediante ortesis, soportes plantares o cualquier otra intervención reducirían el riesgo de lesión (Fields et al., 2010). En un trabajo prospectivo de Walter et al. (1989) analizado por Wen (2007), se evaluó la influencia del valgo del talón y pies cavos o planos, además de otros factores como la anteversión del cuello femoral, oblicuidad pélvica, alineación patelar y de rodilla en más de 1000 corredores, sin encontrar ninguna variable relacionada con riesgos de lesión.

Por otro lado, en un estudio prospectivo de 255 corredores durante 32 semanas (Wen et al., 1998) se relacionó un mayor arco del pie con un factor protector de lesiones en general y de lesiones de rodilla, que un mayor ángulo Q de rodilla se asocia con lesiones en tibia y que menores diferencias en la longitud de la pierna se asocia con más lesiones (Wen, 2007). En contra de esto último, Fields et al. (2010) escribe que las diferencias en la altura de la pierna han sido relacionadas con lesiones de cadera, pelvis, síndrome de banda iliotibial y espalda baja en corredores (Fields et al., 2010). Estas desalineaciones y el genu valgo son aspectos anatómicos que han sido vinculados tradicionalmente a un mayor riesgo de lesión en la carrera a pie, pero no existen estudios clínicos que vislumbren esta evolución (Fields et al., 2010).

Además, Wen (2007) sugiere que, a pesar de ser limitadas, se pueden asociar ciertos aspectos anatómicos como factores de riesgo o preventivos a diferentes tipos de lesiones. Así, las diferencias en la longitud de las piernas, un mayor ángulo Q de rodilla o un mayor varo de rodilla son factores de riesgo de lesiones por sobreuso en las piernas. Mientras un mayor valgo de talón representaría un sistema protector de lesiones de rodilla y pie y un menor valgo de talón y un mayor arco del pie supondrían factores protectores de lesiones de rodilla (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007).

Por otro lado, Wen (2007) analizó un artículo donde los corredores con un arco del pie más alto tendían a sufrir más lesiones de tobillo, en la parte lateral y en los huesos, mientras corredores con un arco bajo sufrían más lesiones de rodilla, en la parte medial y en los tejidos blandos (Williams et al., 2001). Pero la evidencia que relaciona un alto drop navicular o arco del pie ( $> 10$  mm) como un factor de riesgo (Bennett, Reinking & Rauh, 2012) es limitada (van der Worp et al., 2015).

Wen (2007) hace referencia a la relación entre el ángulo del cuádriceps con respecto a la rótula, comúnmente conocido como ángulo Q, analizando una serie de investigaciones, donde algunas muestran un mayor ángulo Q en corredores con dolor patelofemoral (Messier et al., 1991; Moss, Devita & Dawson, 1992) pero no todos los estudios muestran esta asociación (Caylor, Fites & Worrell, 1993; Fairbank, Pynsent, van Poortvliet & Phillips, 1984; Galanty, Matthews & Hergenroeder, 1994). En un estudio prospectivo sobre 246 soldados encontraron que un mayor valgo de rodilla estaba relacionado con un mayor riesgo de lesión (Cowan, Jones & Robinson, 1993), mientras un gran ángulo Q tenía un riesgo elevado de fracturas por estrés (Wen, 2007).

#### *1.3.1.7. Otros aspectos sistemáticos o personales*

Además de los factores descritos con anterioridad, otros factores sistemáticos o personales como el tipo de personalidad (Wen, 2007), la composición corporal (Casáis-Martínez, 2008), falta de conocimiento del propio cuerpo o la predisposición genética (Saragiotto, Di Pierro & Lopes, 2014), tienen su influencia relativa en las lesiones por sobreuso.

### 1.3.2. Factores relacionados con el entrenamiento o la carrera

Dentro de este apartado describiremos otros factores relacionados con el riesgo de lesión como la experiencia deportiva, motricidad específica, dinámica de cargas, frecuencia, volumen e intensidad de entrenamiento, calentamiento, competición, momento de la sesión o errores de entrenamiento, además de otros factores como la condición física o equipamiento.

#### 1.3.2.1. Experiencia deportiva

El nivel de experiencia deportiva ha sido estudiado como un factor de riesgo potencial de lesiones (Fields et al., 2010), reportándose que los corredores inexpertos tienen mayor riesgo de lesión cada 1000 horas de práctica que los deportistas con mayor experiencia (Ramskov et al., 2014). Tradicionalmente se ha sugerido que una mayor experiencia deportiva puede reducir el riesgo de lesión, aunque este factor es susceptible a la tendencia más o menos saludable del corredor, por lo que no todos los artículos corroboran esta teoría (Wen, 2007).

Macera et al. (1989) concluyó que una experiencia deportiva inferior a 3 años puede incrementar el riesgo de lesión, ya que mostró un ratio de 2.2 (95% CI: 1.5-3.3). En este sentido, las lesiones más comunes relacionadas con la inexperiencia deportiva de corredores principiantes son las lesiones de isquiosurales y rodilla, mientras que los corredores más experimentados sufren lesiones más vinculadas con el pie (Fields et al., 2010). A pesar de ello no hay una evidencia suficiente para relacionar la inexperiencia con un mayor riesgo de lesiones (van Gent et al., 2007). Además, existe **limitada evidencia** (van der Worp et al., 2015) que relaciona una mayor experiencia deportiva como factor de riesgo de lesión en rodilla (Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra & Koes, 2008) y pie (Wen et al., 1998) y una experiencia deportiva inferior a un año como factor protector (McKean, Manson & Stanish, 2006).

#### *1.3.2.2. Motricidad específica del deporte*

La motricidad específica supone el factor extrínseco de lesión más importante, debido a que los gestos a realizar implican la exacerbación de un determinado mecanismo lesional, el cual incluye traumatismos directos, sobreuso o ejecuciones repetidas, velocidad o descoordinación entre otras, donde están representadas las formas más comunes de lesión (Casáis-Martínez, 2008).

#### *1.3.2.3. Dinámica de cargas*

La dinámica de cargas del entrenamiento está asociada a un aumento del riesgo de lesión, siendo más incisivo en ciclos de mayor densidad competitiva o de aumento de la carga de entrenamiento (Casáis-Martínez, 2008). Por ello sería interesante tener en cuenta el calendario competitivo y llevar a cabo una adecuada cuantificación a la hora de planificar las cargas de entrenamiento con el fin de evitar lesiones por aumentos bruscos en la carga de trabajo.

#### *1.3.2.4. Frecuencia de entrenamiento*

La frecuencia de entrenamiento ha sido relacionada como un factor de riesgo de lesión vinculado al kilometraje de entrenamiento, donde un aumento de la frecuencia se asocia con un mayor ratio de lesiones (Fields et al., 2010; Walter et al., 1989). Walter et al. (1989) muestran como un riesgo de lesión entrenar más de dos veces a la semana. Sin embargo, la evidencia para afirmar esta asociación de manera rotunda es limitada (van Gent et al., 2007).

Por otro lado, hay pruebas limitadas (van der Worp et al., 2015) de que entrenar igual o más de 6 veces a la semana combinado con una edad inferior a 40 años representa un mayor riesgo de lesión en la carrera a pie, entrenar entre 1 y 3 veces a la semana menos de 10 millas a la semana, unos 16 km, combinado con una edad igual o menor a 40 años como factor protector de lesiones y correr entre 1 y 3 veces a la semana combinado con una edad igual o superior a 40 años como factor protector de lesiones en la carrera a pie (McKean et al., 2006).

#### 1.3.2.5. Volumen de entrenamiento

Expresado en tiempo de exposición o carga acumulada, podría indicar sobrecarga de entrenamiento o fatiga, convirtiéndose en uno de los factores que más predispone a las lesiones (Casáis-Martínez, 2008). Un exceso de kilometraje es uno de los errores de entrenamiento más comunes, pudiendo ser la causa de entre el 60-72% de las lesiones durante la carrera a pie, siendo estas lesiones más comunes también en corredores que entrenan durante todo el año (Fields et al., 2010).

Hay una **fuerte evidencia** (más de dos estudios de alta calidad) de que una larga distancia de entrenamiento por semana representa un factor de riesgo de lesión (Fields et al., 2010; Macera et al., 1989; van Gent et al., 2007; Walter et al., 1989; Wang et al., 1993). Mientras Fields et al. (2010) y Macera et al. (1989) concluyen que entrenar más de 40 millas por semana, unos 64 kilómetros, es un factor significativo de lesión, evidenciando que sólo el exceso de kilometraje semanal puede producir lesiones. Por otro lado, existe una **evidencia**, aunque **limitada** (van Gent et al., 2007), que reporta el aumento de la distancia de entrenamiento a la semana como un factor protector de lesiones de rodilla y como un factor de riesgo de lesiones de isquiosurales (Satterthwaite et al., 1999). Además de haber una **evidencia limitada** (van der Worp et al., 2015) que defiende el incremento de las horas de entrenamiento a la semana como factor protector de lesiones de rodilla y pie (Wen et al., 1998).

#### 1.3.2.6. Intensidad de entrenamiento

Podría existir una relación entre la velocidad de entrenamiento o carrera y el riesgo de lesión, hay artículos que han evidenciado una relación directa entre velocidad y riesgo de lesión, pero muchos otros no han encontrado estos resultados (Fields et al., 2010). Existe **pruebas limitadas** (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007) que afirman que un mayor ritmo de carrera reporta más lesiones de las extremidades inferiores (Wen et al., 1998), así como un menor ritmo de entrenamiento es un factor de riesgo de lesiones de talón (Wen et al., 1997).

Por otro lado, van der Worp et al. (2015) refleja **evidencias limitadas** que relacionan el entrenamiento interválico como riesgo de lesión en tibia (Wen et al.,

1997, 1998), pero también se ha relacionado como factor protector de lesiones de rodilla (Van Middelkoop et al., 2008).

#### 1.3.2.7. *Calentamiento*

Dos estudios analizados por van Gent et al. (2007) no mostraron un vínculo entre realizar un calentamiento y las lesiones de las extremidades inferiores (Macera et al., 1989; Walter et al., 1989), por lo que no se puede afirmar que llevar a cabo un calentamiento prevenga a los deportistas de lesiones posteriores (van Gent et al., 2007). Fields et al. (2010) afirman que existen investigaciones que sugieren que el calentamiento puede reducir lesiones, pero en la actualidad, la literatura no tiene la suficiente calidad para determinar que el calentamiento ayuda a la prevención de lesiones en la carrera a pie, ya que muchos estudios se realizan sobre otros deportes y pueden no ser extrapolables a la carrera debido a la variabilidad de los calentamientos usados, las diferencias del deporte y la heterogeneidad de los participantes (Fields et al., 2010).

#### 1.3.2.8. *Competición*

El nivel de la competición, así como el tiempo de exposición a la misma, supone un fenómeno desencadenante que duplica, o incluso triplica, el riesgo de lesión (Casáis-Martínez, 2008), relacionándose de **manera limitada** (van der Worp et al., 2015) que competir más de 6 veces en carreras en el último año es un factor de riesgo de lesión en hombres (Van Middelkoop et al., 2008). Además, van Gent et al. (2007) sugieren una **evidencia limitada** que muestra mayores lesiones en competiciones de mayor distancia (Macera, Pate, Woods, Davis & Jackson, 1991).

#### 1.3.2.9. *Fatiga*

Muchos estudios han sugerido que la fatiga es un factor de riesgo potencial en las lesiones (Dickin & Doan, 2008; Kellis, Zafeiridis & Amiridis, 2011; Koller, Sumann, Schobersberger, Hoertnagl & Haid, 2006; Saragiotto et al., 2014; Whyte, Burke, White & Moran, 2015), ya que puede exacerbar movimientos cinemáticos anormales durante la carrera a pie (Shih et al., 2014) y aumentar el riesgo de lesión de las extremidades inferiores durante carreras de larga duración (Koller et al., 2006). Los corredores lesionados reconocen un inicio gradual de dolor a medida

que la carrera avanza (Benson & O'Connor, 2015). Esto, unido a la alta incidencia de lesiones sufridas al final de sesiones deportivas (Hiemstra, Lo & Fowler, 2001), sugiere que la fatiga puede predisponer a una articulación a lesionarse y a descender su rendimiento deportivo (Benson & O'Connor, 2015; Hiemstra et al., 2001).

El vínculo entre la fatiga muscular y el ejercicio ha sido objetivo de numerosas investigaciones desde finales del siglo XIX, pero la etiología de la palabra fatiga es un tema que aún desconocemos (López-Calbet & Dorado-García, 2006). Son numerosas las definiciones de fatiga (Barbany, 2006; López-Calbet & Dorado-García, 2006), tradicionalmente se ha explicado como la reducción de la fuerza voluntaria máxima inducida por el ejercicio (Allen, Lamb & Westerblad, 2008; Boccia et al., 2016; Carroll, Taylor & Gandevia, 2017; Decorte, Lafaix, Millet, Wuyam & Verges, 2012; Gandevia, 2001; Hureau, Ducrocq & Blain, 2016; Lepers, Maffiuletti, Rochette, Brugniaux & Millet, 2002; Martin et al., 2010; Millet & Lepers, 2004; Millet, Martin, Lattier & Ballay, 2003; O'Leary, Morris, Collett & Howells, 2016; Thomas et al., 2015; Zghal et al., 2015). Así, nosotros proponemos una definición más amplia, entendiendo la fatiga como:

“Una respuesta multidimensional o multifactorial relacionada con el ejercicio físico, una interacción compleja de mecanismos centrales y periféricos (Hunter & Smith, 2007; Millet, 2011) caracterizados por el descenso de la capacidad o habilidad para generar fuerza o potencia muscular que origina modificaciones fisiológicas, mecánicas y psicológicas (Stirling, Von Tscherner, Fletcher & Nigg, 2012) y una reducción del rendimiento (Anbarian & Esmaili, 2016; Hunter & Smith, 2007; Kellis & Liassou, 2009; Koblbauer, van Schooten, Verhagen & van Dieen, 2014; Millet, 2011; Saldanha, Ekblom & Thorstensson, 2008) como estrategia corporal para conservar la integridad y la función celular (Millet, 2011).”

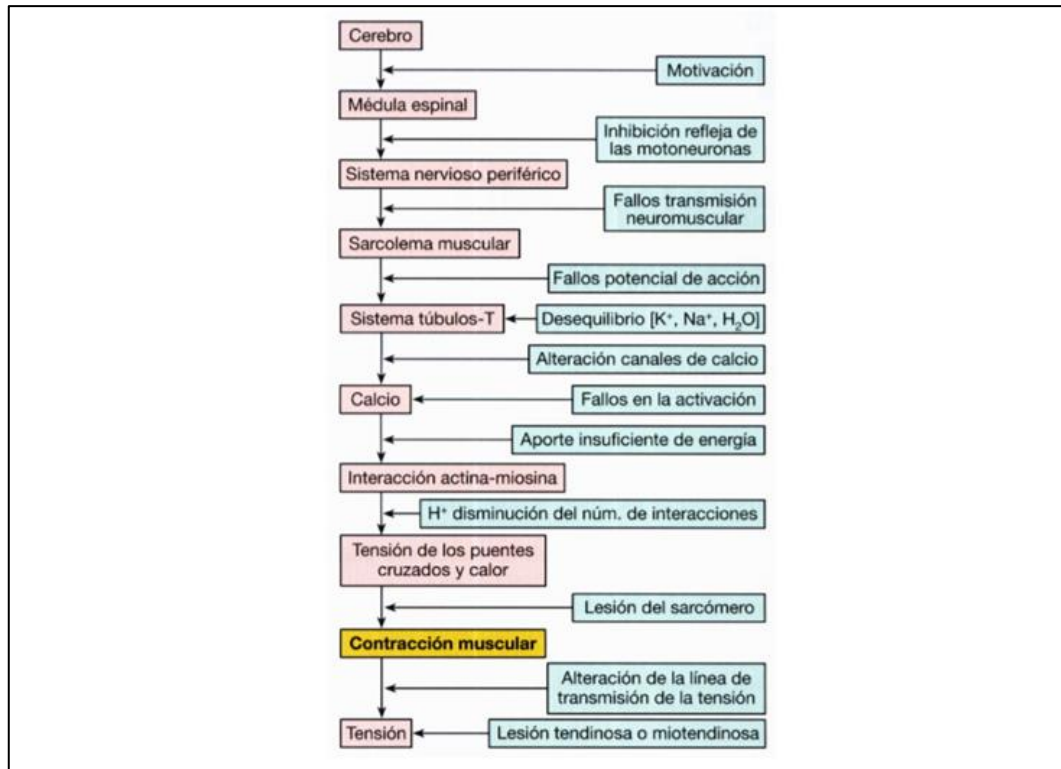
Las características fundamentales de la fatiga radican en la disminución de la capacidad de esfuerzo o rendimiento y el descenso de la capacidad para generar fuerza muscular máxima (López-Calbet & Dorado-García, 2006). A pesar de ello, la fatiga se produce de forma progresiva desde el comienzo de esfuerzo, pero en esta



fase inicial la intensidad o capacidad máxima del músculo para generar fuerza máxima o potencia máxima aún puede ser mantenida. López-Calbet & Dorado-García (2006) destacan que la potencia muscular es el producto de la fuerza por la velocidad de contracción, siendo ésta última más vulnerable que la fuerza isométrica máxima, lo que puede llevar a situaciones en las que la fuerza isométrica máxima se conserve, pero la potencia muscular máxima esté disminuida por un descenso de la velocidad de contracción. Es por ello por lo que definen el término fatiga como “una disminución de la capacidad para generar fuerza máxima y/o potencia máxima, independientemente de que puede ser mantenida o no la intensidad del esfuerzo” pp. 755.

La fatiga puede desarrollarse en ejercicios tanto de alta como de baja intensidad, siendo su origen dependiente de dicha intensidad y de la duración del ejercicio (Millet & Lepers, 2004), ya que es producida cuando existe una notable desproporción entre la magnitud del ejercicio y las posibilidades de ejecución del mismo (Barbany, 2006). Cada actividad requiere una contribución relativa de potencia o intensidad desarrollada, velocidad de ejecución y duración, donde la fatiga puede producirse por la sollicitación excesiva de uno de estos componentes, reflejando la incapacidad del músculo u organismo en conjunto para mantener la intensidad del esfuerzo realizado (Barbany, 2006). Debido a que la fatiga tiene como objetivo evitar consecuencias adversas de un esfuerzo excesivo o desmesurado (Barbany, 2006), el ejercicio tiene que ser cesado o disminuido por el deportista (Millet & Lepers, 2004).

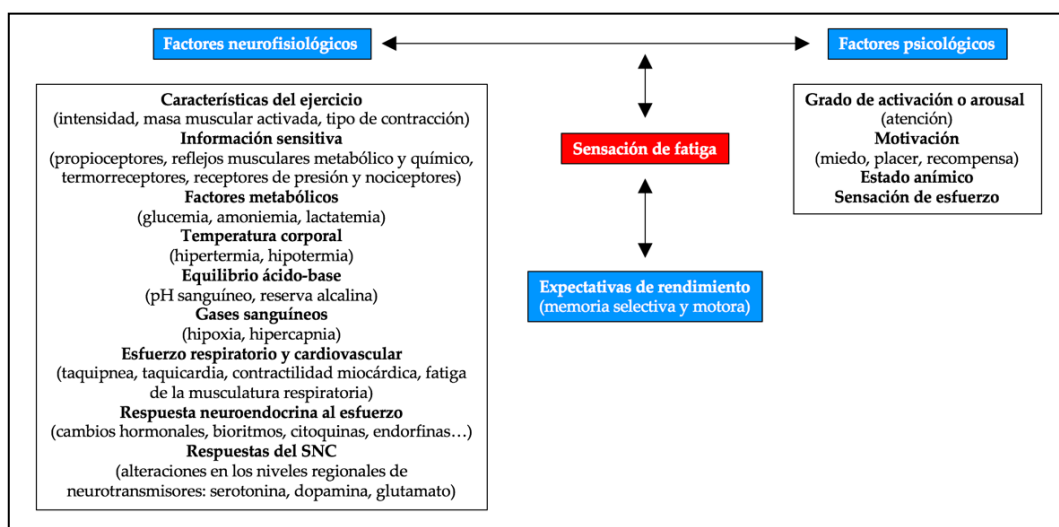
Durante el ejercicio, las contracciones musculares voluntarias son el resultado de una cadena de procesos originados en el sistema nervioso central y que terminan en los músculos esqueléticos (Figura 10), donde la fatiga es manifestada por la alteración de cualquiera de estos procesos, pudiendo darse la alteración de uno o más de estos mecanismos al mismo tiempo (López-Calbet & Dorado-García, 2006).



**Figura 10.** Cadena de procesos fisiológicos que suceden entre el sistema nervioso central y el músculo durante la contracción muscular. Adaptado de Fatiga, dolor muscular tardío y sobreentrenamiento (pp. 756), por J.A. López-Calbet & C. Dorado-García, (2006). En J. López Chicharro, y A. Fernández-Vaquero (Eds.), *Fisiología del Ejercicio* (pp. 755-811). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.

A pesar de que la fatiga suele ser definida a partir de variables objetivas como fuerza o potencia, ésta también puede ser percibida por el deportista debido a la información sensitiva que recibe el sistema nervioso y a la memoria sensitiva, siendo capaz de crear un constructo mental que representa la sensación de fatiga, la cual es definida por López-Calbet & Dorado-García (2006) como “una elaboración mental consciente que resulta de combinación de múltiples factores neurofisiológicos y neuropsicológicos esquematizados en la Figura 11” (pp. 756). Dicha sensación de fatiga depende de la expectativa de rendimiento o predicción basada en la memoria acerca de la fuerza o potencia muscular que se debería ser capaz de desarrollar, de la información sensitiva derivada de forma principal por los propioceptores, por las terminaciones nerviosas tipo III y IV localizadas en las

fibras musculares y encargados de los reflejos metabólicos o metaboreflejos y reflejo químico muscular o quimioreflejo, por los termorreceptores, nociceptores y receptores de presión, y de factores psicológicos como el grado de activación o arousal, motivación, atención, estado anímico, elaboraciones mentales complejas relacionadas con el miedo, placer o recompensa (López-Calbet & Dorado-García, 2006).



**Figura 11.** Factores implicados en la sensación de fatiga. Adaptado de Fatiga, dolor muscular tardío y sobreentrenamiento (pp. 757), por J.A. López-Calbet & C. Dorado-García, (2006). En J. López Chicharro, y A. Fernández-Vaquero (Eds.), *Fisiología del Ejercicio* (pp. 755-811). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.

De forma general, existe una buena relación entre la fatiga medida con variables objetivas, ya sea disminución de fuerza o potencia, y la sensación de fatiga, aunque en ciertas ocasiones puede ocurrir que para un mismo nivel de fatiga objetivo manifieste sensaciones de fatiga diferentes. Debido a que la sensación de fatiga es una elaboración mental clasificada como una variable subjetiva, puede ser evaluada obteniendo información subjetiva de cómo percibe el deportista la fatiga en un momento determinado del ejercicio mediante la escala de percepción subjetiva del esfuerzo (RPE) de Borg (López-Calbet & Dorado-García, 2006).

Por otro lado, como hemos comentado anteriormente, la fatiga es una respuesta multidimensional que manifiesta la interacción compleja de mecanismos centrales y periféricos (Hunter & Smith, 2007; Millet, 2011), siendo dividida tradicionalmente en fatiga local o periférica y general o central (Dickin & Doan, 2008; López-Calbet & Dorado-García, 2006; Mizrahi, Verbitsky & Isakov, 2000a; Stirling et al., 2012; Weist, Eils & Rosenbaum, 2004), debido a que puede originarse desde varios sitios potenciales, los cuales son divididos de forma habitual en sitios localizados a nivel proximal (fatiga central) o distal (fatiga periférica) a la unión neuromuscular (Millet & Lepers, 2004). Comenzando con la fatiga central, puede ser entendida como la alteración en la habilidad o capacidad del sistema nervioso central (SNC) para reclutar unidades motoras a una velocidad de descarga superior a la frecuencia de fusión tetánica, donde el descenso en la activación central durante el ejercicio puede ser originado por varios factores a nivel espinal y/o supraespinal (Millet, 2011). Las causas de este tipo de fatiga son de diversa índole, ya que los mecanismos de fatiga son multifactoriales e incluyen aspectos psicológicos, homeostáticos y metabólicos que afectan al sistema músculo-esquelético, cardiovascular, respiratorio y sistema nervioso (Stirling et al., 2012). Por otra parte, la fatiga periférica hace referencia a cambios que tienen lugar de forma localizada en los músculos, obstaculizando la ejecución de comandos centrales descendientes (Stirling et al., 2012). Por lo tanto, la fatiga central atiende a cambios sobre la función neuromuscular, y la fatiga periférica a modificaciones a nivel muscular, siendo interdependientes en la mediación de aferencias periféricas (Millet, 2011).

#### *1.3.2.10. Momento de la sesión*

El momento de la sesión es otro de los aspectos sumamente importantes. La fatiga aguda producida en el entrenamiento o competición es un aspecto que multiplica el riesgo de lesión, ya que la frecuencia de las lesiones es mayor en la parte final de los entrenamientos o competiciones (Casáis-Martínez, 2008). Por otro lado, no se puede representar como un factor de riesgo de lesión correr en horarios diferentes del día, ya sea por la mañana o por la noche (van Gent et al., 2007).

#### 1.3.2.11. Errores de entrenamiento

A parte del principal error de entrenamiento anteriormente comentado de un exceso de kilometraje recorrido por semana, otros factores como incrementar de forma considerable la distancia de entrenamiento a la semana o cambiar el tipo de entrenamiento a cuestas o interválico sin una progresión adecuada, pueden incrementar el riesgo de lesiones (Fields et al., 2010).

#### 1.3.2.12. Condición física

Una adecuada condición de las capacidades físicas básicas es importante para reducir el riesgo de lesiones (Casáis-Martínez, 2008). Conocida la importancia de la resistencia en la carrera a pie para que los procesos de fatiga aparezcan más tarde, la falta de fuerza o debilidad muscular ha sido relacionada con mayor riesgo de lesión de las extremidades inferiores (Fields et al., 2010).

#### 1.3.2.13. Equipamiento

La superficie de carrera y el calzado deportivo son los equipamientos más determinantes de la carrera a pie (García-Pérez & Lucas-Cuevas, 2012), ya que la absorción de la carga y el mecanismo de absorción están influenciados por estos componentes (Wang, Hong, Li & Zhou, 2012).

##### 1.3.2.13.1. Superficie de carrera

Se ha postulado que la superficie de carrera puede asociarse con las lesiones (Fields et al., 2010), pero la **evidencia es limitada** (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007). Un aspecto vinculado a este riesgo de lesión es la fuerza de reducción, atenuación o absorción de impactos de una superficie, la cual es el porcentaje de disminución de una fuerza en una superficie al ser comparada con una superficie más rígida o concreta (Nigg & Yeadon, 1987), o lo que es lo mismo, la capacidad de dicha superficie para disminuir las fuerzas de impacto que recibe el deportista en diferentes acciones como correr o saltar (Sanchis et al., 2015).

La absorción de impactos es una de las propiedades más importantes de las superficies deportivas (Janakiraman, Shenoy & Sandhu, 2012) y uno de los aspectos biomecánicos más importantes a tener en cuenta en el análisis de pavimentos

deportivos junto con la deformación del pavimento, el retorno de energía, el agarre y el comportamiento uniforme u homogéneo (Sanchis et al., 2015), ya que una superficie con baja capacidad de absorción de impactos y características inapropiadas de fricción/tracción están vinculadas a la prevalencia de lesiones (Ekstrand, Timpka & Hagglund, 2006).

Otro aspecto vinculado con las características de la superficie es la deformación estándar, obtenida de la máxima desviación de la superficie durante un test estandarizado (Nigg & Yeadon, 1987), siendo los test más usados los de carácter vertical y horizontal (Nigg & Yeadon, 1987). Vinculado a ella, se encuentra la dureza de la superficie, representada como la resistencia de un material a la penetración de un objetivo dado bajo una presión dada (Nigg & Yeadon, 1987).

En toda superficie se produce una pérdida de energía mecánica cuando la persona entra en contacto con la superficie deportiva, y la cantidad de energía mecánica después del impacto comparado con la energía mecánica anterior al impacto, se conoce como resistencia al rebote (Nigg & Yeadon, 1987).

Dos factores vinculados a deficiencias en los aspectos biomecánicos anteriores son la rigidez de la superficie y la fricción entre la superficie y el calzado, los cuales son los dos factores más asociados al riesgo de lesión en cuanto a superficie se refiere (Ekstrand & Nigg, 1989). La rigidez es el ratio de fuerza aplicada a la deflexión (Nigg & Yeadon, 1987) y afecta a las fuerzas de impacto pudiendo provocar lesiones por sobrecarga en huesos, cartílagos, músculos, tendones y ligamentos (Steffen, Andersen & Bahr, 2007).

La elección de dicha superficie es un aspecto determinante, ya que puede provocar modificaciones biomecánicas de un tipo de superficie a otra (García-Pérez & Lucas-Cuevas, 2012). La superficie más popular para practicar la carrera a pie es la pista deportiva de caucho sintético, mientras que el hormigón y el asfalto son más comunes en corredores recreacionales y maratonianos (Tessutti, Trombini-Souza, Ribeiro, Nunes & Sacco Ide, 2010). Las pistas de atletismo están construidas

con superficies de tartán, las cuales son ideales y blandas para corredores muy castigados por el asfalto. Pero se construye con el objetivo de aumentar el rendimiento, por lo que no ofrece protección a las articulaciones y puede producir lesiones por correr siempre hacia el mismo sentido (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000). En cuanto al asfalto, presenta unos choques muy duros, ya que no absorbe el impacto con tanta eficacia como superficies más blandas, por lo que si se tiene sobrepeso o articulaciones frágiles se aconseja correr sobre superficies más blandas o menos rígidas (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000).

La tierra o ceniza representan superficies más blandas y adecuadas para las articulaciones, ya que presenta una excelente absorción y se puede soportar un 25% más de kilometraje que sobre asfalto. Pero tiene desventajas con respecto al asfalto, como la posible existencia raíces, hoyos o imperfecciones en el terreno que pueden causar lesiones por torceduras (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000). Por otro lado, correr sobre la arena o playa es más agradable y el impacto es mucho menor, pero el terreno se deforma bajo los pies, lo que modifica la biomecánica de carrera y puede dar lugar a dolores o lesiones (Glover & Glover, 2005; Jutel, 2000). Al igual que las anteriores, la hierba es otra superficie que reduce el impacto, eliminando el estrés repetitivo de correr por superficies más duras y fortaleciendo los músculos de los pies, tobillos y piernas que aumentan su trabajo en comparación con el pavimento (Ekstrand & Nigg, 1989). En contra de estas ventajas, correr sobre superficies más blandas también presenta algunas desventajas. Pinnington, Lloyd, Besier & Dawson (2005) afirman que la arena lleva consigo un coste metabólico mayor, debido a que la actividad muscular y los rangos de movimientos de cadera y rodilla son mayores.

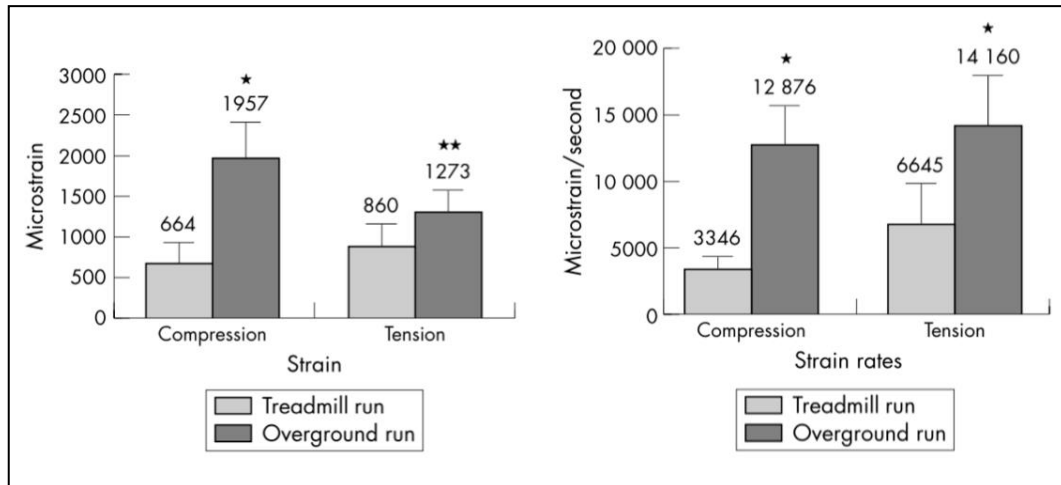
Por último, otra superficie muy común de práctica de carrera en gimnasios, estudios biomecánicos, actividades terapéuticas y rehabilitación, es el tapiz rodante (García-Pérez et al., 2014). Este instrumento presenta una serie de ventajas metodológicas como son su alta replicabilidad de ensayos, fácil instrumentación, mejor control del entorno, velocidad e inclinación y el empleo de menos espacio (García-Pérez et al., 2014).

Pero la carrera en tapiz rodante presenta modificaciones biomecánicas con respecto a correr por el suelo (García-Pérez et al., 2014; Hong, Wang, Li & Zhou, 2012), como una menor magnitud de presión plantar máxima, una menor fuerza máxima plantar total del pie, una menor presión plantar máxima en las regiones de los dedos del pie y una fuerza máxima menor en la región plantar del antepié medio y las dos regiones de los dedos del pie, además de presentar un tiempo de contacto absoluto más largo en las regiones de los dedos del pie en comparación con su práctica en pista, por lo que la distribución de las cargas de presión plantar difiere de las ocasionadas en suelo (Hong et al., 2012).

En cuanto a impactos, genera una menor magnitud y ratio de impactos en comparación con la pista (García-Pérez & Lucas-Cuevas, 2012). Esto podría ser un aspecto ventajoso, pero conlleva cambios en la frecuencia de zancada, cinemática del centro de gravedad, ángulo del pie en el contacto inicial, cinemática de tobillo, rodilla y/o cadera, percepción de la velocidad, velocidad en la transición de andar a correr, velocidades máximas, actividad muscular, coste energético y los ya mencionados en la atenuación de la aceleración, tiempo de apoyo y presión plantar (García-Pérez & Lucas-Cuevas, 2012; García-Pérez et al., 2014).

Además, las deformaciones de tensión y compresión y los ratios de deformación o esfuerzo son 48-285% más altas corriendo en suelo que sobre tapiz rodante, por lo que los corredores que desempeñan su actividad sobre suelo presentan mayor riesgo de fracturas de tibia por estrés que los corredores sobre tapiz rodante (Milgrom et al., 2003) (Figura 12).





**Figura 12.** Esfuerzo axial tibial corriendo sobre tapiz rodante y sobre superficie (izquierda) y ratio de esfuerzo axial tibial corriendo sobre tapiz rodante y sobre superficie (derecha) donde las barras representan la desviación estándar (\*  $p < 0.0001$ ; \*\*  $p < 0.001$ ). Adaptado de "Are overground or treadmill runners more likely to sustain tibial stress fracture?" por C. Milgrom, A. Finestone, S. Segev, C. Olin, T. Arndt & I. Ekenman, 2003, *British Journal of Sports Medicine*, 37(2), 162.

### 1.3.2.13.2. Calzado

En los años 70, el acolchado de la zapatilla de correr revolucionó el deporte al mismo tiempo que las competiciones pasaron de la élite a un ejercicio de masas (Fields et al., 2010). Tradicionalmente se ha pensado que un calzado amortiguado disminuirá el riesgo de lesión, debatiéndose el rol de la calidad del calzado deportivo, su tipo (amortiguador o control del movimiento) y su construcción para tratar y prevenir lesiones (Fields et al., 2010).

Un cuestionario reciente sobre el calzado deportivo a 4.501 corredores de ambos sexos, mostró que los usuarios anteponen el ajuste a otros aspectos como la amortiguación o el confort, con un 49.6%, 24.8% y 15.8% respectivamente, además de un 9.8% que marcaron otras características del calzado (Schubert, Oriwol & Sterzing, 2011). Relacionado con el confort, Nigg, Baltich, Hoerzer & Enders (2015), mostraron que la condición de calzado que los participantes consideraban como más confortable estaba relacionada con una frecuencia de lesiones menor y un menor consumo de oxígeno, además el esqueleto de un individuo, para una tarea determinada, intenta permanecer en la misma trayectoria de movimiento, la

denominada trayectoria de movimiento preferida. Por lo que un calzado adecuado debería permitir que el esqueleto se moviera en una trayectoria de movimiento preferida y una demanda menor en la actividad muscular que un calzado inadecuado, debiendo seleccionarse un calzado confortable, siguiendo el filtro de confort de estos autores, para poder reducir de forma automática el riesgo de lesiones (Nigg et al., 2015).

Los defensores del calzado deportivo piensan que el calzado tiene las funciones de reducir los impactos, dar apoyo al pie durante la fase media de pisada y orientar al pie durante el despegue (Bahlsen & Nigg, 1987), además de ser el responsable de proteger a los pies de los impactos contra el suelo, de transmitir al cuerpo las fuerzas ejercidas sobre el mismo y de preservar al pie de las posibles lesiones que ocurren durante la práctica deportiva (Abián-Vicén et al., 2013).

Según de tipo de pie y el ciclo de marcha o carrera, se ha propuesto utilizar un tipo de calzado u otro para prevenir lesiones, vinculando un calzado de mayor control a pronadores y un calzado amortiguador a supinadores y corredores con pies cavos, pero no existen investigaciones con la calidad suficiente para evidenciar la prescripción del calzado según el tipo de pie, ya que hay estudios que no muestran diferencias significativas en el ratio de lesión entre usar calzado deportivo de control del movimiento, estabilizador o amortiguador según el tipo de arco del pie (bajo, medio o alto), y el tipo de arco y la forma del pie medido mediante impresión del pie, comparado con el uso de calzado de tipo estabilizador para todos (Fields et al., 2010). En este sentido Cheung et al. (2011) defiende la efectividad del calzado control del movimiento para reducir la cantidad de pronación del pie y el pico de impacto vertical durante la carrera, sin embargo no hay suficientes datos para afirmar que pueda controlar la cantidad de rotación tibial o femoral. Por ello, llevar un calzado deportivo inadecuado puede implicar un mayor riesgo de lesión (Wen, 2007).

En cuanto a la antigüedad y cantidad de calzado, existen **evidencias limitadas** (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007) que afirman la asociación entre lesiones en tibia y el uso de un gran número de zapatillas de correr (Wen et

al., 1997, 1998), y que el calzado con una antigüedad de 4 a 6 meses representa un factor protector de lesiones de los miembros inferiores en corredores, pero sin mostrar ese comportamiento en mujeres (Taunton et al., 2003).

Además, parece que utilizar más de un par de zapatillas representa un factor protector en las lesiones relacionadas con la carrera a pie al suponer una estrategia que conduce a una variación de la carga aplicada al sistema músculo-esquelético (Malisoux et al., 2015).

#### 1.3.2.13.3. Otros equipamientos

Además de los anteriores equipamientos, se debe prestar especial atención a otros complementos como la vestimenta, ya que puede tener implicación un elevado peso o las malas condiciones de dicha vestimenta o calzado que puedan desencadenar aspectos desfavorables (Saragiotto et al., 2014).

#### 1.3.2.14. Medio ambiente

Las condiciones ambientales son otro componente que puede afectar a las lesiones en deportistas para diversos autores (Casáis-Martínez, 2008; Saragiotto et al., 2014).

### 1.3.3. Factores relacionados con la salud

En este apartado se detallarán factores como el historial previo de lesiones, el historial médico o estado de salud, el estado psicológico o el uso de ortesis o inserciones.

#### 1.3.3.1. Historial previo de lesiones

El historial previo de lesiones es representado como factor significativo de lesiones en múltiples investigaciones de alta calidad que analizó van Gent et al. (2007) (Macera et al., 1989; Macera et al., 1991; Walter et al., 1989; Wen et al., 1998), ya que las lesiones anteriores y una recuperación inadecuada de las mismas suponen el riesgo de factor intrínseco más importante (Casáis-Martínez, 2008).

En este sentido, Bennett et al. (2012) concluyeron que corredores con antecedentes de dolor en la parte medial de la pierna relacionado con el ejercicio, durante un periodo de tiempo de entre un mes y un año, presentaban mayor riesgo de recaída. Por otro lado, un estudio considerado de alta calidad llevado a cabo por Van Middelkoop et al. (2008) refleja que tras la producción de una lesión de las extremidades inferiores, el periodo de 12 meses posterior corresponde un factor de riesgo de lesión de rodilla, mientras si la lesión se produce en otro lugar como cadera, ingle, muslo, rodilla, tobillo o pie, representa un factor de riesgo de lesión de tríceps sural.

Ante ello, hay una **fuerte evidencia** de la asociación entre el historial previo con lesiones de las extremidades inferiores en la carrera a pie, especialmente en hombres (van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007).

#### *1.3.3.2. Historial médico o estado de salud*

Se ha relacionado el historial médico del deportista con un mayor riesgo de lesiones, pero la evidencia que relaciona el historial médico de los corredores con mayores lesiones en la carrera a pie (Satterthwaite et al., 1999) es **limitada** (van Gent et al., 2007).

#### *1.3.3.3. Estado psicológico*

Los estudios de psicología deportiva han relacionado de forma significativa el incremento del estrés de la vida con las lesiones en deportes de contacto o de equipo con factores como la ira, concentración o tensión, además de ser inflexible, la asertividad y agresividad como factores de riesgo potenciales de lesiones en numerosos deportes. Pero, ni la historia de estrés del estilo de vida ni los riesgos relacionados con la personalidad han confirmado ser predictores de lesiones en la carrera a pie (Fields et al., 2010).

#### *1.3.3.4. Ortesis o inserciones*

Las ortesis atléticas del pie son inserciones en la zapatilla que reemplazan la plantilla de la misma y que se han usado durante más de 50 años para corregir

patologías biomecánicas, amortiguar el pie y/o prolongar el tiempo hasta que llega la fatiga muscular con el objetivo de prevenir o ayudar a reducir las lesiones (Fields et al., 2010). El debate sobre su mecanismo de acción y su evidencia de uso sigue en activo. Existen buenos artículos, según Fields et al. (2010), que en los últimos años han apoyado su uso en el tratamiento de lesiones, además los pacientes presentan mayores niveles de satisfacción con su uso.

En este sentido, las plantillas de absorción de impactos probablemente reducen las fracturas por estrés, pero no todos los estudios muestran estos beneficios, existiendo algunos que no encuentran diferencias con las plantillas estándar (Fields et al., 2010).

Fields et al. (2010) afirma que la evidencia indica que las ortesis pueden prevenir las lesiones por estrés, existiendo muchos estudios que afirman que las ortesis personalizadas son un tratamiento efectivo para varias lesiones vinculadas con la carrera a pie incluyendo el síndrome patelofemoral y dolor relacionado con pies cavos, aunque pocos estudios muestran directamente que prevengan otras lesiones en corredores, ya que algunos estudios están realizados sobre militares (Fields et al., 2010). Por otro lado, van der Worp et al. (2015) muestran un **nivel de evidencia moderado** para indicar que el uso de ortesis o inserciones en el calzado puede representar un riesgo de lesión (McKean et al., 2006; Wen et al., 1997).

#### 1.3.4. Factores relacionados con el estilo de vida

En relación con los hábitos de vida, una inadecuada nutrición e hidratación, consumir tabaco y alcohol, un inadecuado sueño y participar en otros deportes, pueden tener implicaciones negativas y ayudar a producir lesiones en la carrera a pie (Saragiotto et al., 2014; van Gent et al., 2007).

#### 1.4. FATIGA: FOCO DE ESTUDIO

Descrita anteriormente como factor de riesgo de lesión relacionado con el entrenamiento o competición, la fatiga fue el foco central de nuestra investigación. Existen un gran número de clasificaciones y terminologías de la fatiga (estados de

agotamiento agudo, fatiga carencial, estados de agotamiento subagudo, agotamiento subagudo, agotamiento crónico, sobreentrenamiento o seudofatiga entre otros) (Barbany, 2006), siendo la clasificación más común la división de la fatiga en central o general y local o periférica (Dickin & Doan, 2008; López-Calbet & Dorado-García, 2006; Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a; Stirling et al., 2012; Weist et al., 2004). La fatiga, como hemos comentado anteriormente, puede originarse desde varios sitios potenciales, los cuales son divididos de forma habitual en sitios localizados a nivel proximal (fatiga central) o distal (fatiga periférica) a la unión neuromuscular (Millet & Lepers, 2004).

#### **1.4.1. Fatiga periférica, local o muscular**

La fatiga periférica, también conocido como fatiga local o muscular, hace referencia a la alteración de uno o varios procesos que tienen lugar en la unión neuromuscular o distal a la misma (Allen et al., 2008; Boccia et al., 2016; Carroll et al., 2017; Decorte et al., 2012; Hureau et al., 2016; Martin et al., 2010; Millet et al., 2003; O'Leary et al., 2016; Thomas et al., 2015), relacionándose con la excitabilidad del sarcolema, las propiedades contráctiles, la alteración del acoplamiento excitación-contracción y el daño muscular (Allen et al., 2008; Boccia et al., 2016). Este tipo de fatiga se manifiesta en un grupo concreto de músculos tanto en movimientos que se realizan a elevada potencia de esfuerzo, donde la fatiga general del organismo es inexistente, como en movimientos repetitivos donde la carga de trabajo puede ser ligera, pero de larga duración (Barbany, 2006). A nivel general, hay una aceptación de que la fatiga de ejercicios de corta duración es causada principalmente por factores metabólicos o demandas musculares si existe un alto componente de contracción excéntrica (Millet & Lepers, 2004). La fatiga muscular es muy dependiente del tipo de contracción muscular, produciendo mayor fatiga y mayores daños musculares cuando existen contracciones excéntricas. Además, parece ser menor la pérdida de fuerza en contracciones concéntricas que en contracciones isométricas (Millet & Lepers, 2004).

Por otro lado, Edwards & Gibson (1991) dividen la fatiga periférica en fatiga de alta frecuencia y fatiga de baja frecuencia (López-Calbet & Dorado-García, 2006). La primera hace referencia a la pérdida selectiva de fuerza a altas frecuencias de

estimulación eléctrica, mientras la fatiga de baja frecuencia se refiere a la pérdida selectiva de fuerza a bajas frecuencias de estimulación eléctrica (Edwards & Gibson, 1991; López-Calbet & Dorado-García, 2006).

#### 1.4.1.1. *Causas de la fatiga periférica, local o muscular*

La aparición de la fatiga periférica suele obedecer a un conjunto de varios factores entre los que se encuentra un insuficiente suministro de O<sub>2</sub> a los músculos activos, agotamiento de las reservas energéticas, disminución del pH intracelular, desequilibrios iónicos y deshidratación, agotamiento de neurotransmisores y la participación de la amoniogénesis (Barbany, 2006).

En primer lugar, un suministro de oxígeno insuficiente a los músculos involucrados en el movimiento es característico de contracciones musculares isométricas o concéntricas intensas donde la resistencia es difícil de vencer, donde se producen dificultades para la irrigación sanguínea y el suministro de energía y de O<sub>2</sub>, además de no ser posible atender a las demandas elevadas de O<sub>2</sub> y nutrientes, activando las vías anaeróbicas y empleando las escasas reservas energéticas musculares (Barbany, 2006).

Pasando al agotamiento de las reservas energéticas, la fosfocreatina se utiliza en condiciones anaeróbicas para reconstruir el adenosín trifosfato (ATP) altamente energético a medida que se va utilizando para mantener las reservas de ATP corporales (Wilmore & Costill, 2004), siendo la concentración de fosfocreatina cuatro veces superior a la de ATP (López-Calbet & Dorado-García, 2006). Las reservas de ATP y fosfocreatina garantizan únicamente contracciones que no superen los 5 (López-Calbet & Dorado-García, 2006) u 8-10 segundos (Barbany, 2006) desde el inicio de la contracción, mientras las reservas de glucógeno permiten continuar la contracción entre 10 y 20 minutos, sobre todo si se emplean en condiciones anaeróbicas de baja rentabilidad energética (Barbany, 2006). Durante la ejecución de contracciones máximas repetidas, la fatiga coincide con el agotamiento de la fosfocreatina a pesar de que el ATP es el responsable directo de la energía utilizada, pero dicho ATP se agota más lentamente ya que está siendo producido por otros sistemas en este tipo de ejercicios. Así, cuando se agota la fosfocreatina, la capacidad corporal para reponer el ATP gastado con la rapidez

necesaria queda dificultada, continuando el uso de ATP a pesar de que el sistema ATP-fosfocreatina no tiene la misma capacidad de reposición, por lo que disminuyen los niveles de ATP y cuando llega el agotamiento el ATP y la fosfocreatina pueden estar agotados (Wilmore & Costill, 2004). Con respecto al glucógeno muscular, los niveles musculares de ATP también son sostenidos por la descomposición tanto aeróbica como anaeróbica del glucógeno, ya que en pruebas de muy corta duración el glucógeno muscular actúa como fuente principal de energía para la síntesis de ATP pero debido a que el agotamiento del glucógeno muscular se encuentra regulado por la intensidad de la actividad, en este tipo de tareas se agota rápidamente (Wilmore & Costill, 2004).

Relacionado con la disminución del pH intracelular, el ácido láctico es un producto de desecho de la glucólisis que se acumula dentro de las fibras musculares durante la ejecución de esfuerzos musculares muy intensos de corta duración, donde si no es eliminado, se disocia convirtiéndose en lactato y produciendo una acumulación de iones de hidrógeno, lo que ocasiona la acidificación muscular y la condición conocida como acidosis. Estas actividades son muy dependientes de la glucólisis y producen grandes cantidades de lactato y de hidrogeniones ( $H^+$ ) en el interior de los músculos, para combatir esta situación, las células y fluidos poseen tampones como el bicarbonato ( $HCO_3^-$ ) que actúan minimizando la influencia desorganizadora de los  $H^+$  y que sin ellos los  $H^+$  reducirían el pH hasta 6.5 produciendo la muerte celular. Debido a su capacidad tampón, la concentración de  $H^+$  permanece baja incluso en esfuerzos muy intensos, permitiendo que el pH muscular no descienda más de 6.6-6.4 en agotamiento desde su valor en reposo de 7.1.

A pesar de este ligero descenso, dichos cambios afectan de forma negativa a la producción de energía y contracción muscular, ya que un pH por debajo de 6.9 inhibe la acción de una importante enzima glucolítica, la fosfofructocinasa (PFK), lo que produce una disminución del ritmo de la glucólisis y de producción de ATP. En cambio, con un pH de 6.4 la influencia de los  $H^+$  detiene toda nueva disposición de glucógeno, produce una reducción rápida del ATP y por último el agotamiento. Por otro lado, los  $H^+$  pueden desplazar el calcio ( $Ca^{++}$ ) dentro de las fibras,



interfiriendo en la unión de los puentes cruzados de actina y miosina y reducir la fuerza muscular contráctil (Barbany, 2006; Wilmore & Costill, 2004). Tradicionalmente, el ácido láctico ha sido considerado como el culpable de la fatiga, pero son los  $H^+$  generados por dicho ácido los que conducen a la reducción del pH y posteriormente a la fatiga (Wilmore & Costill, 2004). Existe un fuerte consenso entre los investigadores para afirmar que un pH muscular bajo, desencadenado por estas modificaciones del equilibrio ácido-básico de la fibra, es el factor limitante principal del rendimiento y la causa más importante de fatiga en ejercicios máximos de corta duración (Barbany, 2006; Wilmore & Costill, 2004).

Con respecto a los desequilibrios iónicos y la deshidratación, las modificaciones de pH de la fibra muscular causadas por alteraciones en el sarcolema y en las membranas del retículo sarcoplasmático producen cambios en la permeabilidad de iones y agua, afectando a la polaridad de la membrana, a la génesis de potenciales de acción, a la excitabilidad de la fibra, produciendo la deshidratación de la fibra muscular y una dificultad para salida del  $Ca^{++}$  disminuyendo la contractilidad de la fibra (Barbany, 2006).

Además, las causas de la fatiga muscular pueden ser derivadas del agotamiento de algunos neurotransmisores que participan en la respuesta motora, así como de alteraciones en la estructura de la placa motora (Barbany, 2006).

Por último, relacionado con la participación de la amoniogénesis, con un trabajo muscular intenso pueden aparecer considerables cantidades de amonio ( $NH_3$ ), lo que significa que la fibra muscular se encuentra en precarias condiciones de energía. Este  $NH_3$  ionizado como  $NH_4^+$ , si se acumula en niveles excesivos crea dificultades funcionales en la fibra, modifica su permeabilidad y si pasa a la sangre, puede producir un efecto general sistemático muy evidente en ejercicios de larga duración pudiendo ser una de las causas de la fatiga general o central (Barbany, 2006).

#### *1.4.1.2. Signos y síntomas de la fatiga periférica, local o muscular*

La fatiga periférica desencadena una serie de procesos que se pueden identificar como claros signos y síntomas de dicha fatiga como son la disminución

de la fuerza contráctil, sobre todo en la fuerza máxima y en la amplitud de la contracción, el aumento del tiempo de reacción, las manifestaciones electromiográficas como aumentos de voltaje a una determinada potencia de trabajo, modificaciones en el electromiograma integrado, disminución de la frecuencia promedio de estimulación, disminución de la velocidad de conducción del estímulo contráctil o aumento del tiempo de respuesta a estímulos externos y aumento del riesgo de lesión, dolores musculares, contracturas, molestias postesfuerzo, modificaciones iónicas y de nivel de hidratación del músculo o “fenómenos en lesión” en la ultraestructura de la membrana y miofilamentos (Barbany, 2006).

#### *1.4.1.3. Factores que modulan la fatiga periférica, local o muscular*

La sensibilidad a la fatiga periférica varían en función de distintos parámetros donde se encuentra el nivel de entrenamiento y las características de la composición de miotipología (Barbany, 2006). A mayor nivel de entrenamiento, las reservas energéticas y la resistencia a la acidosis son mayores, además de disminuir las modificaciones en la permeabilidad de la membrana, mientras que las fibras FT debido a sus características funcionales y metabólicas son más fatigables que las ST, por lo que músculos con mayor predominancia de fibras FT son más fácilmente fatigables (Barbany, 2006).

#### **1.4.2. Fatiga central o general**

La fatiga central, también denominada fatiga orgánica, general (Barbany, 2006) o neuromuscular (Wilmore & Costill, 2004), es una reducción de la capacidad del sistema nervioso central para activar músculos (Carroll et al., 2017), desencadenando un descenso progresivo de la activación voluntaria o de la conducción neural a los músculos provocado por el ejercicio (Boccia et al., 2016; Decorte et al., 2012; Gandevia, 2001; Hureau et al., 2016; Martin et al., 2010; Millet et al., 2003; O'Leary et al., 2016; Thomas et al., 2015). Para efectuar una contracción muscular, un impulso nervioso es enviado a través de la placa motora para activar la membrana de las fibras y hacer que el retículo sarcoplásmico de las fibras libere calcio, el cual se enlaza con la troponina para iniciar la contracción muscular (Wilmore & Costill, 2004). En este sentido, la fatiga central hace referencia a la

alteración de uno o varios procesos que intervienen desde que se elabora la orden motora a nivel cortical hasta que el estímulo llega al sarcolema. Este tipo de fatiga se caracteriza por la disminución de la capacidad para producir fuerza máxima y/o potencia máxima debido a alteraciones en las órdenes que genera y transmite el sistema nervioso a las fibras musculares (López-Calbet & Dorado-García, 2006).

Es frecuente en ejercicios de larga duración, predominando el componente aeróbico y las contracciones musculares moderadas donde participan de forma activa e intensa todos los sistemas corporales (Barbany, 2006). No es habitual que ejercicios puramente aeróbicos generen tales niveles de fatiga sin la participación del componente anaeróbico, ya que las regiones musculares especialmente demandadas acumularán ácido láctico y otros catabolitos a medida que la duración del esfuerzo sea mayor (Barbany, 2006). Cabe destacar que en condiciones concretas pueden actuar al simultáneamente mecanismos centrales y periféricos (Barbany, 2006; López-Calbet & Dorado-García, 2006), debido a que en ejercicios prolongados que desarrollan fatiga central, los cambios metabólicos y estructurales que se producen pueden involucrar fatiga muscular en ejercicios de larga duración (Millet & Lepers, 2004).

#### *1.4.2.1. Causas de la fatiga central o general*

Las causas de la fatiga central son de diversa índole, ya que los mecanismos de fatiga son multifactoriales e incluyen aspectos psicológicos, homeostáticos y metabólicos que afectan al sistema músculo-esquelético, cardiovascular, respiratorio y sistema nervioso (Stirling et al., 2012). Además, coexisten distintas causas con importancia relativa variable, las cuales actúan a diversos niveles del organismo como el muscular, neurológico, cardiovascular, endocrino, termorregulador o la participación de la amoniogénesis (Barbany, 2006).

Comenzando con el componente muscular, debido a los tipos de esfuerzo que genera esta fatiga, la masa muscular solicitada es importante y se produce un agotamiento progresivo de los combustibles utilizados por las fibras musculares. Cuando se acumula ácido láctico y otros catabolitos debido a procesos oxidativos, se ve comprometida en mayor o menor rango la continuidad del esfuerzo, debido

a la inactividad progresiva y el efecto de interferencia que estos “metabolitos de fatiga” ejercen sobre los sistemas enzimáticos y la maquinaria contráctil (Barbany, 2006).

El componente neurológico, englobado bajo el nombre de fatiga central, puede ser decisivo en ejercicios de muy larga duración ya que depende de la glucosa como combustible. En situaciones de hipoglucemia producidas por un exceso consumo de dicha glucosa por parte de los músculos activos y el deterioro progresivo de las reservas de glucógeno hepático, la neurona se ve abocada a reducir o cesar su actividad, produciendo una detención o limitación del grado de movimiento. Por otro lado, este tipo de fatiga también puede producir el posible agotamiento de neurotransmisores vegetativos simpáticos (Barbany, 2006).

A veces es el único responsable de la fatiga es el componente cardiovascular, ya que el corazón se puede mostrar incapaz de abastecer de forma adecuada las necesidades progresivas crecientes que los incrementos del flujo sanguíneo periféricos conllevan y no es capaz de mantener los niveles de gasto cardiaco por más tiempo, produciéndose la incapacidad para continuar con el mismo nivel de esfuerzo (Barbany, 2006).

En cuanto al componente endocrino, las modificaciones de concentración plasmática o la actividad de algunas hormonas (corticosuprarrenales, tiroidea, hormona del crecimiento o catecolaminas) pueden tener su participación en la aparición de fatiga durante el ejercicio prolongado (Barbany, 2006).

Asimismo, el incremento del calor corporal, relacionado con el componente termorregulador, especialmente en clima hostil, hace necesario la mayor derivación de sangre hacia la circulación cutánea, obligando a un mayor volumen cardiaco por minuto si se desea mantener los niveles de esfuerzo, además de aumentar las resistencias circulatorias y el trabajo cardiaco debido al incremento de la viscosidad de la sangre por la deshidratación. Con ello, aumenta el trabajo respiratorio y aparece la sensación de falta de aire. Esta sobresolicitud del sistema

cardiovascular y respiratorio debido a la incapacidad para disipar el exceso de calor producido puede ser un importante causante de fatiga (Barbany, 2006).

Concluyendo con la participación de la amoniogénesis, un incremento de la misma en ejercicios de larga duración y alta intensidad puede ser la causa principal de fatiga, sobre todo en fibras FT, ya que la capacidad de amoniogénesis es superior en este tipo de fibras que en las fibras ST (Barbany, 2006).

#### *1.4.2.2. Signos y síntomas de la fatiga central o general*

Cambios en la función cardiovascular, control neuromuscular, disponibilidad metabólica, función de los músculos respiratorios, demandas en los músculos de la locomoción y en factores neurales centrales han sido implicados como respuestas de la fatiga general (Bertram, Prebeau-Menezes & Szarko, 2013). Para Barbany (2006), los principales parámetros indicativos de fatiga general se pueden encontrar a nivel muscular, sanguíneo, vascular, pulmonar, metabólico, renal neurológico, termorregulador y deportivo.

A nivel muscular, se produce un aumento las demandas musculares (Chan-Roper, Hunter, Myrer, Eggett & Seeley, 2012; Kyrolainen et al., 2000), un agotamiento de las reservas de fosfocreatina, glucógeno y triglicéridos, un acúmulo excesivo de lactato y alteraciones de la permeabilidad de la fibra muscular (Barbany, 2006).

Continuando con los signos y síntomas a nivel sanguíneo, se origina una disminución de la glucemia (aumenta en determinadas ocasiones) y del contenido plasmático en ácidos grasos libres, situación de hemoconcentración y aumento del ácido úrico, lactacidemia, creatinina, mioglobinemia y del potasio extracelular y sanguíneo (Barbany, 2006).

En cuanto a nivel vascular, aumenta la frecuencia cardiaca de reposo y de esfuerzo, se producen modificaciones tensionales (aumento o disminución de la

presión diferencial) y alteraciones del ritmo cardíaco (extrasístoles) (Barbany, 2006).

A nivel pulmonar, aparece disnea o sensación de falta de aire, respiración termorreguladora o jadeante y modificaciones del patrón normal ventilatorio (disminución del volumen de reserva inspiratorio) (Barbany, 2006). Con el ejercicio aeróbico prolongado aumentan las necesidades de ventilación, los músculos respiratorios tienen que disminuir progresivamente y aumentar su velocidad y frecuencia de contracción, originando la fatiga de estos músculos y pudiendo limitar el rendimiento (Nadiv et al., 2012). Una posible explicación a la fatiga de los músculos respiratorios puede ser la disminución del flujo de sangre disponible para estos músculos en condiciones de fatiga, ya que incrementa la competencia con los músculos locomotores por un adecuado flujo sanguíneo (Nadiv et al., 2012). Se ha demostrado que la enorme demanda ventilatoria que se produce en el organismo durante actividades continuas a intensidad elevada causaría la fatiga de los músculos inspiratorios mientras que la fatiga de los músculos espiratorios es menos probable que ocurra (Tong, Wu, Nie, Baker & Lin, 2014).

Relacionado con aspectos metabólicos, se altera la utilización de sustratos energéticos (Chan-Roper et al., 2012; Kyrolainen et al., 2000), disminuye el umbral de anaerobiosis y la eficiencia energética y aumenta de la deuda de oxígeno (Barbany, 2006).

Por otro lado, a nivel renal, desencadena proteinurias y hematurias de esfuerzo, una disminución de la excreción de 17 cetosteroides y un aumento de creatinuria (Barbany, 2006).

Los cambios a nivel neurológico radican en la disminución de la activación neuromuscular (Chan-Roper et al., 2012), además del tiempo de reacción y la modificación en la velocidad y amplitud de reflejos (reflexograma) (Barbany, 2006).

Pasando a las modificaciones a nivel termorregulador, incrementan las demandas de regulación de la temperatura corporal (Chan-Roper et al., 2012; Kyrolainen et al., 2000), se produce hipertermia y aumento del riesgo de golpe de calor (Barbany, 2006). Además, el incremento de la temperatura central puede ser un factor que podría reducir potencialmente la activación neural de todos los músculos, incluso de aquellos que no son activados durante el ejercicio (Saldanha, Ekblom, et al., 2008).

Por último, a nivel deportivo se origina la necesidad inevitable de descender la intensidad del ejercicio o detenerse (Barbany, 2006; Millet & Lepers, 2004; Wilmore & Costill, 2004).

#### *1.4.2.3. Factores que modulan la fatiga central o general*

A parte de los factores que regulan la fatiga periférica como el nivel de entrenamiento o las características de las fibras musculares, los cuales pueden tener una implicación en la regulación de la fatiga general, se ha demostrado que una adecuada producción de fuerza muscular local durante la contracción concéntrica de los músculos involucrados en la extensión de cadera y en la contracción excéntrica de los músculos flexores de rodilla, tiene un papel primordial para prevenir o retrasar los cambios cinemáticos asociados a la fatiga en eventos aeróbicos de alta intensidad (Hayes, Bowen & Davies, 2004).



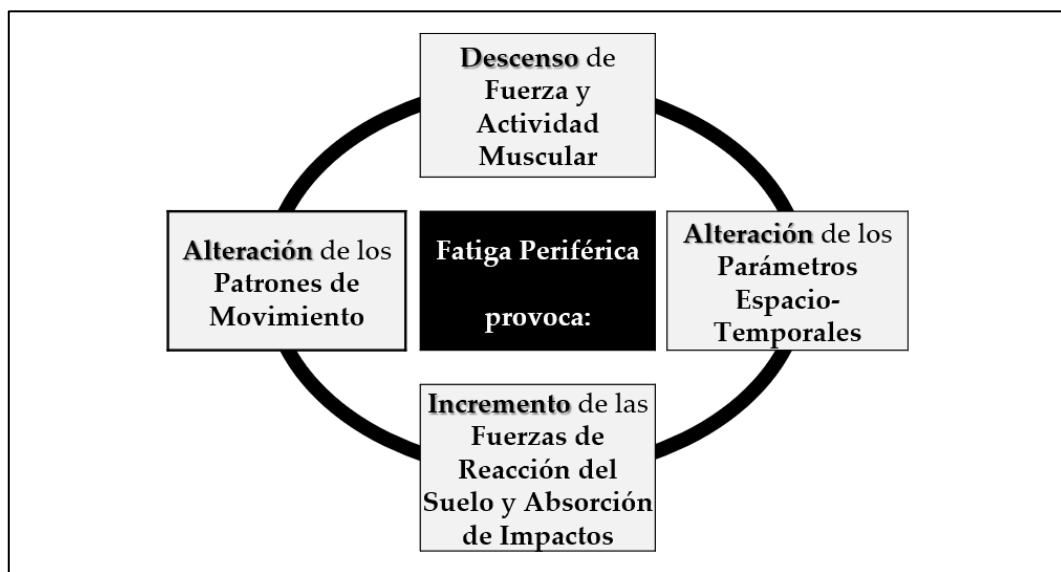


## **II – JUSTIFICACIÓN**



## II - JUSTIFICACIÓN

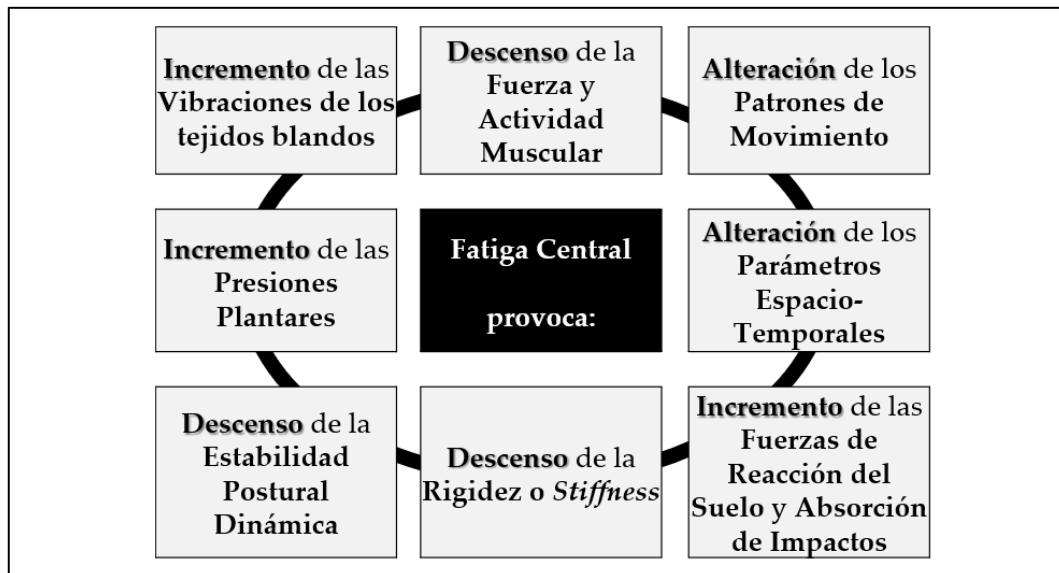
Se ha documentado que la fatiga periférica, poco estudiada previamente durante la carrera a pie, produce disminuciones en la fuerza y actividad muscular (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011), modificaciones en los aspectos biomecánicos de patrones de movimiento y parámetros espacio-temporales (Christina, White & Gilchrist, 2001; Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011), e incrementos de las fuerzas de reacción del suelo (Christina et al., 2001) y absorción de impactos (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011) (Figura 13).



*Figura 13.* Modificaciones de la fatiga periférica en la carrera a pie y en la estabilidad postural dinámica. Elaboración Propia.

Asimismo, la fatiga central, más estudiada en la carrera a pie, también provoca disminuciones de la fuerza y actividad muscular (Denadai, Greco, Tufik & de Mello, 2007; Giovanelli et al., 2016; Martin et al., 2010; Saldanha, Ekblom, et al., 2008; Temesi et al., 2014), cambios en los patrones de movimiento y parámetros espacio-temporales (Clansey, Hanlon, Wallace & Lake, 2012; García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Martínez-Nova & Sánchez-Zuriaga, 2013; Giovanelli et al.,

2016; Hunter & Smith, 2007; Koblbauer et al., 2014; Mizrahi, Verbitsky, Isakov & Daily, 2000; Radzak, Putnam, Tamura, Hetzler & Stickley, 2017b; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger & Isakov, 1998), incrementos de las fuerzas de reacción del suelo (Clansey et al., 2012) y absorción de impactos (Lucas-Cuevas et al., 2015; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitsky & Isakov, 1997; Verbitsky et al., 1998), así como disminuciones en las características de rigidez (Hunter & Smith, 2007), aumentos en la vibración de tejidos blandos (Khassetarash, Hassannejad, Etefagh & Sari-Sarraf, 2015) y presiones plantares (Anbarian & Esmaeili, 2016; García-Pérez et al., 2013), y descensos de la estabilidad postural dinámica (Steib, Hentschke, Welsch, Pfeifer & Zech, 2013), estabilidad del tronco (Koblbauer et al., 2014; McConnell, Caine & Sharpe, 1997; Ohya, Yamanaka, Hagiwara, Oriishi & Suzuki, 2016; Tong et al., 2014) o en el desempeño de tareas cognitivas (Millet, Divert, Banizette & Morin, 2010); además, acrecentar o disminuir algunas de estas variables en función del equipamiento: como la superficie (García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Mizrahi, Verbitsky & Isakov, 2001; Vernillo et al., 2015), el calzado (Vercruyssen, Tartaruga, Horvais & Brisswalter, 2016), las ortesis (Lucas-Cuevas et al., 2014) o las medias compresivas (Lucas-Cuevas et al., 2015) (Figura 14).



**Figura 14.** Modificaciones de la fatiga central en la carrera a pie y en la estabilidad postural dinámica. Elaboración Propia.

Las modificaciones anteriores que provoca la fatiga pueden generar movimientos o condiciones subóptimas que pueden incrementar el riesgo de lesión (Anbarian & Esmaili, 2016; Koblbauer et al., 2014). Además, las lesiones ocurren sobre todo en los momentos finales de la competición o el entrenamiento donde los procesos de fatiga están muy avanzados y conllevan cambios en muchos parámetros de la carrera a pie que pueden multiplicar la posibilidad de sufrir una lesión (Casáis-Martínez, 2008). Por ello, la alta popularidad de la carrera a pie requiere investigaciones para combatir la gran tasa de lesiones que conlleva esta actividad. Debido a ello, pondremos nuestro punto de mira en la fatiga, ya que identificar y comparar los cambios biomecánicos que produce la fatiga periférica y central, en función de factores como nivel de rendimiento, fuerza o flexibilidad, podría añadir un paso más en la lucha contra las lesiones en la carrera a pie.



## **III – OBJETIVOS E HIPÓTESIS**





### III – OBJETIVOS E HIPÓTESIS

#### 3.1. OBJETIVOS

A la luz de los antecedentes acerca de la etiología de las lesiones en la carrera a pie y la posible influencia de la fatiga en la aparición de estas, ya que las lesiones son producidas en la parte final del entrenamiento o competición donde se manifiestan avanzados procesos de fatiga, los objetivos generales fueron:

- Comparar los efectos de la fatiga central y periférica sobre diferentes variables biomecánicas durante la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica.
- Analizar la influencia de la fuerza isocinética, extensibilidad, capacidad cardiorrespiratoria y parámetros antropométricos sobre las variables biomecánicas estudiadas en la carrera a pie y en la estabilidad postural dinámica.

Pretenderemos dar respuesta a estos objetivos generales a través de los siguientes objetivos específicos (OE):

- OE.1. Identificar los efectos de la fatiga central y periférica sobre los patrones de movimiento angulares durante la carrera a pie.
- OE.2. Determinar los efectos de la fatiga central y periférica sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie.
- OE.3. Analizar los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de rigidez durante la carrera a pie.
- OE.4. Identificar los efectos de la fatiga central y periférica sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie.

- OE.5. Valorar los efectos de la fatiga central y periférica sobre los impactos recibidos durante la carrera a pie en el dominio del tiempo.
- OE.6. Identificar los efectos de la fatiga central y periférica los impactos recibidos durante la carrera a pie en el dominio de las frecuencias.
- OE.7. Determinar los efectos de la fatiga central y periférica sobre la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.
- OE.8. Analizar los efectos de la fatiga central y periférica sobre la estabilidad postural dinámica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.
- OE.9. Valorar la relación entre los factores de fuerza isocinética, extensibilidad, capacidad cardiorrespiratoria y parámetros antropométricos sobre las variables biomecánicas de carrera a pie y estabilidad postural dinámica.

### 3.2. HIPÓTESIS

A continuación, se plantean una serie de hipótesis. Cabe destacar que al final de cada hipótesis se encuentra indicado el objetivo específico (OE) con el que está relacionada cada una de ellas:

- H.1. Tanto la fatiga central como la fatiga periférica producirán modificaciones en los patrones de movimiento angulares durante la carrera a pie, siendo más acentuados en estado de fatiga central. OE.1.
- H.2. Ambos tipos de fatiga, central y periférica, desencadenarán cambios en los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie, presentando una magnitud mayor del cambio tras la fatiga central. OE.2.
- H.3. La rigidez vertical y la rigidez de la pierna durante la carrera a pie disminuirán en estado de fatiga central y periférica, siendo más pronunciados en estado de fatiga central. OE.3.

- H.4. La variabilidad en la coordinación de los segmentos corporales durante la carrera a pie disminuirá en mayor medida con la fatiga central pero también se verá descendida en estado de fatiga periférica. OE.4.
- H.5. Se producirá un aumento de la magnitud del impacto en tibia y de la atenuación en el dominio del tiempo en ambos tipos de fatiga durante la carrera a pie, siendo más marcado el aumento en estado de fatiga central y manteniendo constantes las aceleraciones recibidas en cabeza. OE.5.
- H.6. Los componentes de impacto en tibia en la zona de altas frecuencias y la atenuación de las altas frecuencias aumentarán, mientras se mantienen los niveles de impacto en cabeza en ambos tipos de fatiga. Asimismo, estos cambios serán más acentuados con la presencia de fatiga central. OE.6.
- H.7. La fatiga central y periférica reducirán la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo, presentando los efectos de la fatiga central y periférica un comportamiento similar. OE.7.
- H.8. La estabilidad postural dinámica, cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural disminuirá por el efecto de ambos tipos de fatiga, mostrando una conducta similar entre las mismas. OE.8.
- H.9. Mayores niveles de fuerza isocinética y extensibilidad se relacionarán con una menor diferencia en los cambios pre y post-fatiga, tanto periférica como central, en las variables relacionadas con la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica. OE.9.



## **IV - MATERIAL Y MÉTODO**



## IV - MATERIAL Y MÉTODO

### 4.1. APROXIMACIÓN EXPERIMENTAL DEL PROBLEMA

El presente estudio fue realizado como respuesta a la falta de investigaciones que comparen los efectos de la fatiga periférica y central sobre la respuesta biomecánica en la carrera a pie y en la estabilidad postural dinámica. Tradicionalmente, se han analizado los efectos de la fatiga central en la carrera a pie mediante protocolos en tapiz rodante, pero los estudios que investiguen los efectos de la fatiga periférica o que comparen las respuestas de ambas fatigas son inexistentes. Para comprobar los cambios pre y post-fatiga durante la carrera a pie y/o en pruebas de estabilidad, 18 corredores populares varones (N=18) participaron con un descanso mínimo de 48 horas y de forma aleatorizada, en un protocolo de fatiga central de 30 minutos de carrera en tapiz. Del mismo modo, también participaron en un protocolo de fatiga periférica de flexores y extensores de rodilla y cadera, mediante un dinamómetro isocinético. Posteriormente, se realizó un análisis inferencial de los datos para comprobar los efectos de ambos tipos de fatiga sobre las variables biomecánicas evaluadas de la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica.

La presente investigación obtuvo la aprobación del Comité Ético de la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM) (número de salida: 6775) (Anexo 3) y se respetaron en todo momento los preceptos establecidos en la Declaración de Helsinki respecto a la investigación con seres humanos, así como todos los principios establecidos por la UNESCO. Asimismo, a cada participante se le administró un formulario de consentimiento informado antes de su intervención (Anexo 4), en el cual quedaron garantizados sus derechos a abandonar la misma sin causa justificada en el momento que crean oportuno.

#### 4.2. DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

Se llevó a cabo un estudio cuasi-experimental pre-post sin grupo control, con un enfoque cuantitativo y una finalidad analítica, ya que, mediante el uso de la estadística, pretendemos establecer relaciones causa-efecto entre la fatiga y los cambios en los parámetros biomecánicos relacionados con la carrera a pie. Se realizó una sola medición por participante, tanto de fatiga periférica como central, sin buscar ningún efecto longitudinal, por lo que se trata de un estudio transversal. Por último, el tipo de direccionalidad fue prospectiva, ya que los datos se recogieron a partir del inicio del estudio y nunca anteriores al mismo.

#### 4.3. DEFINICIÓN DE LA POBLACIÓN DE ESTUDIO

Para la selección de la muestra se empleó un muestreo no probabilístico por cuotas, donde dichas cuotas quedaron representadas por los criterios de inclusión y exclusión que describimos a continuación. Formaron parte del estudio un total de 18 participantes (N=18) de sexo varón con las características representadas en Tabla 2. Todos los corredores recreacionales o populares fueron analizados en la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM) en el laboratorio de Biomecánica Deportiva del Centro de Investigación en Alto Rendimiento Deportivo (CIARD) de la UCAM.

**Tabla 2.** Características de la muestra.

	N	Media	DT	Mínimo	Máximo	Rango
Edad (años)	18	28.22	8.56	18.00	44.0	26.00
Masa (kg)	18	71.74	8.44	52.53	85.0	32.48
Talla (cm)	18	177.78	6.58	18.00	185.0	167.00
Experiencia (años)	18	7.28	5.30	2.00	20.0	18.00

*DT: Desviación Típica.*

Como criterios de inclusión al estudio, debido a que el género femenino manifiesta una mecánica de la extremidad inferior durante la carrera a pie significativamente distinta a la observada en hombres en los planos de movimiento



frontal y transversal para las articulaciones de cadera y rodilla (Ferber, Davis & Williams, 2003), así como las diferencias evidenciadas en función del género en las características de la fatiga (Avin et al., 2010; Hunter, 2009; Hunter, Critchlow & Enoka, 2004), control neuromuscular (Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2009) o estabilidad (Whyte et al., 2015), se optó con el fin de no sesgar los resultados, que los participantes seleccionados fuesen hombres, ya que se disponía de mayor accesibilidad a participantes de este género. Además, los participantes debían ser corredores recreacionales o populares, con una edad comprendida entre 18 y 45 años, que corrieran de forma regular (Willwacher et al., 2014), al menos dos veces a la semana en el último año (Sobhani, Dekker, Postema & Dijkstra, 2013) y que no presentasen lesiones en el momento de la investigación ni en los 6 meses previos a ella (Willwacher et al., 2014). Fueron excluidos aquellos participantes que no cumplieran con todos los criterios marcados. La inclusión de los deportistas que reunían las condiciones para participar en el estudio se realizó una vez concedido el consentimiento informado para participar en el proyecto.

#### 4.4. TEMPORALIZACIÓN Y FASES

Para llevar una organización adecuada, el plan de trabajo para la realización de la Tesis Doctoral fue dividido en distintas fases y tareas, todas ellas coordinadas por el Dr. Alberto Encarnación Martínez (Figura 15 y Tabla 3).

La **primera fase** consistió en la revisión del estado del arte y protocolos de evaluación. Se buscó la creación de la fundamentación teórica necesaria para conocer la etiología de las lesiones en la carrera a pie y la influencia que podría tener la fatiga en las mismas, así como un estudio de los tipos de fatiga, sus signos y síntomas y los cambios que produce en los diferentes parámetros de la carrera a pie. Además, se definieron las variables de estudio y se realizó una revisión de las pruebas para evaluar la fatiga más utilizadas en la literatura científica en la carrera a pie. Para terminar esta fase, se diseñó el procedimiento y los protocolos para evaluar las variables de estudio marcadas.

La **segunda fase** estuvo centrada en la selección de la muestra. Se crearon los requisitos necesarios para participar en el proyecto y garantizar la calidad de los resultados, apoyada en la revisión bibliográfica de los factores relacionados con las lesiones en la carrera a pie y las diferencias en la fatiga en función de la edad o el género, y se definió la muestra final.

La puesta a punto del instrumental y estudio piloto en la **tercera fase**. Se realizó la toma de contacto, la comprobación del perfecto funcionamiento del instrumental empleado y el proceso de aprendizaje necesario para usar dicho instrumental. Tras ello, se llevó a cabo la prueba piloto, elaborándose pruebas siguiendo el protocolo de actuación y evaluación fijado. Después de la misma, se realizó una evaluación del protocolo de medición, la duración de este, sus puntos fuertes y aspectos a mejorar y los posibles cambios a introducir, y se realizó una nueva prueba piloto con los ajustes y mejoras introducidas. Se realizaron las iteraciones necesarias para garantizar sesiones de registro estables, fiables y precisas.

La fase de experimentación era la **cuarta fase**. En primer lugar, se realizó una entrevista inicial y la evaluación previa del rango de movimiento articular y fuerza isocinética de los miembros inferiores, y la familiarización de los participantes con el instrumental y los protocolos a realizar. Después, se llevó a cabo la toma de medición de las variables de estudio cinemáticas y dinámicas relacionadas con la carrera a pie tras inducir fatiga periférica y central en los deportistas. Los datos obtenidos fueron analizados en los programas correspondientes para extraer las variables de interés y ordenados en una hoja matriz de datos.

La **quinta fase** trató del análisis y tratamiento estadístico de los datos recogidos. Los datos fueron ordenados en una hoja matriz de datos y fueron preparados y posicionados para volcarlos a un programa estadístico para su análisis posterior. En su tratamiento estadístico, se realizó un análisis exploratorio y un análisis inferencial para determinar los estadísticos descriptivos y las posibles diferencias entre las variables estudiadas.

Por último, en la **sexta fase** se llevó a cabo el análisis de los resultados, discutiendo éstos con los artículos más relevantes en cada materia estudiada en el presente proyecto y realizando las conclusiones pertinentes.

<b>PLAN DE TRABAJO</b>
<b>FASE 1. REVISIÓN DEL ESTADO DEL ARTE Y PROTOCOLOS DE EVALUACIÓN</b>
Revisión del estado del arte sobre la carrera a pie y la fatiga
Revisión de las pruebas para evaluar la fatiga
Elaboración de los protocolos de actuación y medida
<b>FASE 2. SELECCIÓN DE LA MUESTRA</b>
Elaboración de criterios de inclusión y exclusión
Selección de la muestra definitiva
<b>FASE 3. PUESTA A PUNTO DEL INSTRUMENTAL Y ESTUDIO PILOTO</b>
Puesta a punto del instrumental
Prueba piloto
Análisis de la prueba piloto
Prueba piloto del protocolo actualizado
<b>FASE 4. FASE DE EXPERIMENTACIÓN</b>
Evaluación previa
Extracción y orden de datos
<b>FASE 5. ANÁLISIS Y TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS</b>
Ordenar datos y preparar para su análisis
Tratamiento estadístico
<b>FASE 6. TRATAMIENTO DE LOS RESULTADOS</b>
Análisis de los resultados
Discusión
Conclusiones

*Figura 15.* Plan de trabajo.





#### 4.5. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Las variables de investigación que se definieron para este estudio son las siguientes:

##### 4.5.1. Variables dependientes

Las variables dependientes fueron divididas en variables cinemáticas y variables dinámicas, donde cabe destacar que además de las variables mencionadas a continuación, se calculó la diferencia delta ( $\Delta$ ) de las medias pre y post-fatiga de cada una de las variables descritas.

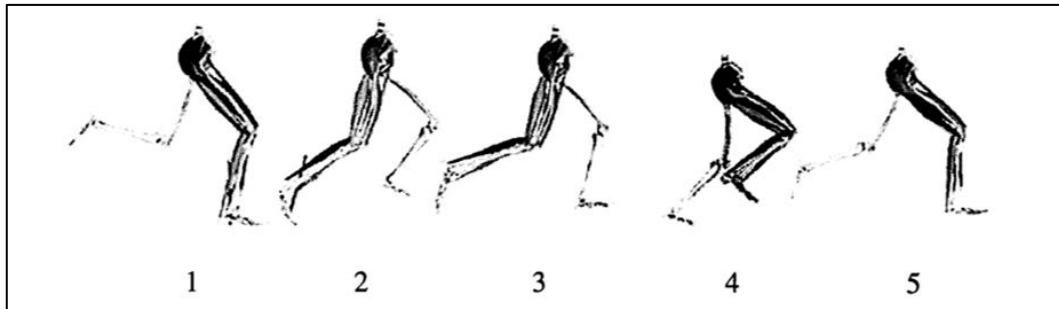
###### 4.5.1.1. Variables dependientes cinemáticas

Dentro de las variables cinemáticas, se introdujeron las variables relacionadas con el control postural, las variables relacionadas con los patrones de movimiento durante la carrera a pie y su variabilidad, las variables espacio-temporales y los parámetros de *stiffness* o rigidez, además de las variables relacionadas con las aceleraciones recibidas por el deportista y su atenuación, ya que al no medir fuerzas sino aceleraciones, es considerada una medida cinemática.

###### 4.5.1.1.1. Cinemática angular durante la carrera a pie

Con respecto a estas variables, se describen las posiciones y desplazamientos angulares (absolutos y/o relativos) de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo, en función del tiempo o el porcentaje del ciclo de carrera (Tabla 4). Cabe destacar que las posiciones angulares serán descritas y analizadas en las fases de carrera propuestas por Novacheck (1998). Dentro de ellas se encuentran las fases de absorción y generación o propulsión. Así, este autor divide el ciclo de zancada en absorción terrestre o durante el apoyo (ABS\_T); desde el CI hasta la fase de pisada inversa, propulsión terrestre o durante el apoyo (PROP\_T); desde la fase de la pisada inversa hasta el despegue, absorción aérea o durante la oscilación (ABS\_AE); desde la fase de oscilación inversa hasta el CI, y propulsión aérea o durante la oscilación (PROP\_AE); desde el despegue hasta la fase de oscilación

inversa (Figura 16), Para ello, se detectaron los instantes de contacto inicial (CI), máxima flexión de rodilla (MFR), despegue (DES) y oscilación máxima (OM).



**Figura 16.** Fases del ciclo de la carrera a pie. 1: Fase de absorción durante el apoyo (ABS\_T), 2: Fase de generación o propulsión durante el apoyo (PROP\_T), 3: Fase de generación o propulsión durante la oscilación (PROP\_AE), 4: Fase de oscilación inversa, 5: Fase de absorción durante la oscilación (ABS\_AE). Adaptado de "The biomechanics of running" por T. M. Novacheck, 1998, *Gait & Posture*, 7, 79.

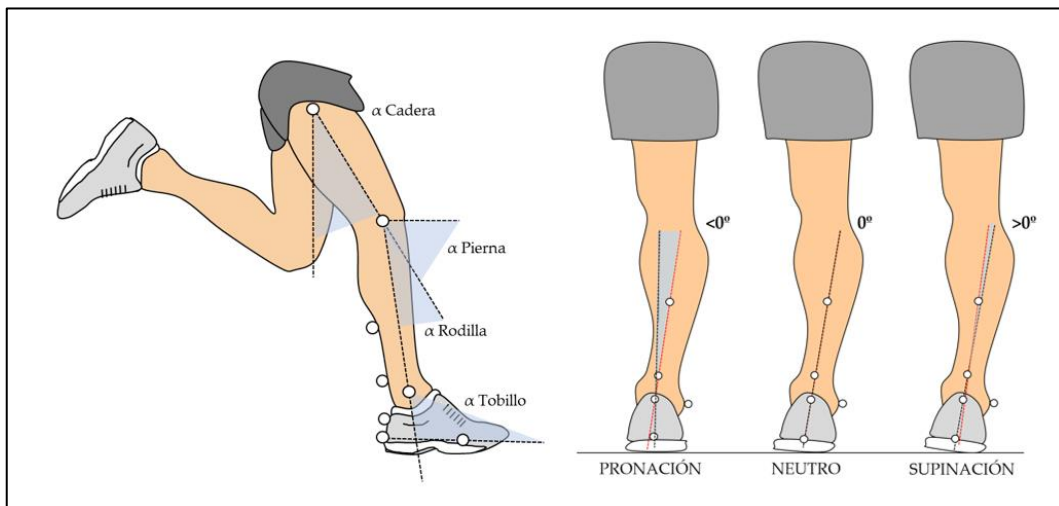
**Tabla 4.** Variables cinemáticas angulares.

Acrónimo	Significado
<b>Cadera</b> (°)	Posición angular de la cadera en plano sagital.
<b>Pierna</b> (°)	Posición angular de la pierna en plano sagital.
<b>Rodilla</b> (°)	Posición angular de rodilla en plano sagital.
<b>Tobillo</b> (°)	Posición angular de tobillo en plano sagital.
<b>Inv-Ev</b> (°)	Posición angular del tobillo en el movimiento de inversión-eversión en plano frontal.

Los ángulos de los diferentes segmentos corporales analizados fueron obtenidos como mostramos en la Figura 17. De este modo, para la articulación de la cadera, un ángulo positivo indica una mayor flexión de cadera y un ángulo negativo extensión de esta, mientras un ángulo cercano a cero manifiesta una posición neutra o cercana a la posición anatómica. Para la rodilla, ángulos mayores a la posición anatómica indican una mayor flexión, mientras mayores diferencias

entre los ángulos formados entre la posición anatómica de la rodilla con respecto a la horizontal y la posición en cada fase de carrera con respecto a esta misma referencia, indican una mayor inclinación anterior de la pierna. En cuanto a la articulación del tobillo, ángulos menores que la posición anatómica en el tobillo sugieren una dorsiflexión del tobillo, mientras ángulos mayores indican una flexión plantar del mismo con respecto a los valores base.

Por último, para analizar los movimientos del tobillo con respecto a la pierna en el plano frontal, se calculó el ángulo representado a través de la proyección recreada en este plano entre las líneas posteriores de la tibia y el calcáneo. Cuando las líneas proyectadas de la tibia y el calcáneo coinciden, es decir, forman un ángulo de  $0^\circ$ , el tipo de pisada es neutra. Así, si la línea del calcáneo se encuentra en una posición más lateral a la línea de la tibia, forma un ángulo positivo que representa una inversión o supinación del retropié. Mientras que si el ángulo es negativo o la línea del calcáneo se proyecta en una posición más medial que la línea de la tibia se considera como un movimiento de eversión o pronación del retropié (Clarke, Frederick & Hamill, 1983; Engsborg & Andrews, 1987).



*Figura 17.* Convención empleada para definir los ángulos analizados en el plano sagital (izquierda) y frontal (derecha). Elaboración propia.



## 4.5.1.1.2. Parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie

A continuación, se describen los parámetros de carrera espacio-temporales para cada una de las fases de la carrera descritas por Novacheck (1998) analizadas en el presente trabajo (Tabla 5).

**Tabla 5.** Variables cinemáticas espacio-temporales durante la carrera a pie.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>Longitud Zancada (m)</b>	Longitud de zancada.
<b>Zancada (s)</b>	Tiempo de zancada.
<b>Frecuencia (ppm)</b>	Frecuencia de zancada (pasos por minuto).
<b>Vuelo (s)</b>	Tiempo de la fase de vuelo.
<b>Apoyo (s)</b>	Tiempo de la fase de apoyo.
<b>Absorción (s)</b>	Tiempo de la fase de absorción (desde contacto inicial hasta la máxima flexión de rodilla).
<b>Propulsión (s)</b>	Tiempo de la fase de propulsión (desde la máxima flexión de rodilla hasta el despegue).
<b>Apoyo (%)</b>	Porcentaje de la fase de apoyo.
<b>Vuelo (%)</b>	Porcentaje de la fase de vuelo.

4.5.1.1.3. *Stiffness* o rigidez durante la carrera a pie

Estas variables de rigidez o *stiffness* de la pierna y *stiffness* vertical son introducidas como variables cinemáticas debido a que son calculadas a partir de variables cinemáticas a través del método propuesto por Morin, Dalleau, Kyrolainen, Jeannin & Belli (2005), el cual no necesita de medidas dinámicas como la plataforma de fuerzas, comúnmente utilizadas para calcular estas variables (Tabla 6).

**Tabla 6.** Variables de rigidez o *stiffness*.

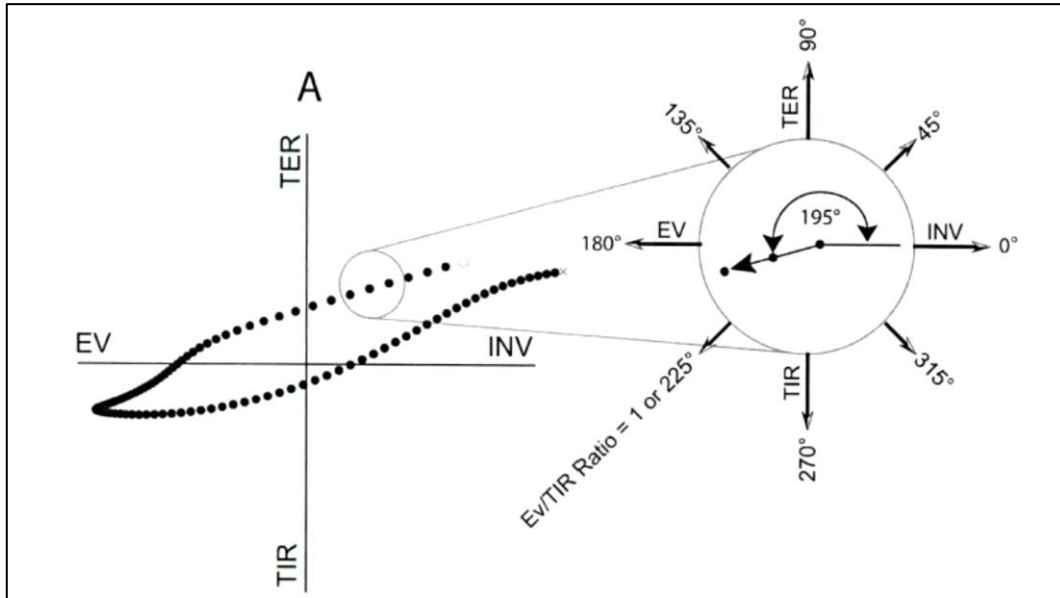
<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>kLeg (kN·m<sup>-1</sup>)</b>	<i>Stiffness</i> o rigidez de la pierna.
<b>kVert (kN·m<sup>-1</sup>)</b>	<i>Stiffness</i> o rigidez vertical.

#### 4.5.1.1.4. Coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie

Las variables relacionadas con la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie, calculadas a través del método de *vector coding* (VC) (Figura 18) propuesto por Hafer & Boyer (2017), se muestran en la Tabla 7. Las variables mencionadas fueron analizadas en fases anteriormente mencionadas propuestas por Novacheck (1998), así como en el ciclo completo de zancada (CC).

**Tabla 7.** Variables cinemáticas de coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>CV_Cadera (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de cadera.
<b>CV_Rodilla (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de rodilla.
<b>CV_Pierna (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de la pierna con respecto a la horizontal.
<b>CV_Tobillo (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de tobillo.
<b>CV_Inv-Ev (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de inversión-eversión de tobillo.
<b>CV_Muslo_vs_Pierna (°)</b>	Variabilidad en los ángulos del muslo con respecto a la pierna horizontal.
<b>VC_Rodilla_vs_In-Ev (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de la rodilla con respecto a la pierna en el plano frontal (inversión-eversión).
<b>VC_Tobillo_vs_In-Ev (°)</b>	Variabilidad en los ángulos del tobillo con respecto a la pierna en el plano frontal (inversión-eversión).
<b>VC_Pierna_vs_In-Ev (°)</b>	Variabilidad en los ángulos de la pierna con respecto a la pierna en el plano frontal (inversión-eversión).



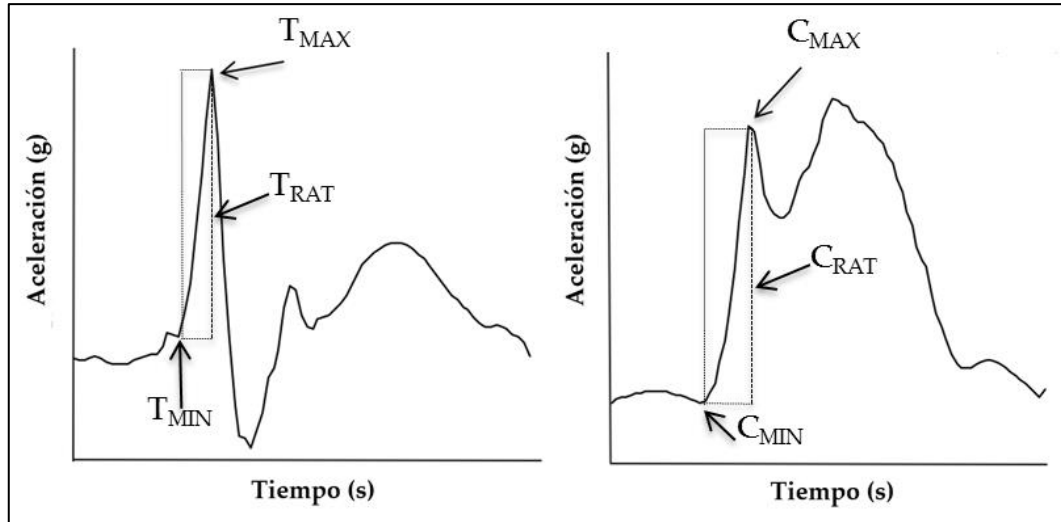
**Figura 18.** Ejemplo de representación de la cinemática del tobillo con respecto a la tibia mediante la técnica de *vector-coding*. EV: Eversión, INV: Inversión, TER: Rotación Externa Tibial, TIR: Rotación Interna Tibial. Adaptado de "Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding", por P. Rodrigues, R. Chang, T. TenBroek, R. van Emmerik & J. Hamill, 2015, *Journal of Applied Biomechanics*, 31, 89.

#### 4.5.1.1.5. Impactos y atenuación

Destacan principalmente dos modelos de análisis de las señales procedentes del instrumental de acelerometría. El primero de ellos se basa en comparar qué sucede con esta señal en el tiempo, mientras el segundo, analiza los componentes de frecuencia de la señal, existiendo autores que afirman la mayor precisión de este análisis en la frecuencia con respecto al análisis en el tiempo (Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch & Pérez-Soriano, 2016; Shorten & Winslow, 1992).

##### 4.5.1.1.5.1. Impactos y atenuación en el dominio del tiempo

Con el fin de aclarar el significado de las variables en el dominio del tiempo, en la Figura 19 se muestran los puntos más relevantes a través de los cuales se obtienen dichas variables, las cuales se describen en la Tabla 8.



**Figura 19.** Localización de pico máximo (MAX), pico mínimo (MIN) y ratio o diferencia entre mínimo y máximo (RAT) en la señal de tibia (izquierda) y cabeza (derecha). Modificado de “Effects of structural components of artificial turf on the transmission of impacts in football players” por A. Encarnación-Martínez, A. García-Gallart, A. M. Gallardo, J. A. Sánchez-Sáez, & J. Sánchez-Sánchez, 2017, *Sports Biomechanics*, 3, doi: 10.1080/14763141.2017.1285347.

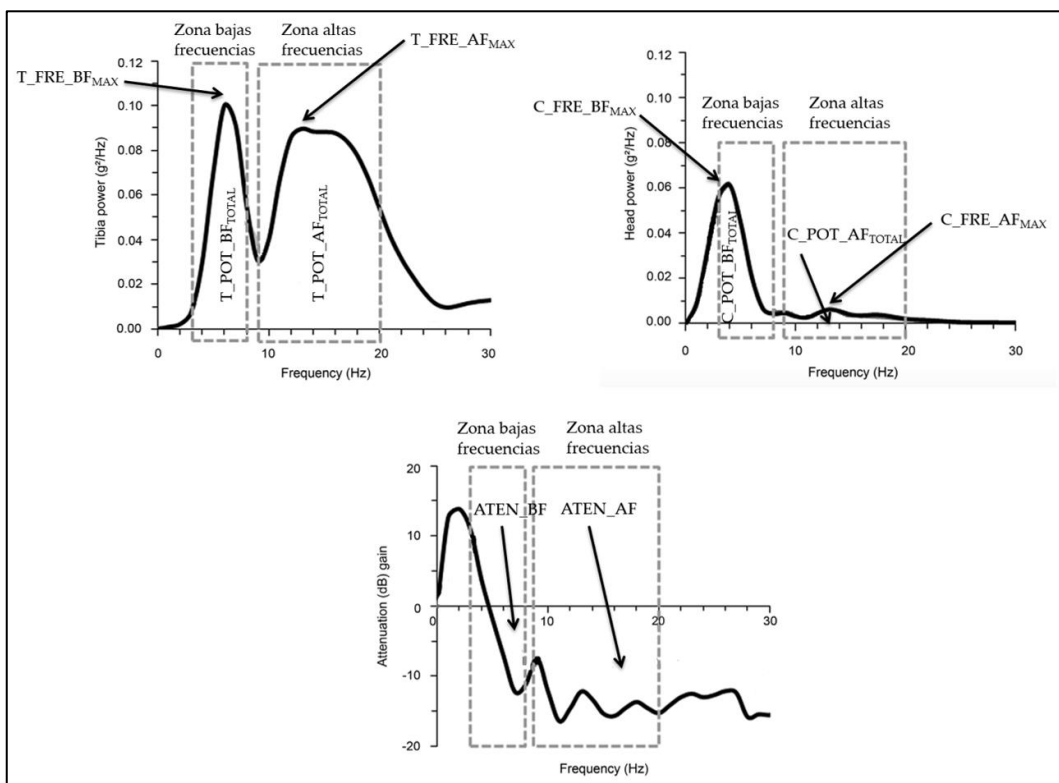
**Tabla 8.** Variables dependientes cinemáticas de acelerometría en el análisis del dominio temporal.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>C<sub>MAX</sub> (g)</b>	Media de los picos máximos de cabeza.
<b>C<sub>MIN</sub> (g)</b>	Media de los picos mínimos de la cabeza.
<b>C<sub>RAT</sub> (g)</b>	Ratio de la cabeza. Diferencia entre el pico máximo y el mínimo.
<b>T<sub>MAX</sub> (g)</b>	Media de los picos máximos de tibia.
<b>T<sub>MIN</sub> (g)</b>	Media de los picos mínimos de la tibia.
<b>T<sub>RAT</sub> (g)</b>	Ratio de la tibia. Diferencia entre el pico máximo y el mínimo.
<b>ATEN (%)</b>	Porcentaje de aceleración que ha sido absorbido por el cuerpo.

#### 4.5.1.1.5.2. Impactos y atenuación en el dominio de las frecuencias

En cuanto al análisis en el dominio de las frecuencias o análisis espectral, éste determina directamente la transmisibilidad del choque en el cuerpo humano y permite un estudio más detallado. Es usado para estudiar la estructura de la forma de ondas compuestas, así como impactos en las ondas de choque, ya que con la

aplicación de procedimientos matemáticos apropiados, puede proporcionar un método conveniente para separar diferentes componentes de las frecuencias producidas durante los impactos de las ondas de choque y a través de ello, distinguir los diferentes componentes de aceleración desde movimientos de bajas frecuencias y resonancia de altas frecuencias en el instrumental de acelerometría (Shorten & Winslow, 1992). Al igual que en las variables anteriores, la Figura 20 representa los términos y puntos necesarios para comprender las variables en el dominio de las frecuencias, descritas en la Tabla 9.



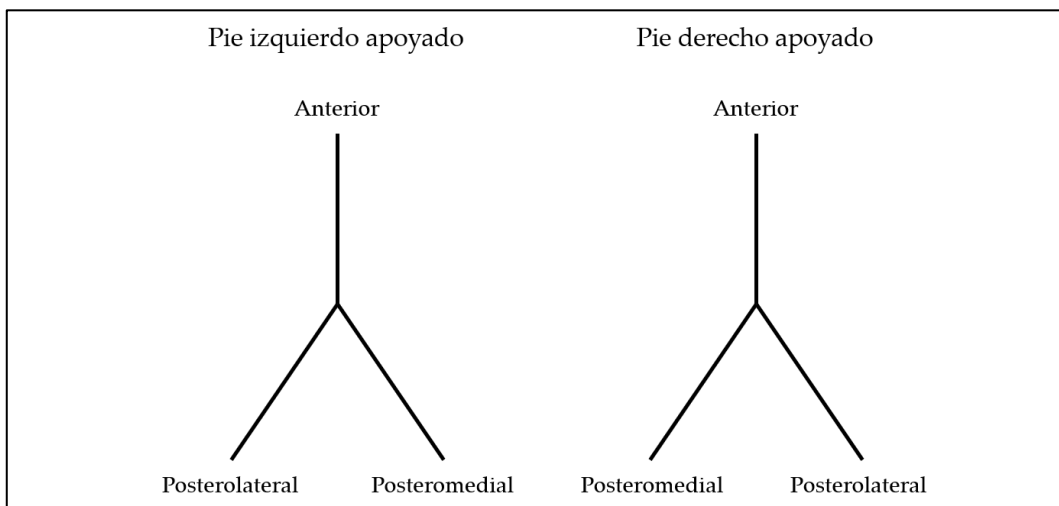
**Figura 20.** Localización de aspectos y variables relevantes en el dominio de las frecuencias. Modificado de "Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running" por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, *Journal of Sport and Health Science*, 3, 117.

**Tabla 9.** Variables dependientes cinemáticas de acelerometría en el análisis del dominio de las frecuencias.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>C_POT<sub>TOTAL</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia espectral total de cabeza.
<b>T_POT<sub>TOTAL</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia espectral total de tibia.
<b>C_POT<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia espectral máxima o pico de cabeza.
<b>T_POT<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia máxima o pico de tibia.
<b>C_POT<sub>MEDIANA</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Mediana de la potencia de la señal de cabeza.
<b>T_POT<sub>MEDIANA</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Mediana de la potencia de la señal de tibia.
<b>C_FRE<sub>MAX</sub> (Hz)</b>	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia de cabeza.
<b>T_FRE<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia de tibia.
<b>C_POT_BF<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia máxima o pico de cabeza en la zona de bajas frecuencias (3-8 Hz).
<b>T_POT_BF<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia máxima de tibia en la zona de bajas frecuencias.
<b>C_FRE_BF<sub>MAX</sub> (Hz)</b>	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia de cabeza en la zona de bajas frecuencias (3-8 Hz).
<b>T_FRE_BF<sub>MAX</sub> (Hz)</b>	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia de tibia en la zona de bajas frecuencias.
<b>C_POT_BF<sub>TOTAL</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia total de cabeza en la zona de bajas frecuencias (3-8 Hz).
<b>T_POT_BF<sub>TOTAL</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia total de tibia en la zona de bajas frecuencias.
<b>C_POT_AF<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia máxima de cabeza en la zona de altas frecuencias.
<b>T_POT_AF<sub>MAX</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia máxima de tibia en la zona de altas frecuencias.
<b>C_FRE_AF<sub>MAX</sub> (Hz)</b>	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia de cabeza en la zona de altas frecuencias (9-20 Hz).
<b>T_FRE_AF<sub>MAX</sub> (Hz)</b>	Frecuencia a la que se obtiene el pico de potencia de tibia en la zona de altas frecuencias.
<b>C_POT_AF<sub>TOTAL</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia total de cabeza en la zona de altas frecuencias (9-20 Hz).
<b>T_POT_AF<sub>TOTAL</sub> (g<sup>2</sup>/Hz)</b>	Potencia total de tibia en la zona de altas frecuencias.
<b>ATEN1020 (Hz)</b>	Atenuación en la zona de 10-20 Hz.
<b>ATEN_BF (dB)</b>	Atenuación de bajas frecuencias. Integral de la potencia espectral (PSD) de la función de transferencia en la zona de bajas frecuencias (3-8 Hz).
<b>ATEN_AF (dB)</b>	Atenuación de altas frecuencias. Integral de la potencia espectral (PSD) de la función de transferencia en la zona de altas frecuencias (9-20 Hz).

## 4.5.1.1.6. Control postural dinámico

Para analizar el control postural dinámico, se llevó a cabo una prueba cinemática como el *Modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT) (Gribble, Hertel & Plisky, 2012) donde evaluamos, con el pie de la extremidad dominante apoyado, los valores promedios (MED) y máximos (MAX) de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección anterior ( $ANT_{MED}$  y  $ANT_{MAX}$ ), posterolateral ( $PL_{MED}$  y  $PL_{MAX}$ ) y posteromedial ( $PM_{MED}$  y  $PM_{MAX}$ ), así como en la suma de las mismas ( $\Sigma_{MED}$  y  $\Sigma_{MAX}$ ) (Figura 21). Además, se realizó una prueba dinámica de salto que será explicada en apartados siguientes.



**Figura 21.** Direcciones analizadas en la prueba *Modified Star Excursion Balance Test*. Elaboración propia.

**Tabla 10.** Variable cinemática de control postural.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
$ANT_{MED}$	Promedio de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección anterior.
$PL_{MED}$	Promedio de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección posterolateral.
$PM_{MED}$	Promedio de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección posteromedial.

$\Sigma_{MED}$	Promedio del sumatorio de la distancia alcanzada en las tres direcciones normalizada a la longitud de la pierna.
$ANT_{MAX}$	Máximo de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección anterior.
$PL_{MAX}$	Máximo de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección posterolateral.
$PM_{MAX}$	Máximo de la distancia alcanzada normalizada a la longitud de la pierna en dirección posteromedial.
$\Sigma_{MAX}$	Máximo del sumatorio de la distancia alcanzada en las tres direcciones normalizada a la longitud de la pierna.

*ANT: dirección anterior; PL: dirección posterolateral; PM: dirección posteromedial; MED: valor promedio; MAX: valor máximo.*

#### 4.5.1.2. Variables dependientes dinámicas

Dentro de este tipo de variables dinámicas, se analizaron las variables dependientes relacionados con la estabilidad postural dinámica en una prueba de salto anteroposterior.

##### 4.5.1.2.1. Índice de estabilidad postural dinámica

Como variables de estabilidad postural dinámica, se evaluó la dispersión de fuerzas que tiene el centro de presiones durante los primeros tres segundos a la hora de estabilizarse tras un salto monopodal en cada uno de los ejes espaciales. A través de dicho análisis se obtienen los índices (adimensionales) de estabilidad postural dinámica general y en cada eje espacial descritos previamente por Wikstrom, Tillman, Smith & Borsa (2005) (Tabla 11).

**Tabla 11.** Variables de la estabilidad postural dinámica.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>DPSI</b>	Índice de estabilidad postural dinámica general.
<b>MLSI</b>	Índice de estabilidad en el eje mediolateral.
<b>APSI</b>	Índice de estabilidad en el eje anteroposterior.



**VSI** Índice de estabilidad en el eje vertical.

*\* Al ser medidas adimensionales, no tienen unidades de medida.*

#### 4.5.2. Variables independientes

Como variables a manipular se emplearon la inducción de fatiga local o periférica y la inducción de fatiga general o central (Tabla 12).

**Tabla 12.** Variables independientes.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>FP</b>	Fatiga periférica.
<b>FC</b>	Fatiga central.

#### 4.5.3. Variables de control

Diversas variables fueron controladas para asegurar la fiabilidad de los datos obtenidos. Se controlaron aspectos como el género, edad o nivel de actividad en base a lo establecido en los criterios de inclusión. Además, como realizaron Boyer et al. (2014), el calzado fue estandarizado a todos los participantes a calzado neutro de entrenamiento (Tabla 13).

**Tabla 13.** Variables de control.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>PA</b>	Patologías anteriores. En base a lo establecido en los criterios de inclusión.
<b>NAS</b>	Nivel de actividad semanal. En base a lo establecido en los criterios de inclusión.
<b>C</b>	Calzado. Zapatillas neutras de entrenamiento.

#### 4.5.4. Factores de investigación

En estos factores, se incluyó el nivel de rendimiento, el rango de movimiento articular (extensibilidad) y la fuerza concéntrica (par de fuerzas) registrada en dinamómetro isocinético de flexores y extensores de rodilla y cadera.

##### 4.5.4.1. Nivel de rendimiento

Se ha demostrado que el  $VO_{2max}$ , la velocidad pico o la velocidad a umbral anaeróbico están fuertemente relacionadas con el rendimiento (Ogueta-Alday, Morante, Gómez-Molina & García-López, 2018). Debido a ello, los participantes realizaron una prueba de resistencia cardiorrespiratoria, marcando su velocidad aeróbica máxima (VAM) como factor de rendimiento.

##### 4.5.4.2. Fuerza de las extremidades inferiores

La fuerza fue introducida como un factor de investigación. Para ello, evaluamos mediante un dinamómetro isocinético el toque pico o pico del par de los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera (Tabla 14).

**Tabla 14.** Factores de fuerza muscular.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>PPCE (Nm)</b>	Pico del par concéntrico de los músculos extensores (cuádriceps).
<b>PPCF (Nm)</b>	Pico del par concéntrico de los músculos flexores (isquiosurales).
<b>PPCE-PC (Nm/PC)</b>	Pico del par concéntrico de los músculos extensores relativizado al peso.
<b>PPCF-PC (Nm/PC)</b>	Pico del par concéntrico de los músculos flexores relativizado al peso.
<b>TPPCE (ms)</b>	Tiempo del pico del par concéntrico de los músculos extensores.
<b>TPPCF (ms)</b>	Tiempo del pico del par concéntrico de los músculos flexores.
<b>APPCE (°)</b>	Ángulo del pico del par concéntrico de los músculos extensores.
<b>APPCF (°)</b>	Ángulo del pico del par concéntrico de los músculos flexores.

---

**R\_AG/AN (%)** Razón agonista (extensores) / antagonista (flexores).

---

#### 4.5.4.3. Rango de movimiento articular de las extremidades inferiores

Por último, se registró el rango de movimiento (ROM) de la musculatura isquiosural, psoas, cuádriceps, gastrocnémios y sóleo (Tabla 15).

**Tabla 15.** Factores de flexibilidad articular.

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
<b>ROM<sub>ISQ</sub> (°)</b>	Rango de movimiento isquiosural.
<b>ROM<sub>PS</sub> (°)</b>	Rango de movimiento del psoas.
<b>ROM<sub>CD</sub> (°)</b>	Rango de movimiento del cuádriceps.
<b>ROM<sub>GT</sub> (°)</b>	Rango de movimiento de gastrocnémios.
<b>ROM<sub>SO</sub> (°)</b>	Rango de movimiento de sóleos.

---

#### 4.6. PROTOCOLO

El protocolo completo fue dividido en tres días, donde cabe destacar que todas variables de investigación fueron estudiadas sobre la extremidad dominante de cada participante, ya que el instrumental utilizado no nos permitía analizar y/o fatigar las dos extremidades al mismo tiempo. En este sentido, el análisis de la extremidad dominante es una medida suficientemente válida, apoyada por estudios como el de Brown, Zifchock & Hillstrom (2014), quienes sugieren que la fatiga afecta a la extremidad dominante y no dominante de forma similar, debido a que no observaron diferencias entre los patrones cinemáticos o cinéticos entre la pierna dominante y la no dominante ni en condiciones pre-fatiga ni en estado de fatiga. Cabe destacar que la extremidad dominante fue registrada preguntando a los participantes con que pierna chutaban un balón (Brown et al., 2014; Homan, Norcross, Goerger, Prentice & Blackburn, 2013; Norcross et al., 2013; Xergia, Pappas, Zampeli, Georgiou & Georgoulis, 2013), donde éste método de detectar la extremidad dominante presenta un 97.7% de concordancia con el desempeño de la tarea y un 96% de fiabilidad test-retest (Brown et al., 2014; Coren & Porac, 1978).

El primer día fue destinado a realizar una entrevista inicial donde se valoraron los posibles riesgos del deportista para llevar a cabo la investigación, se proporcionó información acerca de los procesos y de todas las pruebas y se firmó un consentimiento informado, además de realizar un test en pista para evaluar el rendimiento cardiorrespiratorio de los participantes y obtener la VAM, para a partir de ella, calcular la velocidad relativa a mantener durante el protocolo de fatiga central. Mientras el segundo y el tercer día estuvieron dedicados a evaluar las características cinemáticas de la carrera a pie y la estabilidad dinámica en condiciones pre y post-fatiga, siendo inducida la fatiga periférica de forma localizada de flexo-extensores de rodilla y cadera o fatiga central en tapiz rodante, donde estos días fueron aleatorizados. Además, se registró tanto el ROM de la musculatura del psoas, cuádriceps, isquiosurales, gastrocnémios y sóleo, como el torque pico de los músculos flexores / extensores de rodilla y cadera, además de anotar la talla y la masa del participante. Asimismo, se realizó una familiarización con las pruebas y el material utilizado (Figura 22).

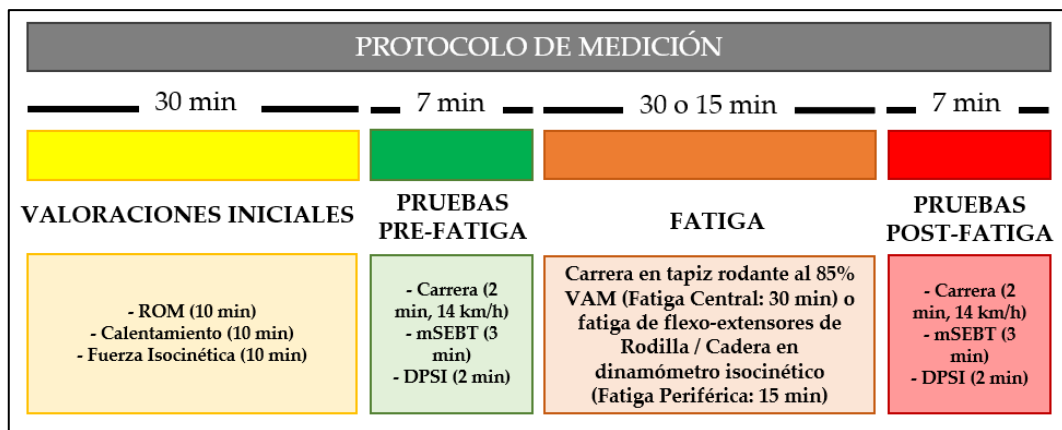


Figura 22. Esquema del protocolo de medición. Elaboración propia.

#### 4.6.1. Día 1

El objetivo de este primer día, fue realizar una entrevista inicial con el participante, informar del desarrollo de la evaluación y realizar un test de

resistencia para evaluar la capacidad cardiorrespiratoria de los deportistas y representar la velocidad relativa a que fue desarrollado el protocolo de fatiga general.

#### 4.6.1.1. Entrevista inicial

En primer lugar, se realizó una entrevista inicial donde se pasó el Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física, conocido como PAR-Q (*Physical Activity Readiness Questionnaire*) por sus siglas en inglés (Anexo 1), y la estratificación inicial de riesgos (Anexo 2). El PAR-Q es un instrumento validado al español y al catalán (Rodríguez, 1994), creado en Canadá por Departamento de Salud de Columbia Británica (Canadá) y es recomendado para personas de 15 a 69 años, su objetivo es detectar posibles riesgos del cliente y se basa en contestar sí o no a 7 preguntas, donde si el deportista contesta de forma afirmativa a una o más preguntas debe acudir al médico antes de someterse a un programa de ejercicio físico o una prueba de evaluación física. Sus ventajas radican en su relación entre coste y eficacia, la facilidad con la que se maneja y la sensibilidad con la que identifica a personas que necesitan un reconocimiento médico adicional.

En cambio, posee limitaciones para identificar factores de riesgo positivos de enfermedad coronaria, medicamentos y contraindicaciones al ejercicio (Kordich, 2012; Rodríguez, 1994). Por ello, fue añadida la estratificación inicial de riesgos, la cual utiliza la información sobre la edad, el estado de salud, los síntomas personales y los factores de riesgo coronario para clasificar a las personas en 3 estratos de riesgo (Tabla 16) para la toma inicial de decisiones, donde para la participación en el estudio los deportistas debieron tener un riesgo bajo en dicha clasificación (Kordich, 2012).

**Tabla 16.** Estratificación de riesgos. Reproducido de ACSM, 2000. Adaptado de Consulta y valoración de la salud del cliente (pp. 205), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), *Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal*. Badalona: Paidotribo.

<b>Estratificación de riesgos</b>
<b>Riesgo bajo</b>
Personas jóvenes <sup>a</sup> asintomáticas que sólo superan el umbral de un factor de riesgo en la estratificación inicial de riesgos (Anexo 2).
<b>Riesgo moderado</b>
Personas mayores (hombres >45 años; mujeres >55 años) o que superen el umbral de dos o más factores de riesgo (Anexo 2).
<b>Riesgo alto</b>
Personas con uno o más signos/síntomas enumerados en o con una enfermedad cardiovascular <sup>†</sup> , pulmonar <sup>‡</sup> o metabólica <sup>§</sup> .

*a Hombres <45 años y mujeres <55 años.*

*† Enfermedad coronaria, enfermedad vascular periférica o cerebrovascular.*

*‡ Neumopatía obstructiva crónica, asma, neumopatía intersticial o fibrosis quística.*

*§ Diabetes mellitus (tipo I y II), trastornos tiroideos, frenopatía o hepatopatía.*

Además, se administró el consentimiento informado y una hoja informativa sobre el estudio (Anexo 4-5), donde fue descrito de forma detallada el estudio y las pruebas a las que serían sometidos los deportistas durante el mismo, los riesgos y beneficios asociados a su participación, una cláusula de confidencialidad, las responsabilidades del participante y documentación sobre el conocimiento y aceptación de los términos descritos en el formulario (Kordich, 2012) (Anexo 2).

Tanto para las pruebas de familiarización, como para las evaluaciones, se siguieron las recomendaciones de Kordich & Heinrich (2012) para la preparación e instrumentación de las mismas:

- Preparación de la prueba:
  - a. Verificar la idoneidad de las evaluaciones seleccionadas.
  - b. Revisar los aspectos sobre seguridad:

- i. Dirigir un programa de detección sanitaria previa al ejercicio mediante el uso del PAR-Q y la estratificación inicial de riesgos.
  - ii. Derivar al deportista a un médico si fue necesario.
  - iii. Obtener y distribuir los formularios de consentimiento informado y la detección sanitaria previa.
  - iv. Revisar los procedimientos de urgencias.
- c. Seleccionar las instalaciones y verificar la precisión del equipamiento:
- i. Determinar las pruebas que dentro de nuestros recursos fueron fáciles de administrar.
  - ii. Seleccionar el equipamiento apropiado y confirmar su disponibilidad.
  - iii. Calibrar el equipamiento.
  - iv. Aportar un ambiente tranquilo, privado y relajado en las pruebas.
  - v. Garantizar que el área de evaluación fuese segura y estuviese lista y preparada.
  - vi. Controlar la temperatura y humedad ambiental. Para Kordich & Heinrich (2012) la temperatura debe oscilar entre 20-22°C, mientras para Pérez-Ruiz (2006) entre 21-23°C, por lo empleamos el rango situado entre 20-23°C.
- d. Enseñar al participante los protocolos previos para la evaluación:
- i. Dar a los participantes instrucciones previas:
    - 1. Descanso adecuado (6-8 horas previas a la hora de la prueba).
    - 2. Ingesta dietética moderada y una hidratación adecuada.
    - 3. Abstenerse de tomar sustancias químicas que aceleren la frecuencia cardiaca (excepto si se trata de medicamentos prescritos).
    - 4. Vestuario adecuado (ropa holgada y calzado resistente).

- ii. Explicar las condiciones para el inicio e interrupción de los protocolos.
    - e. Preparación el sistema de registro de datos:
      - i. Crear y exportar el sistema de registro de datos.
      - ii. Desarrollar un sistema de almacenamiento y recuperación de los datos, seguro y confidencial.
  - Implementación de las pruebas:
    - a. Determinar la secuencia de las evaluaciones:
      - i. Establecer y organizar un orden adecuado de las pruebas. Estos mismos autores proponen un orden para evaluar el rendimiento deportivo:
        1. Pruebas en reposo como frecuencia cardiaca, tensión arterial, altura, peso, composición corporal....
        2. Pruebas que no causen fatiga como flexibilidad o salto vertical.
        3. Pruebas de agilidad.
        4. Pruebas de potencia y fuerza máximas.
        5. Pruebas de esprín.
        6. Pruebas de resistencia muscular local.
        7. Pruebas de capacidad anaeróbica.
        8. Pruebas máximas o submáximas de capacidad aeróbica.
      - ii. Desarrollar un horario de citas para las pruebas.
    - b. Definir y seguir los protocolos de las pruebas:
      - i. Dar por escrito las directrices y pautas sobre las pruebas a los deportistas.
      - ii. Explicar la técnica y las razones para que la prueba no fuese considerada como válida.
      - iii. Mostrar una demostración de la prueba y dejar tiempo para practicar o familiarizarse.
      - iv. Brindar la oportunidad a los participantes de que realicen preguntas sobre la prueba.
      - v. Aplicar un procedimiento adecuado de calentamiento y recuperación activa.



- vi. Vigilar de cerca a los participantes para evitar riesgos cuando sea necesario.

#### 4.6.1.2. Test de velocidad aeróbica máxima

La mejor medida cuantitativa que refleja la capacidad o rendimiento cardiorrespiratoria es el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ) (American College of Sports Medicine, 2006; Pérez-Ruiz, 2006), el cual representa la potencia aeróbica de un deportista (Wilmore & Costill, 2004) y es definido por Pérez-Ruiz (2006) como “la capacidad máxima del organismo de captar, transportar y utilizar oxígeno durante el ejercicio físico” (pp. 442) o por Wilmore & Costill (2004) como “el ritmo más alto de consumo de oxígeno alcanzable durante la realización de ejercicios máximos o agotadores” (pp. 277), donde si seguimos aumentando la intensidad más allá del punto en el cual se alcanza el  $VO_{2max}$ , el consumo de oxígeno se estabiliza o se reduce ligeramente, lo que significa que ya no es capaz de suministrar oxígeno con la suficiente rapidez que requieren las necesidades musculares (Wilmore & Costill, 2004). Sirve para comparar las medidas de rendimiento de la capacidad aeróbica y la condición física aeróbica, ya que necesita la integración del sistema respiratorio, cardiovascular y neuromuscular (Pérez-Ruiz, 2006).

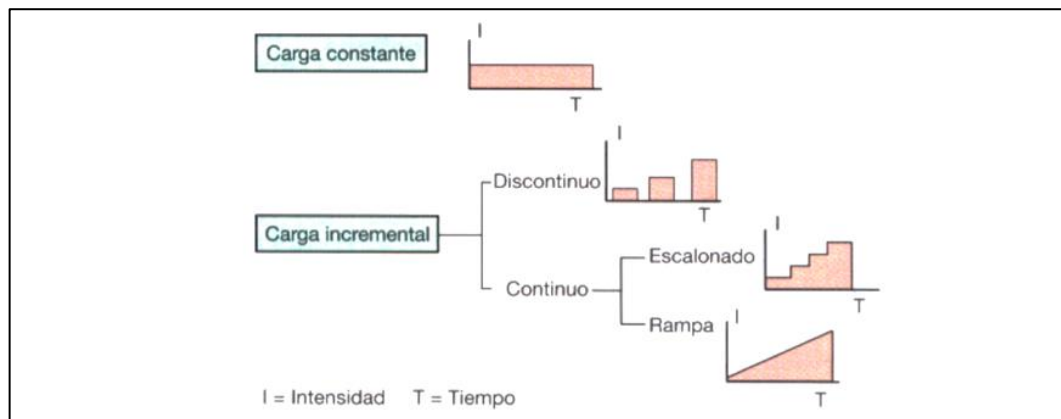
El  $VO_{2max}$  puede ser medido mediante pruebas de esfuerzo o ergonómicas, las cuales se pueden dividir en pruebas de esfuerzo directas o test directos y pruebas de esfuerzo o test indirectos (Billat, 2002; Pérez-Ruiz, 2006). Los test directos, son utilizados normalmente en condiciones de laboratorio y son aquellos que se efectúan recogiendo los gases espirados por el corredor, analizando la composición del aire que la persona inspira y expira (Billat, 2002; Pérez-Ruiz, 2006), pero es un procedimiento caro, requiere de mucho tiempo y no está a disposición de la mayoría de las personas (Pérez-Ruiz, 2006). Por ello, se emplean asiduamente test indirectos, los cuales estiman el  $VO_{2max}$ , su valor es extrapolado a partir de la relación lineal entre el  $VO_2$  y la velocidad de carrera y la frecuencia cardiaca (Billat, 2002). También se utilizan ecuaciones que tienen en cuenta el sexo, altura, edad, peso, distancia recorrida o velocidad alcanzada, sin necesidad de disponer de un

analizados de gases y pudiendo ser realizadas tanto en condiciones de laboratorio como de campo (Pérez-Ruiz, 2006).

Numerosos son los protocolos que se han desarrollado para determinar la potencia aeróbica máxima de corredores mediante el registro o estimación del consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ) (Sperlich et al., 2015), donde para alcanzarlo, se debe movilizar al menos el 50% de la masa muscular corporal total (Pérez-Ruiz, 2006). Estos protocolos pueden diferir en velocidad, nivel y duración de cada estadio o escalón, inclinación y por llevar más o menos rápido a la extenuación física (Sperlich et al., 2015). Para la presente investigación, se empleó el tapiz rodante, debido a que la muestra de estudio son corredores (Billat, 2002), donde el trabajo se realiza al correr sobre la plataforma móvil con velocidad y pendiente graduables. En tapiz rodante, se moviliza una gran masa muscular, permitiendo alcanzar valores de  $VO_2$  elevados (Pérez-Ruiz, 2006). La principal ventaja de este material es que reproduce la actividad de nuestro objetivo de estudio, la carrera a pie, pero tiene una serie de desventajas como un coste elevado, gran tamaño y difícil transporte, por lo que requieren de gran espacio en el laboratorio (Pérez-Ruiz, 2006).

Los protocolos para el registro o estimación del  $VO_{2max}$  pueden ser de carga constante o incremental. Los protocolos constantes son aquellos que la intensidad y el tiempo se mantienen estables, mientras que en los incrementales se produce un aumento en la intensidad, ya sea de forma triangular o continua, o de forma rectangular o discontinua, a través de la variación en la intensidad, en el caso del tapiz rodante, de la velocidad y la inclinación del mismo (Billat, 2002; Pérez-Ruiz, 2006). En cambio, los protocolos rectangulares o discontinuos normalmente aplican cargas de trabajo de 5 a 6 minutos seguidos de periodos de descanso o sin carga de 3 a 10 minutos, mientras que los protocolos triangulares o continuos no disponen de periodos de descanso, pueden ser escalonados, con escalones de trabajo de 1 a 3-4 minutos, o en rampa, con incrementos menos bruscos y de forma más progresiva (Billat, 2002; Pérez-Ruiz, 2006) (Figura 23). A pesar de esta variabilidad de test, el  $VO_{2max}$  alcanzado no difiere entre los diferentes protocolos

estandarizados incrementales (Billat, 2002; Pérez-Ruiz, 2006; Sperlich et al., 2015), aunque los test continuos muestran una duración más óptima (Pérez-Ruiz, 2006).



*Figura 23.* Esquema de los principales protocolos utilizados en ergometría. Adaptado de Pruebas funcionales de valoración aeróbica (pp. 451), por M. Pérez-Ruiz, (2006). En J. López Chicharro & A. Fernández-Vaquero, (Eds.), *Fisiología del Ejercicio*. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.

La mayoría de estudios analizados utilizan protocolos incrementales, continuos y escalonados (Bove et al., 2007; Bruce, 1971; Bruce, Blackmon, Jones & Strait, 2004; Flouris et al., 2004; Metsios, Flouris, Koutedakis & Theodorakis, 2006; Quammen et al., 2012; Saldanha, Nordlund Ekblom & Thorstensson, 2008; Tong et al., 2014; Wiest, Diefenthaeler, Mota & Carpes, 2011). El protocolo más conocido y utilizado es el test de Bruce (Bruce, 1971; Bruce et al., 2004; Demirhan, Cengiz, Turkmen, Tekbas & Cebi, 2014; Pluncevic, Gligoroska, Petrovska, Todorovska & Nikolic, 2015; B. N. Shah, 2013), el cual comienza a una velocidad de 2,74 km/h y una inclinación del 10%, donde ambas son incrementadas de forma gradual en periodos de 3 minutos hasta la extenuación (Bruce et al., 2004). Debido a que la población de estudios fueron corredores populares que de forma habitual corren sobre superficie sin variaciones bruscas en la pendiente ni en la velocidad, se desechó este protocolo y se optó por un test de carga constante elaborado por Berthon et al. (1997) y empleado en múltiples investigaciones (García-Pérez et al., 2014; García-Pérez et al., 2013; Lucas-Cuevas et al., 2015), el cual permite evaluar a

varios corredores de forma simultánea y consiste en correr durante 5 minutos la máxima distancia posible en una pista de atletismo de 400 metros.

Previó al test se llevó a cabo el calentamiento propuesto por Billat (2002) antes de realizar la prueba de tiempo límite a VAM, donde dicho calentamiento consiste en correr 20 minutos al 60% VAM. Para alcanzar esta intensidad previa al test, ya que la VAM de los participantes no era conocida, se instruyó a los atletas a correr a una intensidad aproximadamente del 70% de la frecuencia cardiaca máxima (Seiler & Tønnessen, 2009) o a aquella velocidad o ritmo a la que harían un entrenamiento de carrera continua extensiva superior a la hora de duración (Seiler & Tønnessen, 2009). Tras el mismo, los participantes fueron instruidos a recorrer en 5 minutos la máxima distancia posible, con un ritmo de carrera constante y sin descanso durante el test para evitar los efectos de los procesos de recuperación en la respuesta fisiológica. Para mejorar el funcionamiento del test, la pista estaba dividida por picas cada 12.5 metros que reflejaban la distancia en cada vuelta, además los participantes fueron avisados cada minuto de la prueba y se realizó una cuenta atrás en los últimos 10 segundos (Figura 24). Una vez concluida la prueba, los participantes debían recordar el número de vueltas realizadas y la última pica por la que pasaron. Por ejemplo, un participante realiza 3 vueltas completas y la última pica por la que pasa marca la distancia de 300 metros correspondientes a esa vuelta, por lo que habría realizado 3 vueltas y 300 metros, o lo que es lo mismo, 1500 metros. Cabe destacar que se efectuó una parte de vuelta a la calma trotando suave o caminando durante 10 minutos.

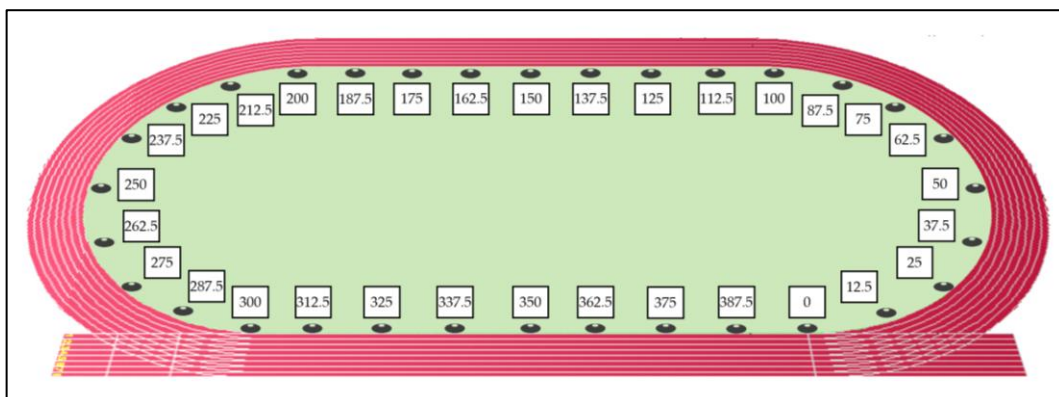


Figura 24. Preparación de la pista de atletismo de 400 m para el test de 5 minutos. Elaboración propia.

El test fue llevado a cabo de forma indirecta, ya que se estimó el  $VO_{2max}$  multiplicando la distancia de carrera durante los 5 minutos por 12, obteniendo la velocidad aeróbica máxima (VAM) en km/h, conocida como la menor velocidad que solicita el  $VO_{2max}$  (Billat, 2002). Además, para estimar el  $VO_{2max}$ , se utilizó la ecuación de Léger & Mercier (1983), ya que permite obtener dicho valor a partir de un coste energético estándar de 3.5 ml/kg/min multiplicado por la velocidad obtenida en el test ( $VO_{2max} = 3.5 \times VAM$ ).

Para concluir con este apartado, se siguieron las indicaciones generales de la *National Strength and Conditioning Association* (NSCA) que se pudieron controlar. La prueba sería interrumpida si algún participante sienta la aparición de síntomas de angina o similares, signos de perfusión escasa como aturdimiento, confusión, ataxia, palidez, cianosis, náuseas o piel fría y viscosa, cambios perceptibles en el ritmo cardíaco, denota manifestaciones físicas o verbales de gran cansancio o pide parar (Kordich & Heinrich, 2012).

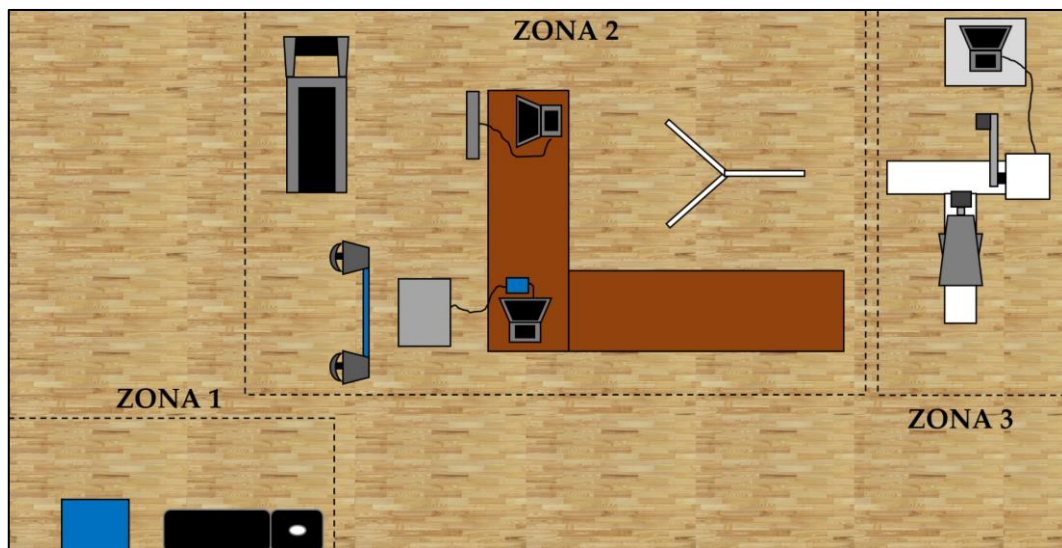
#### 4.6.2. Día 2

A continuación, se explica el procedimiento llevado a cabo suponiendo que de forma aleatorizada se le ha asignado a un deportista el día 2 para la evaluación de la fatiga periférica y el día 3 para el análisis de la fatiga central.

En primer lugar, se realizaron mediciones del ROM articular de la extremidad inferior, se llevó a cabo la familiarización con las pruebas y el instrumental y se registró el torque pico de flexores y extensores de rodilla y cadera en dinamómetro isocinético. Tras ello, se realizaron las pruebas pre-fatiga de carrera y estabilidad postural.

Dado que el objetivo de la sesión fue evaluar cómo afecta la fatiga periférica en las variables biomecánicas de la carrera y estabilidad dinámica, se aplicó un protocolo de fatiga periférica de forma localizada en los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera en dinamómetro isocinético y se evaluó su efecto mediante las pruebas post-fatiga.

Además, con el fin de agilizar y asegurar la calidad de las mediciones, el laboratorio fue dividido en 3 zonas; una primera zona donde se ubicó la camilla para valorar el ROM articular y el material a instrumentar para las pruebas, una segunda zona donde se encontraba el tapiz rodante, la plataforma de fuerzas con el material necesario para llevar a cabo la prueba de DPSI, una mesa donde se ubicó el ordenador, las cámaras de 3D y el mSEBT, mientras la tercera zona estaba destinada al uso del dinamómetro isocinético (Figura 25).



*Figura 25.* Representación del laboratorio de medición dividido en tres zonas. Zona 1: se efectuó la instrumentación de los participantes y la evaluación del rango de movimiento articular. Zona 2: se llevó a cabo el test de carrera, protocolo de fatiga central, DPSI y mSEBT. Zona 3: se registró el torque muscular y se realizó el protocolo de fatiga periférica. Elaboración propia.

#### 4.6.2.1. Evaluación del rango de movimiento articular

Se evaluó el ROM de la pierna dominante con el propósito de identificar posibles anomalías o acortamientos musculares. Para ello se emplearon los test de extensión pasiva de cadera con rodilla flexionada, flexión pasiva de cadera con rodilla estirada y dorsiflexión de tobillo con rodilla extendida y flexionada, ya que son probablemente los más usados para valorar la extensibilidad de los músculos psoas-iliaco y recto femoral, isquiosurales, gastrocnémios y sóleo respectivamente

(Cejudo, Sainz de Baranda, Ayala & Santonja, 2015). Para valorar el ROM pasivo máximo articular se utilizó un goniómetro y una camilla de valoración.

A la hora de realizar las valoraciones, al encontrar movimientos compensatorios en las articulaciones situadas a nivel distal y proximal de la articulación a medir, la posición de partida tiene que ser descrita con precisión y los movimientos compensatorios deben ser controlados para garantizar la correcta medición (Van-Roy & Borms, 2009).

#### 4.6.2.1.1. Test de extensión pasiva de cadera con rodilla flexionada

Comúnmente conocido como test de Thomas, esta prueba o su modificación es comúnmente la más utilizada para valorar el ROM de la musculatura flexora de cadera (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers & Romani, 2005; Kim & Ha, 2015; Phillips, 2007; Wakefield, Halls, Difilippo & Cottrell, 2015), ya que evalúa de forma específica y sensitiva la flexibilidad de estos músculos (Phillips, 2007), pudiendo evaluar a los músculos psoas-iliaco, recto anterior del muslo y tensor de la fascia lata (Harvey, 1998; Kendall et al., 2005; Phillips, 2007).

Para llevar a cabo el test, se instruye a los participantes para que se sienten en el borde de la camilla, dejando la tuberosidad isquiática en el borde de la misma, permitiendo descansar el pliegue del glúteo en dicho punto (Wakefield et al., 2015). En esa posición, se flexiona la extremidad inferior no testada por cadera y rodilla, acercando la rodilla al pecho, sosteniendo el muslo con ambas manos (Kendall et al., 2005; Phillips, 2007). La flexión de cadera y rodilla se mantiene a 90° para permitir estandarizar la inclinación pélvica y la curva lordótica lumbar de la columna con el fin de evitar errores derivados por el posicionamiento de los participantes, como una inclinación posterior de pelvis excesiva, mientras en la extremidad testada se permite una libre extensión de cadera con la extremidad fuera de la camilla (Wakefield et al., 2015).

Una vez que el participante está en la posición adecuada, la flexibilidad del psoas-iliaco se determina midiendo el ángulo de flexión de cadera respecto a la horizontal (Kendall et al., 2005). Para ello, el punto de apoyo del goniómetro se

coloca sobre la cara lateral del trocánter mayor y el brazo estacionario se alinea con la línea media de la pelvis, mientras el brazo móvil se alinea con la línea media lateral del fémur, usando como punto de referencia el epicóndilo lateral (Wakefield et al., 2015) (Figura 26).

Cabe destacar que se aceptan como valores normales aquellos iguales a  $0^\circ$ , es decir, cuando el fémur se encuentre totalmente horizontal a la camilla, ya que si existe un acortamiento de esta musculatura, se producirá una mayor flexión de cadera traduciéndose en una elevación del muslo con respecto a la horizontal (Kendall et al., 2005).



*Figura 26.* Valoración del ROM de la musculatura del psoas mayor. Elaboración propia.

Por otro lado, el ROM pasivo del cuádriceps en esta posición se evalúa a través de ángulo de flexión de rodilla, realizamos una flexión pasiva máxima de la misma, donde si el recto anterior se encuentra acortado, se producirá una mayor extensión de rodilla (Figura 27).





Figura 27. Valoración del ROM pasivo de la musculatura del cuádriceps. Elaboración propia.

#### 4.6.2.1.2. Test de flexión pasiva de cadera con rodilla estirada

Existen diferentes métodos para evaluar la extensibilidad de este grupo muscular, siendo la más precisa y catalogada como *gold standard* la radiografía, pero su alto coste, la necesidad de personal cualificado y la sofisticación del procedimiento exploratorio hacen que su uso sea escaso (Ayala, Sainz de Baranda, Cejudo & Santonja, 2013). Por ello, se han descrito pruebas indirectas en base a conocimientos anatómicos que pueden dividirse en test angulares o lineales (Ayala et al., 2013). En los test angulares puede ser medido el rango de movimiento de la flexión de cadera o extensión de rodilla, la disposición de la pelvis y la región caudal del raquis lumbar en posición de flexión máxima de tronco o registrando la posición de la pelvis sin implicación del raquis lumbar (López-Miñarro, Vaquero-Cristóbal, Muyor, Alacid & Isorna, 2012). En cuanto a los test lineales, se basan en la medición indirecta de la extensibilidad isquiosural registrando la distancia alcanzada respecto a la tangente de las plantas de los pies cuando se efectúa una flexión de tronco máxima con las rodillas extendidas (López-Miñarro et al., 2012).

En esta investigación fue usado el test de elevación de la pierna recta (EPR), el cual es la herramienta de medida angular probablemente más usadas en el ámbito científico y físico-deportivo para valorar la flexibilidad de la musculatura

isquiosural (Sainz de Baranda, Cejudo & Ayala, 2012), estimándola a través del ángulo de la flexión de cadera con la rodilla extendida (Ayala et al., 2013). Su gran popularidad recae en su facilidad de uso, el escaso material necesario para llevarlo a la evidencia científica demostrada sobre su validez y fiabilidad (Ayala et al., 2013; Sainz de Baranda et al., 2012) y la involucración única del movimiento de la articulación (cadera y rodilla de forma principal), lo que las hacen más precisas que otras pruebas como el *sit-and-reach*, influenciadas por factores antropométricos como la longitud de las piernas y brazos (Ayala et al., 2013).

Existen tres variables a controlar en el test EPR; la región inferior de la espalda, la articulación de la cadera y la extensión de la rodilla, donde la rodilla puede ser controlada manteniéndola en extensión, mientras la posición de la región inferior de la espalda y la pelvis se controlan manteniéndolas apoyadas sobre la camilla (Kendall et al., 2005). Para el desarrollo de la prueba, el participante se coloca en posición decúbito supino con las piernas extendidas y la región inferior de la espalda y la pelvis apoyados sobre la camilla. Antes de realizar el movimiento, un ayudante presiona firmemente el muslo no testado para contener de forma pasiva los músculos flexores de cadera, evitando la rotación externa, y con otra mano en la espina iliaca antero-superior para evitar una excesiva inclinación posterior de la pelvis o la rotación de misma en el eje longitudinal (Ayala et al., 2013; López-Miñarro & Rodríguez-García, 2010).

Tras ello, el examinador elevaba la pierna testada, efectuando una flexión pasiva coxofemoral de forma lenta y progresiva, con la rodilla extendida y el pie en una posición neutra o ligeramente en flexión plantar (Ayala et al., 2013), ya que una flexión dorsal de tobillo podría implicar una posible flexión de rodilla (Kendall et al., 2005), ofreciendo valores en el test unos 10º inferiores (Ayala et al., 2013). El registro de la prueba se efectuaba colocando el goniómetro en el centro del trocánter mayor del fémur, considerando 0º en la posición inicial de reposo. La anotación o registro del ángulo de movimiento fue en el momento de máxima flexión coxofemoral (Ayala et al., 2013; López-Miñarro & Rodríguez-García, 2010; López-Miñarro et al., 2012), antes de que se produzca una inclinación posterior de la pelvis generada por una fuerza descendente de los músculos isquiosurales sobre el isquion cuando éstos alcanzan el límite de su longitud, donde dicho movimiento

permite elevar un poco más la pierna, siendo superior a la real y provocando el sesgo en los resultados (Kendall et al., 2005) (Figura 28).

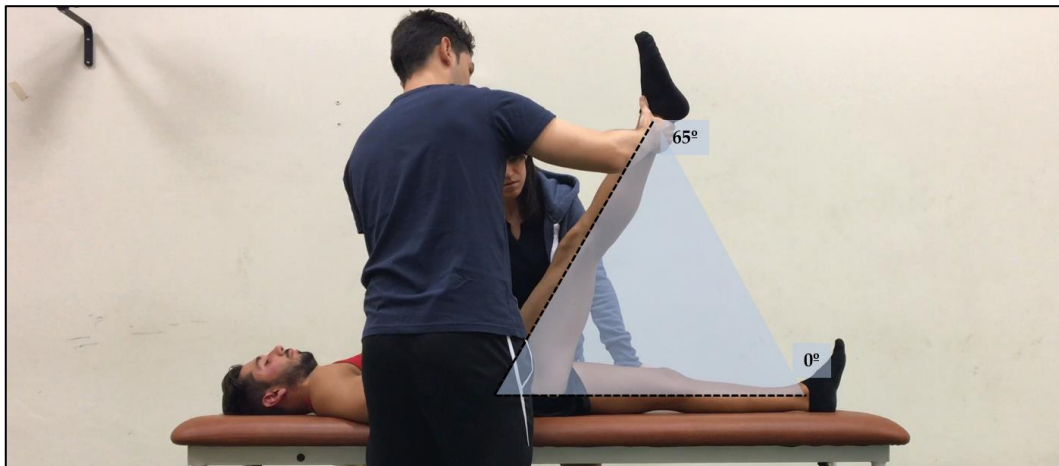


Figura 28. Valoración de la flexión pasiva de cadera con rodilla estirada. Elaboración propia.

Por último, para interpretar los resultados, se siguió la clasificación propuesta por Ferrer (1998), que establece como valores de flexibilidad normal isquiosural a aquellos iguales o superiores a 75°, la franja situada entre 61°-74° correspondería a un acortamiento leve, moderado o de grado I, mientras valores iguales o inferiores a 60° serían marcados como acortamiento o de grado II.

#### 4.6.2.1.3. Test de dorsiflexión de tobillo con rodilla extendida y flexionada

Posiblemente, las pruebas más utilizadas en el ámbito científico y físico-deportivo para valorar la flexibilidad del tríceps sural son el registro del rango de movimiento articular en grados de la dorsiflexión de tobillo con la rodilla flexionada (sóleo) y extendida (gemelo) en posición de bipedestación, ya que su uso es sencillo, se necesita poco material y son pruebas con validez y fiabilidad científica (Cejudo, Sainz de Baranda, Ayala & Santonja, 2014a).

La evaluación del ROM de los gastrocnémios se efectuó como dictan Cejudo, Sainz de Baranda, Ayala & Santonja (2014b), los cuales siguen las recomendaciones de la *American Academic of Orthopedic Association* y el *American College of Sports Medicine*. La prueba fue llevada a cabo a través de una dorsiflexión de tobillo con

la rodilla extendida, partiendo de una posición inicial con el participante en bipedestación con los pies en paralelo y separados a la anchura de las caderas frente a una pared. El explorador ayudante se aseguró de que la rodilla se mantuviese extendida, con la cadera y el tobillo en posición anatómica y el talón con contacto con la superficie. Tras ello, el participante realizó un paso hacia delante apoyando las manos en la pared y realizando una dorsiflexión del tobillo de forma lenta y progresiva aproximando el glúteo hacia la pared.

La posición final fue alcanzada cuando el participante llegó a la máxima sensación de estiramiento tolerable o los exploradores detectasen movimientos compensatorios que incrementasen el ROM o generen dolor (Cejudo et al., 2014a, 2014b) (Figura 29). En esta posición, el ángulo de la pierna hacia el pie se registró a partir de la horizontal (Phillips, 2007). Para ello, se ubicó el goniómetro sobre el centro maléolo lateral, con un brazo apuntado hacia a la línea media de la pierna, y el otro paralelo al suelo.

Finalmente, Kendall et al. (2005) sugieren como valores normales para este movimiento de dorsiflexión de tobillo con rodilla extendida aquellos cuyo registro se sitúe alrededor de los 10 grados, mientras Van-Roy & Borms (2009) ubican como percentil 50 en hombres un valor de 13 grados, donde para nuestro estudio utilizamos los datos de normalidad propuestos por estos últimos autores.



*Figura 29.* Valoración de la dorsiflexión de tobillo con rodilla extendida. Elaboración propia.

Por otro lado, para evaluar el ROM del sóleo mediante la dorsiflexión del tobillo con la rodilla flexionada, se utilizó el test propuesto por Phillips (2007). Se partió de la misma posición que el test anterior para evaluar a los gastrocnémios, y se siguieron las mismas pautas de realización y control de su adecuado desarrollo. En este test, se lleva a cabo una dorsiflexión del tobillo de forma lenta y progresiva a la vez que se realiza una flexión de rodilla manteniendo el talón sobre la superficie (Phillips, 2007). Al igual que el anterior, una vez que el participante llegó a la máxima sensación de estiramiento tolerable o los exploradores detectaron movimientos compensatorios (Cejudo et al., 2014a, 2014b), el movimiento se registró a partir de la horizontal, ubicando el goniómetro sobre el centro maléolo lateral, con los brazos apuntado hacia a la línea media de la pierna y paralelo al suelo (Phillips, 2007) (Figura 30).

Dado que para la medición de esta musculatura Kendall et al. (2005) fijan como movimientos normales aquellos con un ángulo igual o superior a 20 grados, fueron registrados como valores de acortamiento aquellos inferiores a dicha marca.



Figura 30. Valoración de la dorsiflexión de tobillo con rodilla flexionada. Elaboración propia.

#### 4.6.2.1.4. Criterios de calidad para la valoración del ROM articular

Para todas las valoraciones, se cumplieron con los requisitos que proponen Van-Roy & Borms (2009), para elegir y usar un goniómetro, asegurando un correcto rigor científico y una precisión adecuada:

1. Tenía unos brazos suficientemente largos para cubrir dos puntos de referencia.
2. Incorporaba un transportador con una precisión de un grado.
3. Debido al peligro de crear errores de paralaje, las lecturas fueron realizadas a la altura de los ojos.
4. Presentaba una línea indicadora en los brazos del goniómetro para ayudar a incrementar la precisión del mismo.
5. La articulación en el goniómetro no estaba suelta.
6. Las lecturas fueron realizadas antes de retirar el goniómetro de los segmentos corporales.
7. Las medidas fueron registradas con tres figuras. Por ejemplo, si se registra un valor de 153, se dicta como 1-5-3.
8. La ficha proforma contenía detalles personales de los participantes medidos (edad, género, profesión, actividades deportivas o actividad

habitual diaria), así como información técnica de las mediciones (posición de partida o temperatura de la habitación).

Por otro lado, la sesión de valoración fue llevada a cabo siempre por los dos mismos experimentadores, donde uno controló la posición del participante en relación con la estabilización de los segmentos corporales y otro llevó a cabo la valoración, el cual es Graduado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte y dispone de la suficiente experiencia para realizar este tipo de mediciones.

Asimismo, los deportistas realizaron dos intentos máximos para cada prueba, aleatorizando el orden de las mismas, para eliminar el sesgo que una secuencia específica puede presentar sobre los datos obtenidos (López-Miñarro et al., 2012; Sainz de Baranda et al., 2012). Cada participante realizó el test sin calzado y con ropa deportiva, permitiendo un descanso de 2 minutos entre cada prueba de valoración y 30 segundos entre cada uno de los intentos de la misma prueba (Cejudo et al., 2014a, 2014b, 2015; Sainz de Baranda et al., 2012).

El resultado final de cada intento máximo fue determinado en función de unos requerimientos, donde se debieron cumplirse uno o varios de los siguientes criterios (Cejudo et al., 2014a, 2015; Sainz de Baranda et al., 2012): 1) el explorador fue incapaz de ejecutar de forma lenta y progresiva, sin tirones, el movimiento articular debido a la elevada resistencia desarrollada por el/los grupo/s muscular/es estirando durante la maniobra exploratoria; 2) el participante avisó sentir tensión o sensación de estiramiento que causa disconfort importante; o 3) ambos exploradores apreciaron algún movimiento compensatorio, como retroversión de la pelvis, que incrementaba el ROM articular. El valor medio de las dos pruebas fue seleccionado para su análisis estadístico posterior (Cejudo et al., 2014a, 2014b, 2015; Sainz de Baranda et al., 2012), sólo añadiendo un tercer intento si la diferencia fue mayor del 5% entre los dos intentos anteriores, registrando el valor medio de los dos intentos más próximos (Cejudo et al., 2015; Sainz de Baranda et al., 2012).

Por último, cabe destacar que no se realizó ningún tipo de calentamiento previo a los test de flexibilidad (López-Miñarro & Rodríguez-García, 2010; López-Miñarro et al., 2012).

#### 4.6.2.2. Familiarización y pruebas pre-fatiga periférica

Las pruebas pre-fatiga estuvieron formadas por dos test de estabilidad postural dinámica y una prueba en dinamómetro isocinético de registro de torque pico de flexores y extensores de rodilla y cadera, además un test de carrera en tapiz, donde se registraron las ondas de choque recibidas por el deportista, así como su atenuación, y la cinemática del movimiento.

##### 4.6.2.2.1. Calentamiento

Previo a las pruebas pre-fatiga, se llevó a cabo un calentamiento en tapiz rodante (Excite®+ Run MD Inclusive, Technogym Trading S.A., Barcelona, España) que sirvió como familiarización con el mismo (García-Pérez et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015), ya que a pesar de ser nuestra muestra corredores habituados y entrenados a correr en tapiz rodante, este instrumento requiere un aprendizaje mínimo para la adquisición del equilibrio. Este aprendizaje necesario se debe a que el paisaje no desfila de manera habitual mientras el cuerpo se mueve, como ocurre durante la carrera en el exterior (Billat, 2002). Para ello, se realizaron 10 minutos corriendo a la velocidad que los participantes eligiesen sobre el tapiz rodante (Hayes et al., 2004; Lucas-Cuevas et al., 2015).

##### 4.6.2.2.2. Evaluación de la estabilidad postural dinámica

Tras el calentamiento se llevó a cabo la familiarización y registro de la estabilidad postural dinámica. Debido a la carrera a pie es una actividad dinámica, posiblemente emplear medidas estáticas no sea lo suficientemente sensible como para identificar posibles déficits (Meardon, Klusendorf & Kernozek, 2016). Por ello, fueron seleccionadas pruebas de control postural dinámico, las cuales pueden ser registradas de dos formas; cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo, y cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural (Williams et al., 2016b).



Pasando a los test utilizados para evaluar la estabilidad postural dinámica, las tres medidas que han justificado ser fiables y sensibles para medir esta variables son el Time to Stabilization (TTS), el Dynamic Postural Stability Index (DPSI) y el Star Excursion Balance Test (SEBT) (Meardon et al., 2016), donde el SEBT se ubica en los tipos de pruebas donde la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de la misma, y el TTS y DPSI, al ser pruebas de aterrizaje tras saltar a una pierna, requieren que el deportista modifique la ubicación de la base de apoyo y conserve la estabilidad postural (Williams et al., 2016b).

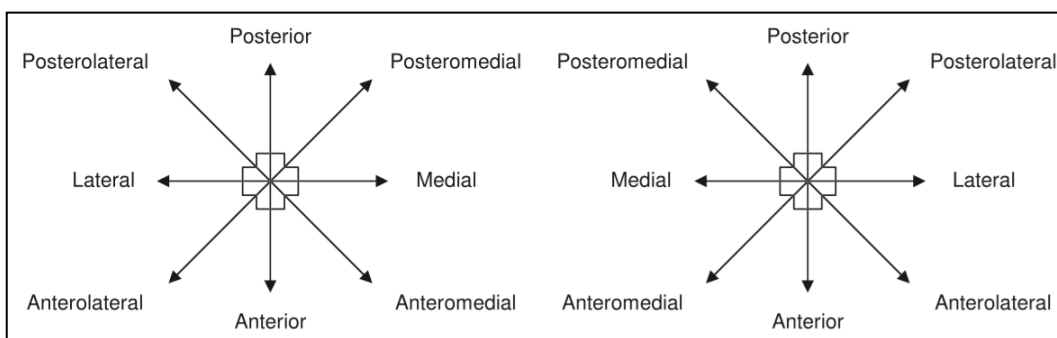
El TTS una medida de control postural dinámica que cuantifica el tiempo necesario para estabilizar de las fuerzas de reacción del suelo (GRF) durante el periodo de tiempo posterior a realizar un aterrizaje a una sola pierna, reflejando capacidades de fuerza, propiocepción y control postural en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo (Meardon et al., 2016). Dicha prueba representa una medida objetiva del control neuromuscular que requiere sistemas mecánicos y sensoriales para sobreponerse a la compleja tarea de un aterrizaje tras salto, donde se utiliza una plataforma de fuerzas para evaluar la estabilidad postural (Wikstrom, Powers & Tillman, 2004; Wikstrom et al., 2005).

A pesar de ello, el TSS presenta varios defectos y sólo permite examinar un único plano de movimiento, ya sea vertical, anteroposterior o mediolateral (Wikstrom, Tillman, Kline & Borsa, 2006). Debido a ello se empleó para nuestro estudio el DPSI, que fue creado para corregir dichos defectos del TSS y permitir la examinación de los tres planos de movimiento (Wikstrom et al., 2006), además del SEBT del miembro dominante de cada participante.

#### 4.6.2.2.2.1. *Modified Star Excursion Balance Test (mSEBT)*

El *Star Excursion Balance Test (SEBT)* es una herramienta creada por Gray (1995) muy utilizada para valorar el control postural dinámico a nivel científico y clínico, demostrando ser válida y fiable para valorar el control postural dinámico, predecir el riesgo de lesión de las extremidades inferior y ser sensible a los programas de entrenamiento de personas sanas y lesionadas (Gribble et al., 2012).

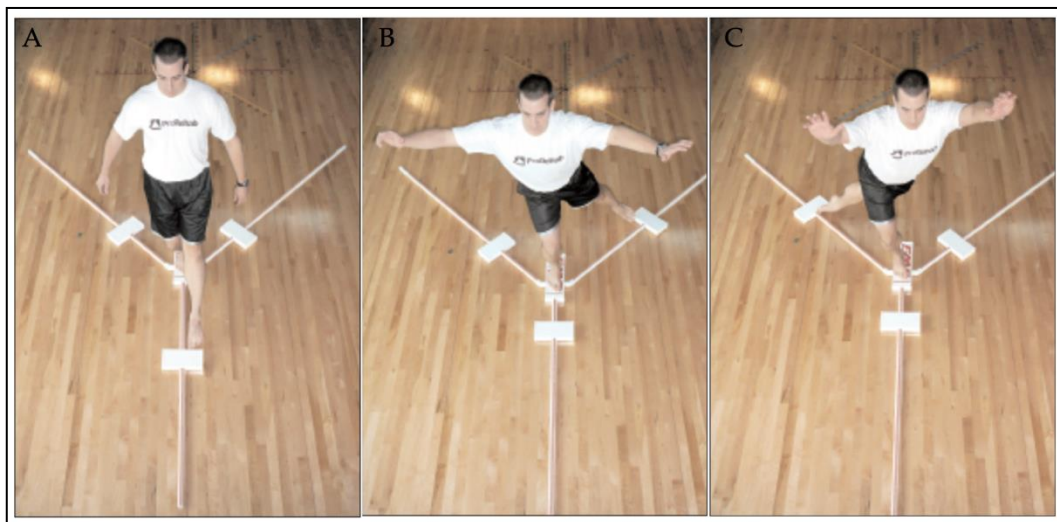
Dicho test está formado por una estrella de 8 direcciones separadas unas de las otras a 45° con respecto al punto central denominadas, de acuerdo a la orientación de la extremidad apoyada en el suelo como anterior, anteromedial, medial, posteromedial, posterior, posterolateral, lateral y anteromedial, donde cada dirección ofrece distintas metas y requiere la combinación de movimientos transversales, frontales y sagitales (Gribble et al., 2012) (Figura 31).



**Figura 31.** Direcciones a alcanzar del *Star Excursion Balance Test* (SEBT) con pie derecho apoyado (izquierda) y pie izquierdo apoyado (derecha). Adaptado de "Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review", por P.A. Gribble, J. Hertel & P. Plisky, 2012, *Journal of Athletic Training*, 47(3), 340.

El objetivo de la tarea es mantener el equilibrio en una base de apoyo estable con la extremidad apoyada en el centro de la estrella, mantener dicho equilibrio mientras se realiza un alcance máximo con la pierna contralateral en cada una de las direcciones prescritas y tocar ligeramente la línea con la porción más distal del pie sin cambiar la distribución del peso ni descansar en esa posición, para devolver la extremidad a la posición inicial en el centro de estrella y adoptar una posición de apoyo bilateral. Si el participante toca duramente o descansa el peso en el punto de apoyo, si tiene que poner en el pie de la extremidad no apoyada en el suelo para mantener el equilibrio o eleva o varía cualquier parte del pie apoyado, el intento no es considerado como válido (Gribble et al., 2012).

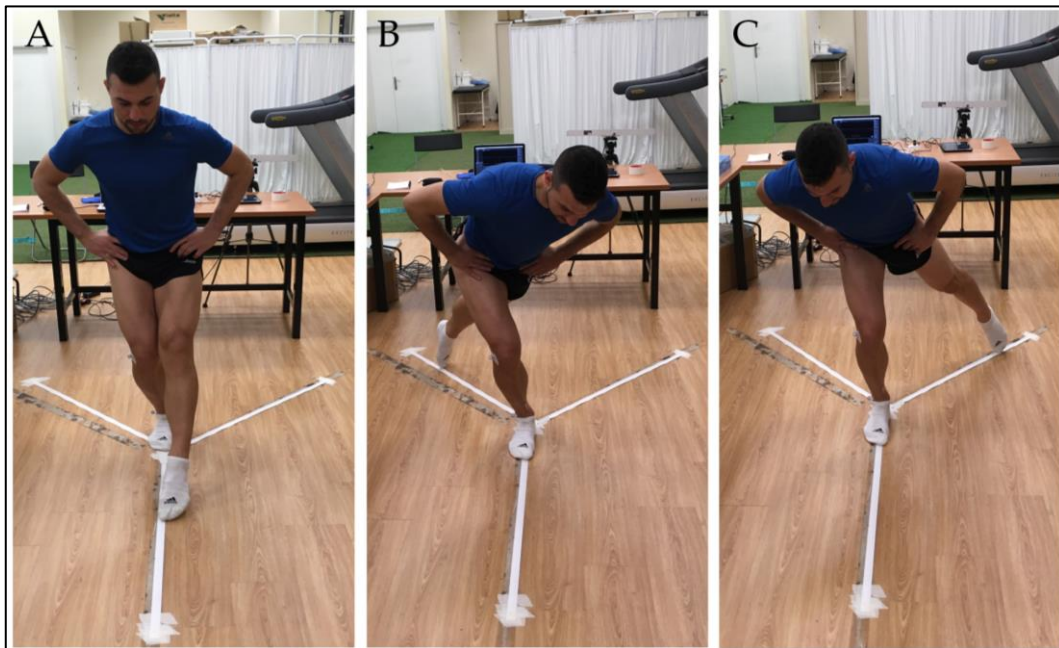
Como alternativa o variación del SEBT aparece el *Lower Quarter Y Balance Test* (YBT-LQ), otra medida de estabilidad dinámica, una prueba de campo, clínicamente eficiente y predictora de lesiones y de rendimiento (Butler, Southers, Gorman, Kiesel & Plisky, 2012), que utiliza un implemento para evaluar la distancia alcanzada en 3 direcciones del SEBT; anterior, posteromedial y posterolateral, donde dicho test ha mostrado ser válido, fiable y buen predictor de las lesiones de las extremidades inferiores (Plisky et al., 2009) (Figura 32).



**Figura 32.** *Lower Quarter Y Balance Test* en dirección anterior (A), posteromedial (B) y posterolateral (C). Adaptado de "The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test", por P.J. Plisky, P.P. Gorman, R.J. Butler, K.B. Kiesel, F.B. Underwood & B. Elkins, 2009, *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4(2), 95-96.

En cambio, a pesar de no sufrir diferencias en el rendimiento entre el SEBT y el YBT-LQ en las direcciones posteromedial y posterolateral, la distancia alcanzada en la dirección anterior en el SEBT es significativamente superior a la lograda en el YBT-LQ (Coughlan, Fullam, Delahunt, Gissane & Caulfield, 2012; Fullam, Caulfield, Coughlan & Delahunt, 2014). Además, la posición de la cadera en posición anterior en el YBT-LQ se encuentra más flexionada en el punto máximo de alcance ( $27.94^{\circ} \pm 13.84^{\circ}$ ) comparada con el SEBT ( $20.37 \pm 18.64^{\circ}$ ) (Fullam et al., 2014).

Debido a las diferencias de rendimiento entre los test YBT-LQ y SEBT en términos de demandas dinámicas neuromusculares y a la redundancia en las 8 direcciones del SEBT demostrada por Hertel, Braham, Hale & Olmsted-Kramer (2006), quienes manifiestan que el test puede ser simplificado únicamente a la dirección posteromedial, ya que es un alto representante del rendimiento en esta prueba tanto en personas con y sin inestabilidad crónica de tobillo, en la presente investigación se realizó el denominado *Modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT) en las 3 direcciones manifestadas en el YBT-LQ; anterior, posteromedial y posterolateral, colocando 3 cintas métricas en el suelo del laboratorio con una angulación de  $135^\circ$  en las direcciones posteromedial y posterolateral con respecto a la dirección anterior (Doherty et al., 2015; Fullam et al., 2014; Gribble et al., 2012; Lockie et al., 2015; Pfile, Gribble, Buskirk, Meserth & Pietrosimone, 2016; Plisky, Rauh, Kaminski & Underwood, 2006; van Lieshout et al., 2016) (Figura 33).



**Figura 33.** *Modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT) en dirección anterior (A), posterolateral (B) y posteromedial (C). Elaboración propia.

La prueba se realiza descalzo y con las manos en las caderas (van Lieshout et al., 2016), donde para realizar el test en dirección anterior el participante se coloca de pie con la parte más distal del primer dedo en el inicio de la cinta métrica de la dirección anterior. Por otro lado, para las direcciones posteromedial y posterolateral, los participantes ubican la parte más posterior del talón en el comienzo de las cintas métricas posteriores (Gribble et al., 2012; van Lieshout et al., 2016).

Cabe destacar que se realizaron 4 intentos a modo de práctica o familiarización en cada dirección (Doherty et al., 2015; Pfile et al., 2016; Robinson & Gribble, 2008a, 2008b; van Lieshout et al., 2016) antes de la realización de la prueba, para disminuir el efecto de aprendizaje y no obstaculizar la capacidad del participante para llevar a cabo la prueba (Fullam et al., 2014). Además, para la realización de la prueba se llevaron a cabo 3 intentos con la pierna dominante en cada dirección aleatorizando el orden (Doherty et al., 2015; Pfile et al., 2016; Plisky et al., 2006), donde la distancia alcanzada fue normalizada a la longitud de la extremidad inferior, expresando de este modo el alcance obtenido como un porcentaje de la longitud de la pierna (%LP), determinando la misma como la distancia registrada desde la espina iliaca anterosuperior hasta el centro ipsolateral del maléolo medial utilizando una cinta métrica (Fullam et al., 2014; Pfile et al., 2016; Plisky et al., 2009; van Lieshout et al., 2016; Whyte et al., 2015).

#### 4.6.2.2.2.2. *Dynamic Postural Stability Index (DPSI)*

Además de la prueba de mSEBT, se llevó a cabo un test para evaluar el DPSI, el cual registra la variación de las GRFs tras un aterrizaje a una sola pierna en una plataforma de fuerzas. Para ello, emplea una fórmula usando cada componente de las GRF; anteroposterior, mediolateral y vertical, para reflejar la variabilidad en las fuerzas tras el salto y aterrizaje (Meardon et al., 2016). Esta prueba tiene una excelente fiabilidad test-retest en los componentes anteroposterior y vertical con un ICC = 0.92-0.99, mientras el índice mediolateral muestra un ICC = 0.38, explicado por la naturaleza variable de las GRF mediolaterales durante el aterrizaje a una pierna (Meardon et al., 2016; Sell, 2012; Wikstrom et al., 2005).

Los tipos de tareas utilizadas para evaluar la estabilidad postural dinámica mediante aterrizajes son muy variados, pudiendo ser divididas en aterrizajes a una sola pierna o aterrizajes a ambas piernas (Santamaria & Webster, 2010). En el presente estudio, se realizó un test dinámico de salto anteroposterior, como describen Menayo, Encarnación-Martínez, Gea & Marcos (2014) en una adaptación del test de salto propuesto por Wikstrom et al. (2005) y Ross, Guskiewicz & Yu (2005), donde el participante fue colocado a 70 cm del centro de una plataforma dinamométrica (Kistler Ibérica S.L., Barcelona, España) y se le pidió saltar con ambas piernas una altura correspondiente al 50% del salto vertical máximo para caer en la plataforma a una pierna, en este caso la dominante, registrando las características del salto mediante el software propio de la misma (Bioware, Kistler Ibérica S.L., Barcelona, España). Para verificar que los participantes realizaron un salto igual al 50% de su máximo, se colocó un obstáculo representado por una goma elástica a la altura del 50% de su salto vertical máximo, la cual debió saltar por encima el participante y caer únicamente con la pierna testada (Menayo et al., 2014). Así, los participantes fueron instruidos a saltar con la cabeza en alto y con las manos colocadas en las caderas, aterrizar con la pierna dominante, estabilizar lo más rápidamente posible, sin soltar las manos de las caderas y con la mirada al frente, además de mantener esta posición durante 5 segundos (Figura 34).



*Figura 34.* Protocolo de DPSI adoptado en la presente investigación. Elaboración propia.

Cabe destacar que se permitió a los participantes a efectuar un mínimo de 3 ensayos de salto antes de la prueba de modo que se familiaricen con el test y se sintieran cómodos con el protocolo de salto (Williams et al., 2016b), donde entre

la familiarización y el protocolo de medición se descansó un periodo de dos minutos (Wikstrom et al., 2005) y entre cada uno de los 3 saltos del registro 1 minuto para prevenir la fatiga (Williams et al., 2016). Además, se definió como ensayos fallidos, desechando y repitiendo el ensayo, todos aquellos en los que el deportista saltó, cayó o usó la extremidad contralateral para recuperar el equilibrio. Se realizaron 3 intentos con la pierna dominante (Menayo et al., 2014; Wikstrom et al., 2010) donde los desplazamientos del centro de presiones durante la ejecución de los test de estabilidad dinámica fueron registrados a una frecuencia de 1000 Hz.

Para calcular el 50% del salto vertical máximo, Wikstrom et al. (2010) realizaron 5 saltos máximos con contramovimiento (CMJ) donde tenían que tocar un marcador lo más alto posible. Para nuestro proyecto, se realizaron 5 saltos CMJ con las manos colocadas en las caderas sobre la plataforma de fuerzas, registrando el salto de mayor altura alcanzada para colocar la altura de la cinta a la hora de realizar el DPSI.

Por último, para su análisis posterior, se registraron los primeros 5 segundos de los datos de GRF después del impacto. Dicho impacto fue reconocido como el instante de GRF vertical que excedió los 10N (Meardon et al., 2016).

#### 4.6.2.2.3. Evaluación de la fuerza isocinética de flexores y extensores de rodilla y cadera

La valoración de la fuerza isocinética de los músculos flexores y extensores de cadera y rodilla se realizó, tanto en su familiarización como en su evaluación, en un dinamómetro isocinético Biodex System Pro 3™ (Biodex Medical Systems, Inc., Nueva York, Estados Unidos) en una posición sentada con un ángulo de flexión de cadera de 85 (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011). Se utilizó una correa sobre el muslo de la pierna testada para restringir los movimientos laterales de rodilla, permitiendo sólo movimientos de flexión y extensión, mientras el miembro superior del participante permaneció asegurado mediante dos correas en cruz y una correa en la cintura (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011; Koller et al., 2006).

Para el desarrollo de la prueba, se determinó un ángulo de  $0^{\circ}$  cuando la pierna se encuentra extendida por completo y de  $90^{\circ}$  cuando está completamente flexionada (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011). Los participantes fueron instruidos a realizar el máximo esfuerzo en todo el rango de movimiento (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011). Por otro lado, para determinar el torque pico de la extremidad dominante se llevaron a cabo dos series, donde la primera serie fue de familiarización, consistiendo en 3 repeticiones submáximas, y la segunda consistió en 3 repeticiones concéntricas máximas (Soleimanifar, Salavati, Akhbari & Moghadam, 2012; Wikstrom et al., 2004), sin descanso ni paradas entre las repeticiones, de flexión-extensión para los músculos cuádriceps e isquiosurales, flexo-extensores de rodilla y cadera. La velocidad angular utilizada durante los tests fue de  $60^{\circ}/s$  para la familiarización (Soleimanifar et al., 2012) y una velocidad angular de  $120^{\circ}/s$  para determinar el torque máximo de flexo-extensores de rodilla y cadera (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011) (Figura 35).



*Figura 35.* Registro de la fuerza isocinética de la musculatura flexora y extensora de rodilla y cadera (Biodex System Pro 3™, Biodex Medical Systems, Inc., Nueva York, Estados Unidos). Elaboración propia.

Por último, entre la primera serie o familiarización y la segunda serie o serie de registro del torque pico, se descansó un minuto (Verrelst, De Clercq, Willems,



Victor & Witvrouw, 2014; Wikstrom et al., 2004) y se registró el mayor torque pico realizado durante la segunda serie (Soleimanifar et al., 2012).

#### 4.6.2.2.4. Test de carrera a pie en tapiz rodante

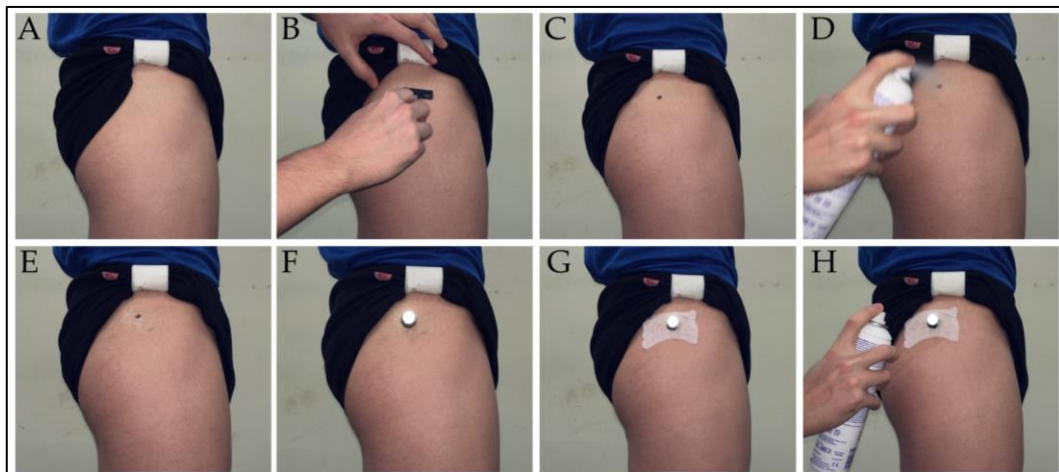
El test de carrera en tapiz rodante (Excite®+ Run MD Inclusive, Technogym Trading S.A., Barcelona, España) se realizó para filmar o registrar los patrones de movimiento de la carrera a pie y la transmisión y atenuación de impactos durante la misma.

##### 4.6.2.2.4.1. Instrumentación de los participantes

Previo al calentamiento, para evitar el inicio de la sudoración y la mayor dificultad de sujeción, los participantes fueron instrumentados en la zona 1, donde para evaluar los patrones de movimiento y parámetros espacio-temporales era necesaria la colocación de marcadores esférico retro-reflectantes o marcadores anatómicos, mientras para el registro de la transmisibilidad del impacto fue colocado un sistema de acelerometría. Cabe destacar que todo el material necesario estuvo colocado y ordenado en una mesa o en un cajón pliométrico, encontrándose cuchillas de afeitar desechables, tijeras, lápiz marcador, marcadores reflectantes, velcro para los marcadores, varios tipos de cintas adhesivas, goniómetro, dos acelerómetros y su petaca de registro, cintas de neopreno, cinta métrica y spray adhesivo (Figura 36).



marcador a través de velcro en su parte superior (Figura 37F). Por último, los marcadores fueron reforzados con un material adhesivo no tejido (Omnifix® Elastic, Hartmann, Barcelona, España) (Figura 37G) y se volvía a aplicar por encima spray adhesivo (Figura 37H).

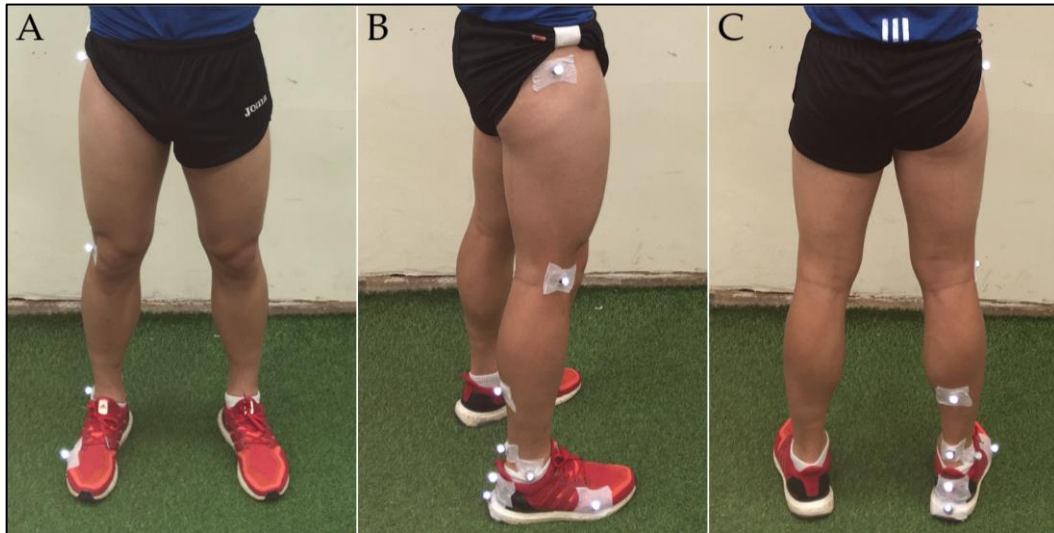


*Figura 37.* Secuencia de instrumentación de los marcadores reflectantes. Ejemplo del punto anatómico del trocánter mayor del fémur (cadera). Elaboración propia.

En cuanto a la ubicación de los marcadores esféricos retro-reflectantes, se utilizó una adaptación reducida del modelo propuesto por Pohl, Lloyd & Ferber (2010). Dado que el sistema de filmación empleado en nuestra investigación registra variables cinemáticas en 3D con proyección de movimientos en un plano 2D, no todos los marcadores ubicados por estos autores serían visibles por el sistema. Así, se colocaron los marcadores de forma que fueran visibles al evaluar a los participantes desde el plano sagital a la carrera, ubicando los mismos en la extremidad dominante en los puntos anatómicos del quinto metatarsiano, maléolo lateral, cóndilo femoral lateral y trocánter mayor del fémur.

Además, se colocaron dos marcadores en la zapatilla alineados verticalmente en la parte posterior del talón y dos en la parte posterior de la pierna, uno ligeramente por encima del final de la zapatilla en parte media y el otro unos 20 cm más arriba, por debajo de los gastrocnémios, en la misma línea del borde anterior de la tibia. De este modo, se garantizó el registro de los movimientos de la

cadera, rodilla y tobillo, donde a su vez, los marcadores ubicados en la parte posterior de pierna y en la zona alta de la zapatilla, hacen posible el análisis de los movimientos de eversión e inversión del pie (Pohl et al., 2010) (Figura 38).



*Figura 38.* Colocación de los marcadores reflectantes; vista anterior (A), lateral (B) y posterior (C).  
Elaboración propia.

Pasando a la instrumentación del material de acelerometría, dichos acelerómetros se colocan de forma habitual en tibia y cráneo (Blackah et al., 2013; Chu & Caldwell, 2004; Derrick, Dereu & McLean, 2002; Encarnación-Martínez et al., 2017; Encarnación-Martínez et al., 2015; García-Gallart et al., 2015; García-Pérez et al., 2014; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer et al., 2003; Pérez-Soriano & Llana-Belloch, 2015; Shorten & Winslow, 1992; TenBroek, Rodrigues, Frederick & Hamill, 2013).

Con respecto a la ubicación de los acelerómetros en tibia, Lucas-Cuevas et al. (2016) concluyeron que la localización a nivel distal o proximal del acelerómetro en este segmento influye en los parámetros de aceleración de impactos durante la carrera a pie. Por ello, el acelerómetro fue ubicado, como recomiendan estos autores, en la parte distal y antero-medial de la tibia de la pierna dominante de los participantes, además del fijado en el hueso frontal del cráneo.

Para la colocación de los acelerómetros, se preparó la piel rasurando las zonas con vello, se marcó el lugar de colocación, se aplicó spray adhesivo, se evitó su contacto con tejidos blandos, se pegaron sobre cinta de doble cara y se reforzó su sujeción con cintas de neopreno para evitar que se despegasen y minimizar el artefacto (Encarnación-Martínez et al., 2017; Encarnación-Martínez et al., 2015), ajustando la presión hasta el límite de confort de los participantes (Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2017; Encarnación-Martínez et al., 2015; García-Gallart et al., 2015) (Figura 39).



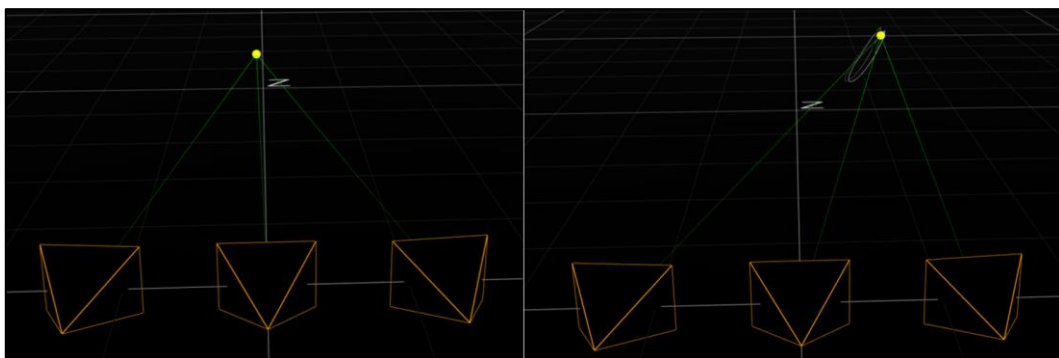
Figura 39. Instrumentación final del participante. Elaboración propia.

Por último, tras completar la instrumentación del participante, nos aseguramos de que los sistemas funcionasen adecuadamente como veremos a continuación.

#### 4.6.2.2.4.2. Registro de los patrones de movimiento y parámetros espacio-temporales en la carrera a pie

El análisis en tres dimensiones es utilizado de manera común en el ámbito biomecánico y clínico (Pohl et al., 2010). Por ello, el registro de los patrones de movimiento y parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie de los segmentos de cadera, rodilla, tobillo y pie, se efectuó, como hemos comentado anteriormente, mediante la filmación de los marcadores reflectantes colocados en la extremidad inferior, a través de un sistema de filmación mediante cámaras infrarrojas Optitrack™ V120: Trio (NaturalPoint, Inc., Oregón, EEUU) a 120 Hz, las cuales registran variables cinemáticas en 3D con proyección de movimientos en un plano 2D.

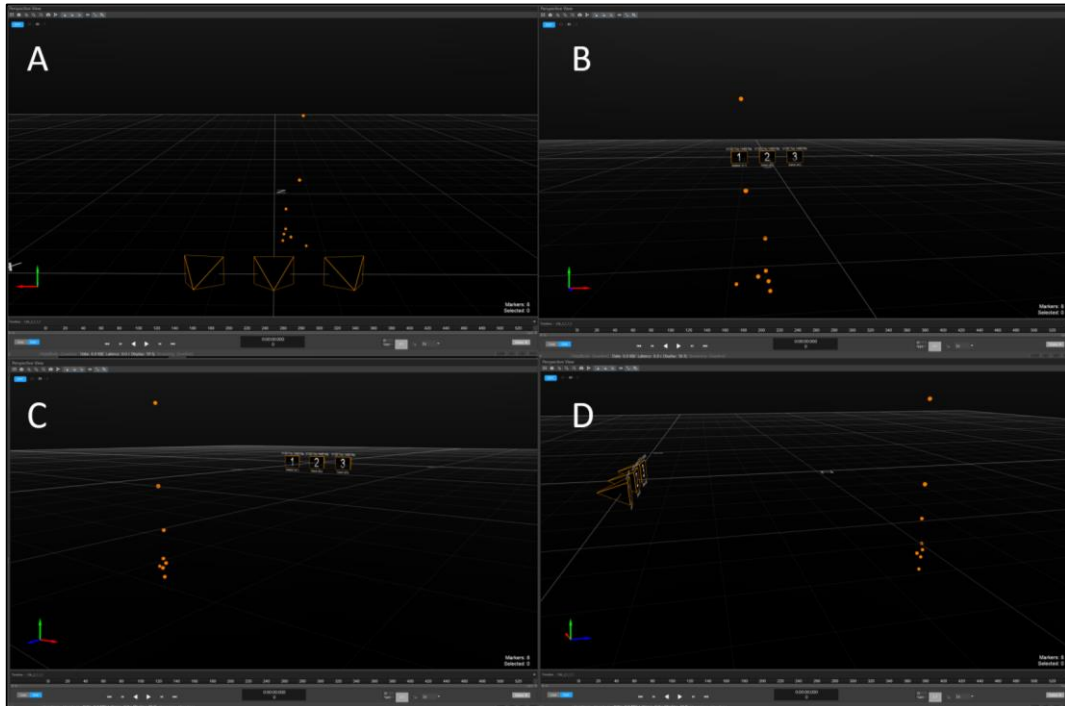
Para este tipo de filmación, cada marcador es filmado por las tres cámaras al mismo tiempo (Figura 40), donde para obtener las medidas en 3D es necesario que sea filmado al menos por dos de ellas. Además, nos fijábamos de que no existiera ningún tipo de reflejo, ni en el ambiente ni en la vestimenta, que el sistema lo detectase como nuevos marcadores. Si, por el contrario, aparecía algún reflejo, siendo muy comunes en las zapatillas de los corredores, eran tapados con cinta.



*Figura 40.* Detección (izquierda) y seguimiento (derecha) del centro del marcador por las 3 cámaras. Elaboración propia.

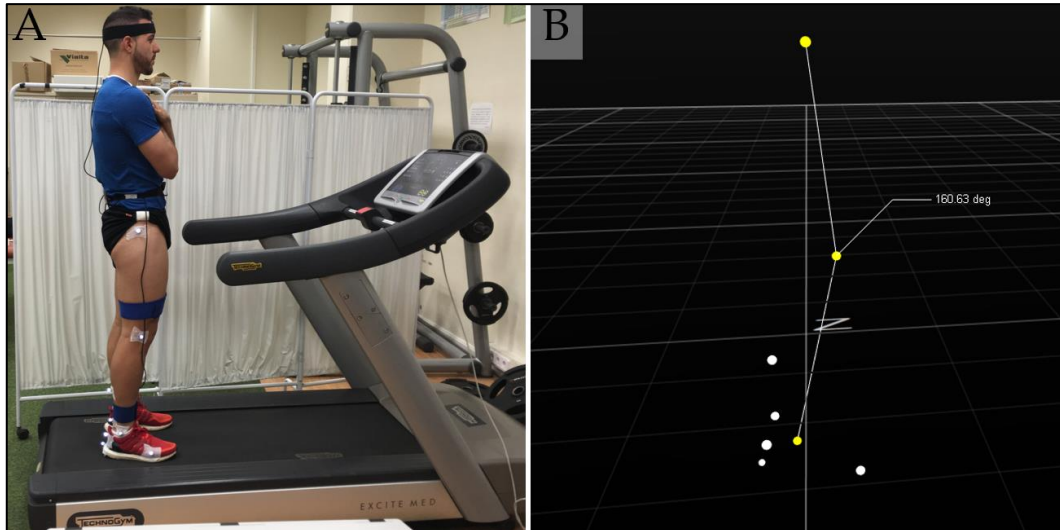
Para cada medición se iniciaba la aplicación propia del sistema Optitrack en el ordenador llamada Motive (NaturalPoint, Inc., Oregón, EEUU), se abría el

proyecto creado para la toma de datos y se creaba una nueva sesión o carpeta donde se guardaban los datos registrados de cada participante. Tras ello, nos asegurábamos de que las cámaras filmaban los 8 marcadores fijados (Figura 41).



**Figura 41.** Representación que nos ofrece el sistema de filmación Optitrack desde el lado que filman las cámaras (A), el contrario (B) y vista posterior (C) y anterior (D) de la pierna del participante. Elaboración propia.

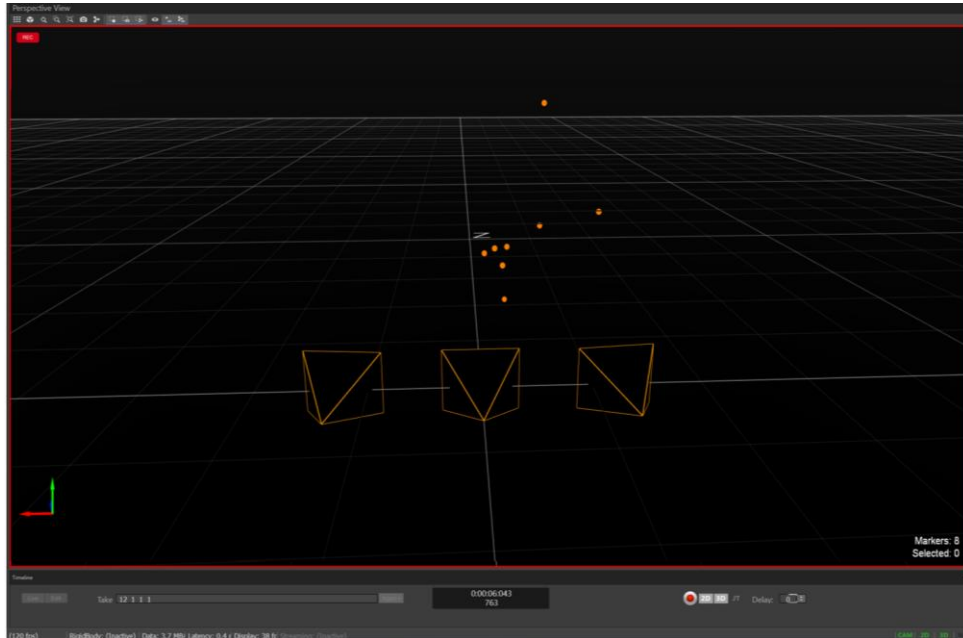
Una vez asegurados de que todos los marcados son visionados en el sistema y no se aprecia ningún reflejo, se realizaba una filmación de calibración de 5 segundos para registrar la posición base de los segmentos de la extremidad inferior (Figura 42A). Esta calibración se realiza con el fin de no cometer errores en la representación de la posición base de los segmentos corporales de los participantes, que pueden alterar el análisis posterior. Por ejemplo, se podría pensar que la posición estirada de la extremidad inferior (cadera-rodilla-tobillo) representa una línea recta o un ángulo de  $180^\circ$ , cuando en el caso que se muestra en la Figura 42B manifiesta un ángulo de  $160.63^\circ$ .



*Figura 42.* Posición de calibración (A) y ángulo de la posición base de la extremidad inferior (cadera-rodilla-tobillo) considerada como estirada o recta (B). Elaboración propia.

El patrón de carrera fue filmado tres veces con una duración de 10 segundos, para asegurarnos de que si alguna filmación no salía correctamente tener al menos otras dos grabaciones adecuadas. En estos 10 segundos cada participante realizó en torno a 15 zancadas. Por lo que, si todas las grabaciones fueron correctas, registramos aproximadamente 45 zancadas de cada deportista para su análisis posterior, tanto en condiciones de pre-fatiga como en condiciones de post-fatiga (Figura 43).





*Figura 43.* Filmación del patrón de movimiento. Elaboración propia.

#### 4.6.2.2.4.3. Registro de las características de los impactos durante la carrera a pie

Previo al inicio de la toma de datos, nos aseguramos de que la calibración y el funcionamiento del sistema de acelerometría era el adecuado (Figura 44). Además, en la filmación de cada participante, verificábamos que la señal de los acelerómetros era correcta en la Tablet (Asus ZenPad 10, ASUSTeK Computer Inc., Taipéi, Taiwán).



*Figura 44.* Verificación del adecuada calibración y funcionamiento del sistema de acelerometría. Elaboración propia.

Gracias a las aceleraciones sufridas tras el impacto en la tibia y en el cráneo, y mediante este sistema, se conoce la aceleración absorbida por el sistema músculo-esquelético. Para percibir tales aceleraciones sufridas por el participante, de acuerdo a la revisión previamente realizada, se utilizó acelerometría inalámbrica de baja masa (Pérez-Soriano & Llana-Belloch, 2015) y de tipo triaxial (BLAUTIC, Valencia, España) empleada en anteriores investigaciones (Encarnación-Martínez et al., 2017; García-Gallart et al., 2015), para obtener resultados en todos los ejes de movimiento, donde los ejes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  representan los ejes de movimiento vertical, anteroposterior y mediolateral respectivamente. Los acelerómetros utilizados tenían una frecuencia de muestreo de 300 Hz y un rango de medición de hasta 16 g, siendo un sistema *datalogger* que mediante la señal de inicio y fin en la aplicación del propio sistema en la Tablet vía Bluetooth, guarda la señal en la petaca y posteriormente, estos registros pueden ser descargados en formato Excel (.xls).

En el receptor, el cual se colocaba en la cintura, pueden introducirse hasta 4 acelerómetros, donde al usar solamente dos acelerómetros, quedó reflejada como muestra la Figura 45, fijando un tiempo fijo de 10 segundos de medición en la Tablet

y realizando tres grabaciones de dicha duración. Al igual que en la filmación de los patrones de movimiento, si las tres grabaciones se realizan adecuadamente, se obtendrán las características de impacto de aproximadamente 45 zancadas.



*Figura 45.* Colocación del receptor de acelerometría en la cintura. Elaboración propia.

#### 4.6.2.2.4.4. Desarrollo de la prueba

Con respecto al desarrollo de la prueba, un estudio de Gruber et al. (2014) empleaba 2 minutos de carrera en tapiz para evaluar la onda de choque y su atenuación en corredores con distinta técnica de pisada, registrando los últimos 15 segundos. En este estudio, se siguió este procedimiento, pero se registraron tanto los patrones de movimiento como los impactos en los últimos 30 segundos de dicho periodo de 2 minutos, en 3 series de 10 segundos, ya que en los momentos iniciales puede que el patrón de carrera de los participantes no sea el habitual debido a que no se encuentre estabilizado, lo que conllevaría a sesgo en los datos obtenidos.

Con respecto a la intensidad de carrera, las velocidades más utilizadas para evaluar diferentes parámetros de la carrera a pie son 3.33 m/s o 12 km/h (Ardigo, Lafortuna, Minetti, Mognoni & Saibene, 1995; Bahlsen & Nigg, 1987; Bus, 2003; Encarnación-Martínez et al., 2017; García-Gallart et al., 2015; Hardin, van den Bogert & Hamill, 2004; Morin et al., 2005), 3.89 m/s o 14 km/h (Almonroeder, Willson & Kernozek, 2013; Ardigo et al., 1995; Kernozek, Vannatta, Gheidi, Kraus & Aminaka, 2016; Lussiana et al., 2017; Morin et al., 2005; Nummela, Keranen & Mikkelsen, 2007; Padulo, Annino, Migliaccio, D'Ottavio & Tihanyi, 2012; Willson,

Kernozek, Arndt, Reznichak & Scott Straker, 2011) y 4 m/s o 14.4 km/h (Boyer & Nigg, 2004; Encarnación-Martínez et al., 2017; García-Gallart et al., 2015; García-Pérez et al., 2014; Grabowski & Kram, 2008; Hamill, Russell, Gruber & Miller, 2011; Nigg & Bahlsen, 1988; Shorten & Mientjes, 2011; Shorten & Winslow, 1992; Sinclair, Taylor & Hobbs, 2014).

Para esta investigación, se optó por fijar la velocidad de carrera a 3.89 m/s o 14 km/h, debido a que 3.33 m/s o 12 km/h podría representar una velocidad de carrera demasiado lenta o alejada de los ritmos a los que los participantes hacen sus entrenamientos y competiciones, y que 4 m/s o 14.4 km/h podría ser algo elevada para cierto nivel de deportistas. Para terminar, en cuanto al nivel de pendiente del tapiz, fue situado a 0 grados para no afectar a otros parámetros biomecánicos como la presiones plantares (Lucas-Cuevas et al., 2014) (Figura 46).



*Figura 46.* Test de carrera en tapiz rodante a 3.89 m/s o 14 km/h. Elaboración propia.

#### 4.6.2.3. Protocolo de fatiga periférica

Se ha hipotetizado que la fatiga muscular periférica o localizada es un factor causativo de varias lesiones relacionadas con la carrera a pie (Christina et al., 2001) y empleada en multitud de estudios relacionados con esta actividad (Christina et

al., 2001; Fischer, Storniolo & Peyre-Tartaruga, 2015; Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011) sobre diferentes regiones como los músculo flexores y extensores de rodilla y cadera (Kellis et al., 2011), así como dorsiflexores (Christina et al., 2001; Kellis & Liassou, 2009), inversores y/o (Christina et al., 2001) flexores plantares de tobillo (Kellis & Liassou, 2009).

En este caso, se indujo la fatiga de forma localizada en los músculos flexo-extensores de cadera y rodilla mediante el uso de dinamómetro isocinético (Biodex System Pro 3<sup>TM</sup>, Biodex Medical Systems, Inc., Nueva York, Estados Unidos) en la extremidad dominante. Los participantes fueron adoptados en una posición similar a la utilizada para el registro del torque muscular máximo (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011; Koller et al., 2006), se volvió a determinar un ángulo de 0° cuando la pierna se encontraba extendida por completo y de 90° cuando estaba completamente flexionada, además de instruir a los participantes a realizar el máximo esfuerzo en todo el rango de movimiento (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011).

Por su parte, el protocolo de fatiga periférica consistió en realizar movimientos continuos concéntricos de flexo-extensión de rodilla y cadera a una velocidad angular de 120°/s (Kellis & Liassou, 2009), donde se determinó como umbral de fatiga cuando el torque descendió por debajo del 50% en ambas direcciones en 3 movimientos consecutivos (Soleimanifar et al., 2012) (Figura 47).



*Figura 47.* Protocolo de fatiga periférica de los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera (Biodex System Pro 3™, Biodex Medical Systems, Inc., Nueva York, Estados Unidos). Elaboración propia.

Cabe destacar que una vez finalizado el protocolo de fatiga periférica, los participantes acudieron a realizar las pruebas post-fatiga inmediatamente después para evitar los procesos de recuperación muscular (Kellis & Liassou, 2009).

#### *4.6.2.4. Pruebas post-fatiga periférica*

Para explicar la recuperación de la fatiga, se tuvieron en cuenta los conocimientos proporcionados por Carroll et al. (2017). Después de ejercicios breves y de alta intensidad, donde la fuerza voluntaria máxima disminuye de forma rápida y progresiva en 1-2 minutos por debajo del 50% de la línea base en contracciones voluntarias máximas sostenidas, como ocurre en nuestro protocolo de fatiga isocinética, se produce una rápida pero parcial recuperación de la fuerza voluntaria en los primeros minutos tras terminar el ejercicio, siendo más pronunciada en los primeros 15-30 segundos.

Esta mayor mejora en tan pocos segundos es explicada debido a que la reducción de la fuerza voluntaria en este tipo de ejercicios se debe a la salida subóptima de la corteza motora, estimando la magnitud de este fallo de la

activación voluntaria alrededor del 25% de la reducción total de la fuerza durante contracciones máximas sostenidas. Aun así, la fatiga central o activación voluntaria se recupera por completo hasta los niveles pre-fatiga dentro de estos 30 segundos post-esfuerzo. Por otro lado, la recuperación posterior de la contracción voluntaria máxima es mucho más lenta, pudiendo alcanzar sólo aproximadamente el 80% pasados 4-5 minutos de la finalización de la tarea debido a la recuperación de aspectos de la fatiga periférica asociados con el acoplamiento excitación-contracción y re-perfusión de los músculos.

Además, la recuperación completa de la función muscular puede verse prolongada hasta algunas horas debido a un deterioro prolongado en la liberación intracelular de calcio o en la sensibilidad. Para estos autores, esta disociación en el tiempo de recuperación entre la activación voluntaria y la contracción voluntaria máxima implica que las deficiencias mantenidas en la producción de fuerza voluntaria tienen lugar predominantemente dentro de las fibras musculares (Carroll et al., 2017).

Debido a la imposibilidad de realizar las pruebas post-fatiga dentro de los primeros 15-30 segundos post-ejercicio antes de que se recuperase la fatiga central, se volvieron a aplicar las pruebas pre-fatiga de forma aleatorizada lo más rápido posible, terminando las mismas antes de los 5 minutos de la finalización del test de fatiga isocinética para minimizar lo máximo posible la recuperación de la fatiga periférica (Carroll et al., 2017).

#### 4.6.3. Día 3

El último día, aquellos participantes donde su orden de medición reflejó que realizaría primero la fatiga periférica y después la fatiga central, tuvimos el objetivo de evaluar el rendimiento en las pruebas de carrera y estabilidad tras la aplicación de un protocolo de fatiga central o general. Con tal de evitar posibles interferencias entre los test, se dejó un mínimo de 48 horas entre cada uno de los días de valoración.

#### 4.6.3.1. *Calentamiento*

Antes de realizar el protocolo de fatiga central, se realizó el mismo calentamiento que en el día de fatiga periférica, 10 minutos corriendo a la velocidad que los participantes elijan sobre el tapiz rodante (Hayes et al., 2004; Lucas-Cuevas et al., 2015).

#### 4.6.3.2. *Pruebas pre-fatiga central*

En este apartado se volvieron a aplicar las pruebas pre-fatiga mencionadas en la sesión 2 de forma aleatorizada.

#### 4.6.3.3. *Protocolo de fatiga central*

Multitud de estudios han investigados los efectos de la fatiga central o general sobre diferentes aspectos de la carrera a pie. Dentro de los artículos analizados, la fatiga central ha sido inducida de forma mayoritaria sobre tapiz rodante. La forma de fatigar a los participantes en tapiz rodante es muy variada, usando las investigaciones estudiadas protocolos incrementales con aumentos de velocidad (Anbarian & Esmaeili, 2016; Koblbauer et al., 2014; McConnell et al., 1997; Steib et al., 2013) o con aumentos de velocidad y pendiente hasta la extenuación (Mercer et al., 2003), protocolos de 30 minutos de carrera al 80% (Lucas-Cuevas et al., 2015) y 85% (García-Pérez et al., 2014; García-Pérez et al., 2013; Tong et al., 2014) de la VAM, protocolos a una velocidad correspondiente al umbral anaeróbico durante 30 minutos (Mizrahi et al., 2001; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998), hasta la extenuación (Denadai et al., 2007) o dos series de 20 minutos a dicha intensidad umbral (Clansey et al., 2012), protocolos de carrera constante hasta mostrar un alto nivel de fatiga (Khashtarash et al., 2015), de 12 minutos a la velocidad individual de fatiga (Lucas-Cuevas et al., 2014), de 40 minutos al ritmo al que los participantes corren 5 kilómetros (Brown et al., 2014), de una hora de carrera a una velocidad en torno al 78% (Hunter & Smith, 2007) o dos horas de carrera al 75% VO<sub>2</sub>max (Saldanha et al., 2008). Además del uso del tapiz rodante, otras investigaciones emplearon como métodos para generar fatiga central la carrera durante 6 kilómetros a ritmo de umbral anaeróbico en una pista de atletismo (Skof & Strojnik, 2006) o la utilización



de competiciones o entrenamientos de larga distancia en montaña (Giovanelli et al., 2016; Martin et al., 2010; Temesi et al., 2014; Vercruyssen et al., 2016).

Debido a que se ha demostrado que la demanda ventilatoria correspondiente al umbral anaeróbico o láctico durante ejercicio continuos se sitúa alrededor del 85%  $VO_{2max}$  (Chevrolet, Tschopp, Blanc, Rochat & Junod, 1993; Dempsey, McKenzie, Haverkamp & Eldridge, 2008; Ross, Middleton, Shave, George & McConnell, 2008; Tong et al., 2014), donde dicho umbral representa el punto en el cual el lactato sanguíneo comienza a acumularse por encima de los niveles de reposo durante una prueba de esfuerzo progresiva (Wilmore & Costill, 2004), se llevó a cabo la prueba en tapiz rodante de 30 minutos al 85% de la VAM empleada por García-Pérez et al. (2013), García-Pérez et al. (2014) y Tong et al. (2014).

Cabe resaltar que este valor del 85% de la VAM fue calculado a través de la prueba de 5 minutos de carrera en pista realizada el primer día de medición, que los participantes debieron manifestar en el protocolo de fatiga central un nivel de esfuerzo mínimo de 17 o “Muy Duro” (Anbarian & Esmaili, 2016; Brown et al., 2014; Dierks, Manal, Hamill & Davis, 2011; Hafer, Brown & Boyer, 2017; Koblbauer et al., 2014; Steib et al., 2013) en la Escala de Borg 6-20 (Borg, 1982) y que el nivel de inclinación del tapiz, al igual que en el test de carrera a 3.89 m/s, fue de 0 grados (Lucas-Cuevas et al., 2014).

Además, el material de acelerometría fue retirado para el desarrollo del protocolo de fatiga, con el fin de salvaguardar su buen funcionamiento, prevenir posibles daños debido a enganches o tirones y para evitar que el deportista pudiese interrumpir la prueba antes de llegar al nivel de fatiga establecido, ya que la presión ejercida sobre la cabeza puede hacer que el deportista no se sienta confortable durante una prueba de este tipo (Figura 48).



Figura 48. Test de 30 minutos corriendo en tapiz rodante al 85% VAM. Elaboración propia.

#### 4.6.3.4. Pruebas post-fatiga general

Al igual que para explicar la recuperación de la fatiga inducida en el protocolo isocinético, para valorar la restitución de la fatiga del protocolo en tapiz rodante, se utilizó como apoyo la investigación de Carroll et al. (2017). Durante ejercicios locomotores a potencia constante, como fue nuestro protocolo de fatiga durante 30 minutos en tapiz rodante, la sensación de esfuerzo y la amplitud electromiografía aumentan progresivamente con el tiempo, es decir, la fatiga se acumula durante el ejercicio. Centrándonos en la recuperación, tras ejercicios locomotores de larga duración y baja intensidad se produce una rápida y parcial restitución en pocos minutos, debido en mayor medida a la recuperación del componente neural central. A pesar de ello, tanto la fatiga central como periférica, y por ende, la menor capacidad para activar voluntariamente los músculos, puede persistir durante más de 30 minutos tras el ejercicio locomotor prolongado. En este sentido, la recuperación de la fatiga periférica contribuye comparativamente poco en la rápida restitución de la fuerza inicial, no recuperando dichos niveles de fuerza durante al menos 20-30 minutos post-ejercicio de larga duración.

La fatiga periférica contribuye relativamente más a la reducción de la contracción voluntaria máxima en ejercicios cortos y de alta intensidad, como el

protocolo llevado a cabo en dinamómetro isocinético, mientras que cuando el ejercicio es de larga duración e intensidad moderada es mayor la contribución de la fatiga central, debido a que el desarrollo de la fatiga central depende en mayor medida de la duración que de la intensidad del ejercicio, ya que las pruebas de larga duración provocan mayores reducciones en la activación voluntaria que ejercicios de corta duración y alta intensidad (Carroll et al., 2017). Aunque la carrera a pie es una actividad locomotora, la recuperación es más complicada en esta actividad, ya que implica contracciones excéntricas que inducen daño muscular y provocan deficiencias duraderas en la fuerza muscular y la activación voluntaria evocada (Carroll et al., 2017).

Debido a la explicación anterior sobre la restitución de la fatiga tras ejercicios locomotores prolongados de larga duración y baja o moderada intensidad, una vez aplicado el protocolo de fatiga en tapiz rodante, se colocó el material de acelerometría y se volvieron a aplicar de forma aleatorizada las pruebas pre-fatiga de la forma más rápida posible, para minimizar la rápida recuperación parcial en pocos minutos del componente neural central (Carroll et al., 2017). Aun así, estos procesos ocurren en actividades locomotoras de larga duración y baja o moderada intensidad. En la prueba de fatiga en tapiz, la intensidad fue elevada y el daño muscular importante, por lo que los participantes sufrirían una fatiga periférica más pronunciada que en la explicación anterior en ejercicios de baja intensidad, como corroboró Boccia et al. (2016) tras una prueba de esquí de fondo, donde el origen de la pérdida de fuerza fue multifactorial, manifestándose tanto fatiga central como periférica.

A pesar de no completarse la recuperación de la fatiga hasta pasados los 30 minutos post-esfuerzo, se intentó minimizar el efecto de la rápida restitución en los primeros minutos realizando todo el procedimiento de pruebas posteriores no superando los 5 minutos de duración desde la finalización del protocolo de fatiga en tapiz (Steib et al., 2013).

#### 4.7. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Una vez recogidos todos los datos de las diferentes pruebas a realizar, los datos fueron procesados para calcular las variables de investigación establecidas. Para su cálculo, se creó una aplicación en el programa MatLab (Mathworks Inc, Natick, MA), exclusivamente para el desarrollo del proyecto, para calcular de forma automática dichas variables que se explican a continuación, guardando cada resultado de las variables estudiadas en una hoja Excel para su análisis estadístico posterior.

##### **4.7.1. Procesamiento de la señal cinemática relacionada con ángulos de movimiento y parámetros espacio-temporales**

En primer lugar, se explica el proceso de preparado de la señal filmada mediante el sistema de cámaras infrarrojas en 3D, para posteriormente describir la extracción de las variables cinemáticas estudiadas de dichas grabaciones de carrera.

###### *4.7.1.1. Preparación de la señal registrada en la aplicación Motive de Optitrack*

Cuando la filmación de la carrera fue terminada, se etiquetaron los marcadores visibles en la grabación con el nombre del punto anatómico que correspondía en cada caso (Figura 49).

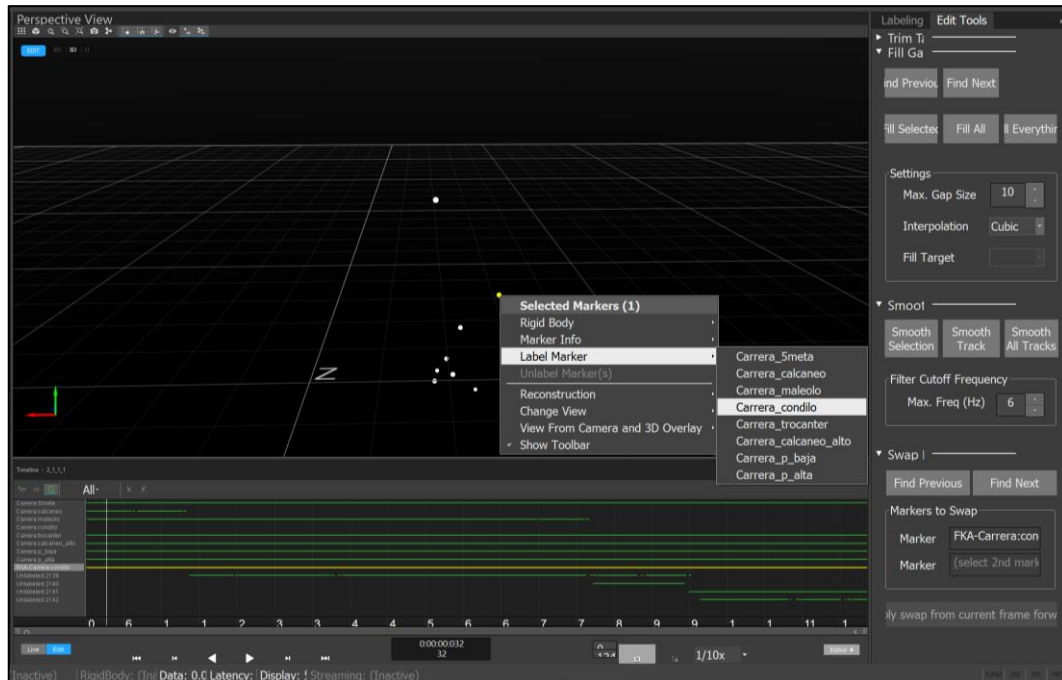
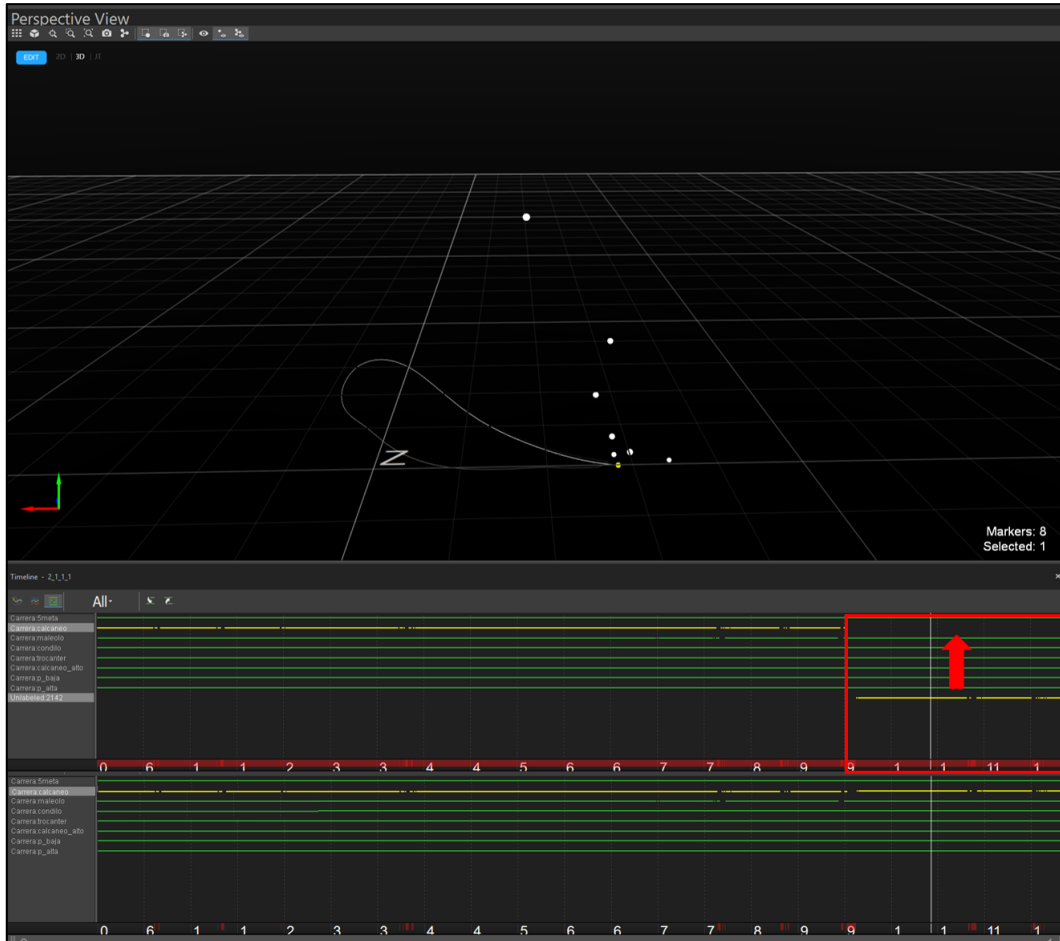


Figura 49. Proceso de etiquetado de marcadores. Elaboración propia.

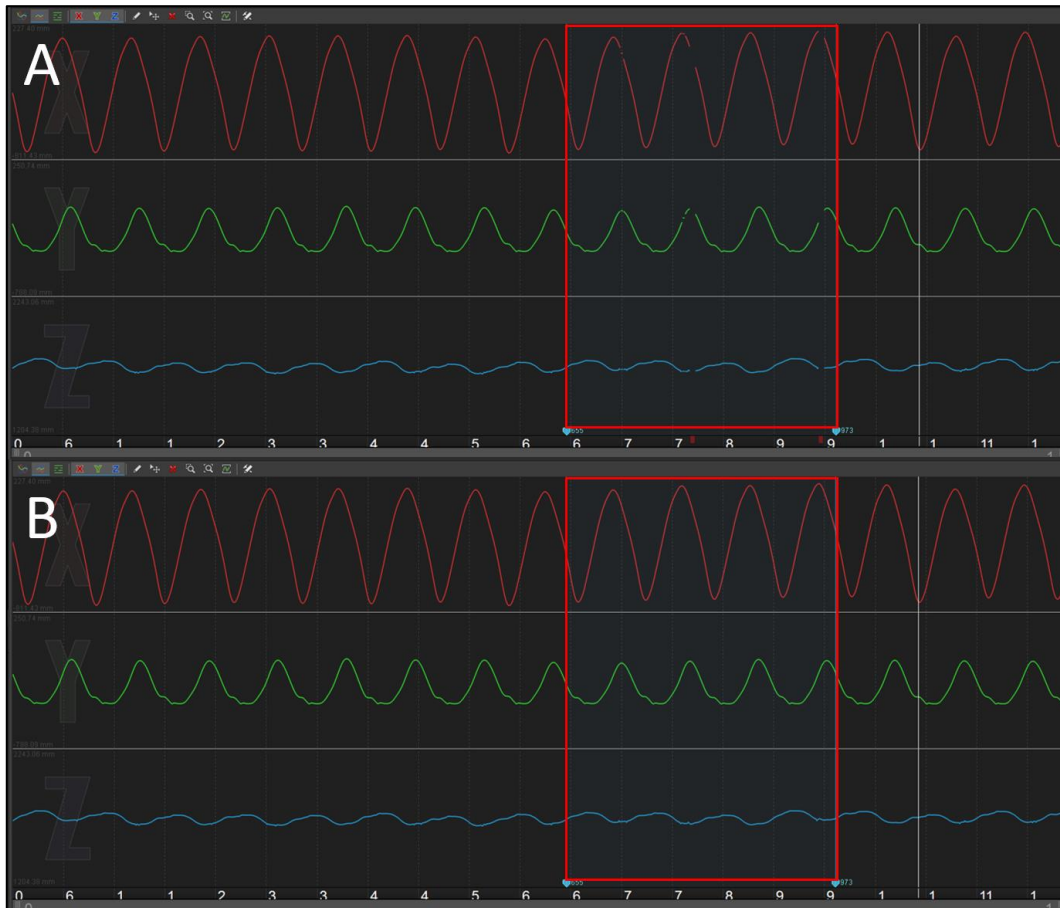
Posteriormente, si la señal de un marcador se perdía brevemente durante la filmación, éste aparecía como un nuevo marcador, teniendo que juntarlo con el trozo de señal restante que le correspondía. En la Figura 50 se puede ver como la señal del marcador del calcáneo se pierde, mostrándose un nuevo marcador que será devuelto a su lugar en la señal del calcáneo.



**Figura 50.** Proceso de juntado de la señal del calcáneo perdida, donde se refleja el marcador sin juntar (arriba) y juntado (abajo). Elaboración propia.

Como se puede apreciar en la figura anterior y en la figura 45, hay pequeños saltos en la señal debido a pérdidas momentáneas del marcador correspondiente. Éstos huecos o saltos en la señal se rellenaron a través de una opción del software que ofrece el rellenado mediante interpolación cúbica. En el ejemplo de la Figura 51A, podemos visualizar como, en este caso el marcador del maléolo, presenta pequeños saltos, los cuales se rellenaron (Figura 51B) a través de esta opción. Cabe destacar que los huecos sólo fueron rellenados si los puntos de datos a rellenar eran igual o inferiores a 10 puntos de datos y siempre y cuando la señal resultante tuviera coherencia, como es recomendado. En el caso de ser superiores o la

interpolación fuese defectuosa, se recortó la señal, quedándonos con el fragmento de señal anterior o posterior a este salto adecuadamente analizado.



*Figura 51.* Señal del marcador del maléolo sin (A) y con (B) huecos rellenados. Elaboración propia.

Tras la interpolación de los datos, el siguiente proceso radicaba en suavizar la señal, que debido a factores como la corriente eléctrica, el ruido y el artefacto o movimiento de los marcados al estar situados sobre la piel, aparece una curva más acentuada que no representa el movimiento correcto. Para ello, se aplicó un filtro de paso bajo de 6 Hz que eliminaba las altas frecuencias causantes del ruido de la señal (Figura 52).

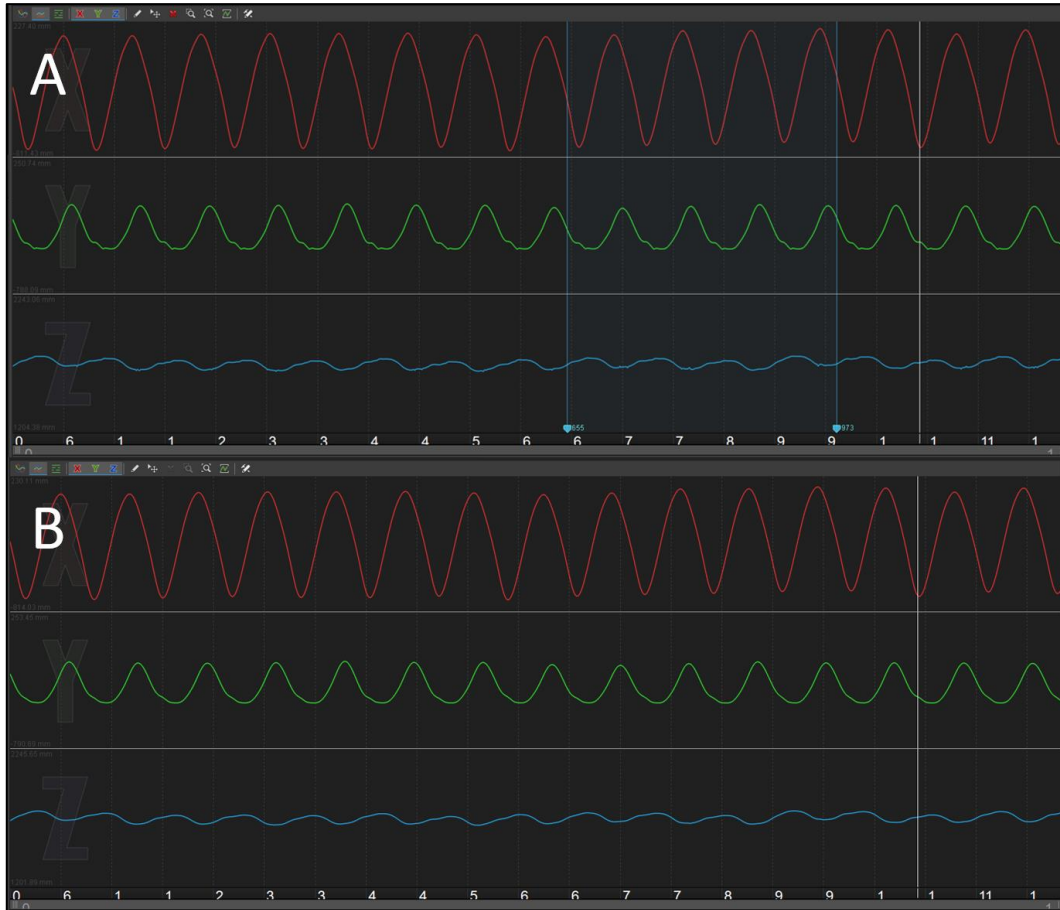


Figura 52. Señal del marcador del maléolo sin (A) y con (B) suavizado con un filtro de máximo de 6 Hz. Elaboración propia.

Cabe añadir que la precisión de la reconstrucción 3D se determinó mediante la raíz del error medio al cuadrado, conocido en inglés como “*root mean square error*” (RMSE), encontrando un error sistemático de 0.005, 0.012 y 0.037 mm para los ejes X (mediolateral), Y (anteroposterior) y Z (vertical) respectivamente.

Una vez concluido todo el proceso anterior de preparado de la señal, cada grabación fue exportada en formato de valores separados por comas (CSV). Estos ficheros fueron guardados con formato Excel y los datos fueron ordenados, colocándolos en columnas con un orden establecido para que posteriormente la

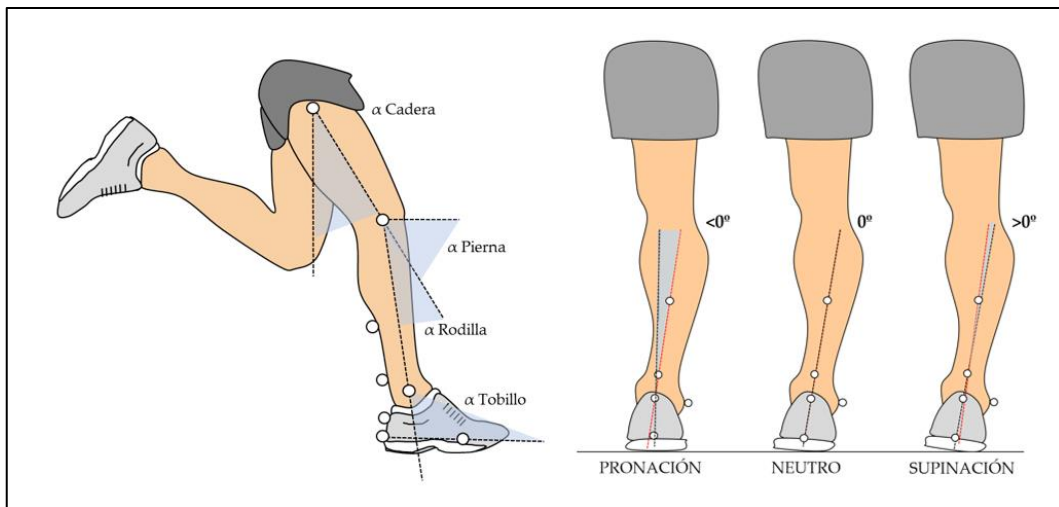


aplicación creada en MatLab localizase los puntos de interés de los datos de cada marcador.

#### 4.7.1.2. Detección de los eventos relevantes y cálculo de los ángulos de los segmentos corporales durante la carrera a pie

Para calcular los ángulos de los segmentos corporales desde la posición en los ejes X (anteroposterior), Y (vertical) y Z (mediolateral) en cada fase de carrera, se empleó el producto escalar de los vectores formados por los segmentos implicados mediante la fórmula “ $\cos \theta = a_1 b_1 + a_2 b_2 + a_3 b_3 / |a| \cdot |b|$ ”, donde, por ejemplo, para calcular el ángulo de rodilla se realizó la siguiente fórmula, donde P significa posición, X hace referencia al eje anteroposterior e Y al eje vertical:

$$\cos \text{rodilla} = \frac{(PX \text{ Muslo} * PX \text{ Pierna}) + (PY \text{ Muslo} * PY \text{ Pierna})}{\sqrt{PX \text{ Muslo}^2 + PY \text{ Muslo}^2} * \sqrt{PX \text{ Pierna}^2 + PY \text{ Pierna}^2}} \quad (\text{Ecuación 1})$$



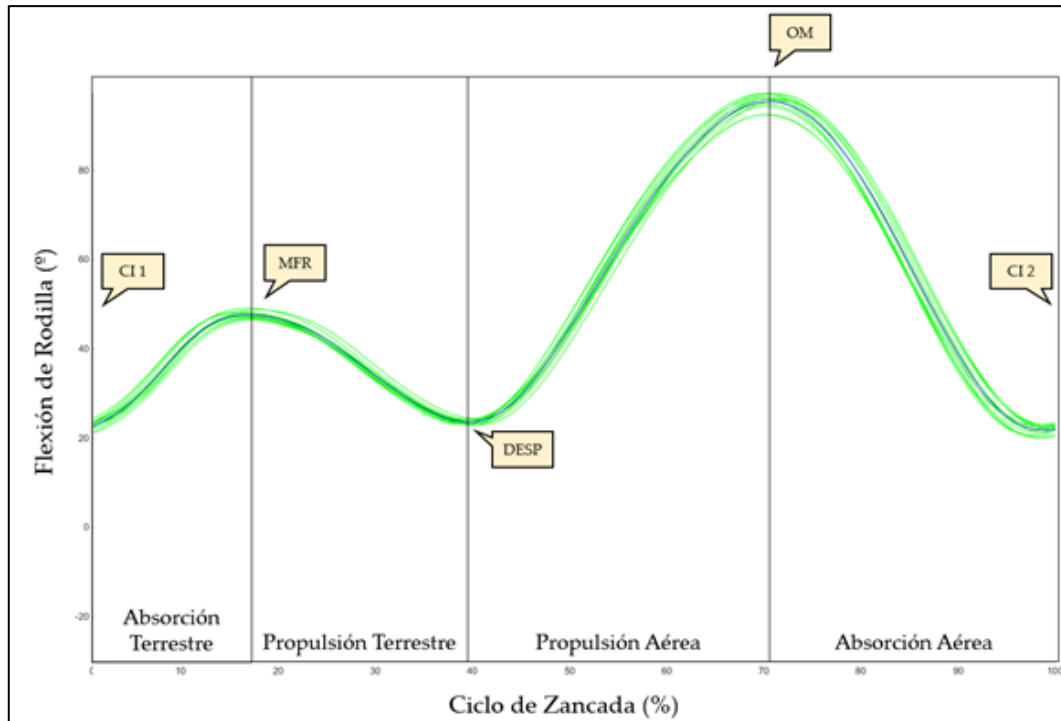
**Figura 53.** Convención empleada para definir los ángulos analizados en el plano sagital (izquierda) y frontal (derecha). Elaboración propia.

Una vez calculada la posición angular de las articulaciones y segmentos analizados, se detectaron los momentos clave de la carrera a pie para posteriormente analizar la posición angular de los segmentos analizados en cada

una de las fases de carrera estudiadas (Novacheck, 1998) y su posible variación con la fatiga.

Para el cálculo del momento del contacto inicial del pie (CI) existen varios métodos para su detección, usando el punto más bajo de la parte distal del talón en el eje vertical, o cuando la velocidad vertical cambió de positiva a negativa, presentando un error absoluto de 22.4 a 24.6 ms (Fellin, Rose, Royer & Davis, 2010). En cambio, estos métodos son válidos para detectar el instante de contacto inicial en corredores con pisada de retropié, pero pueden no ser igual de válidos cuando los deportistas no efectúen este tipo de pisada (Milner & Paquette, 2015). En este estudio, se usó el algoritmo de Milner & Paquette (2015), donde se añade un paso extra necesario para identificar el patrón de pisada y se utiliza la velocidad vertical de la pelvis en lugar de la del talón, ya que la velocidad vertical de la pelvis tiene un comportamiento similar en todos los tipos de pisada, presentando un menor error (6.3 ms) para identificar el contacto del pie independientemente del tipo de pisada utilizado (Milner & Paquette, 2015).

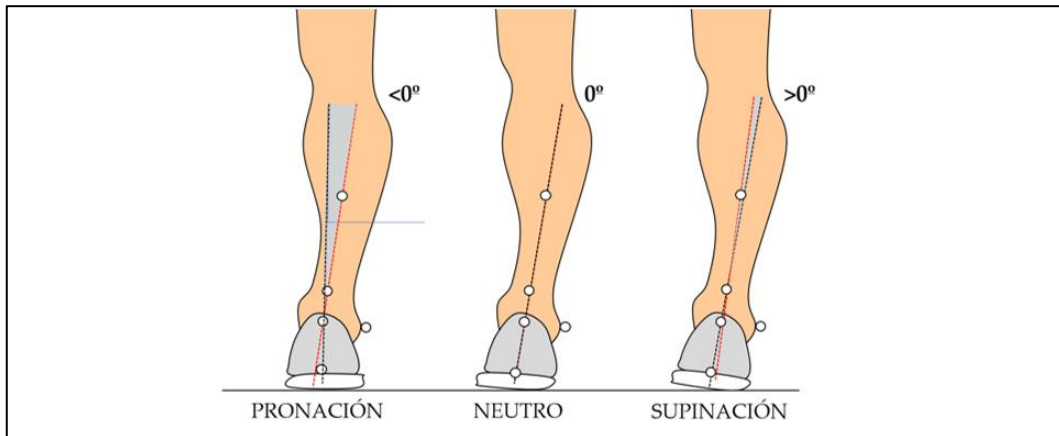
El punto de máxima flexión de rodilla (MFR) se identificó como el punto más bajo del valle existente entre los dos picos de extensión de rodilla, el despegue (DESP) como el segundo pico de máxima extensión de rodilla, con un error absoluto en tapiz rodante de 5.2 ms (Fellin et al., 2010) y la oscilación máxima como el punto de flexión máxima entre los dos picos de extensión de rodilla, entre el pico de propulsión y el pico de contacto inicial (Figura 54).



*Figura 54.* Identificación de puntos clave durante la carrera a pie en la señal de rodilla, donde se muestran los instantes de contacto inicial (CI), máxima flexión de rodilla (MFR), despegue (DESP) y máxima oscilación (OM). En el eje vertical se muestra la flexión de rodilla donde 0 representa extensión completa (posición adoptada durante la calibración), mientras en el eje X se describe el porcentaje de zancada donde 0 indica el contacto inicial de una zancada y 100 el contacto inicial de la siguiente. Elaboración propia.

Además, se calcularon los movimientos del retropié en el plano frontal durante el CI y MFR. Para ello, se calcula el ángulo representado a través de la proyección recreada en el plano frontal de las líneas posteriores de la tibia y el calcáneo, las cuales se forman a través de los dos marcadores ubicados en la parte posterior de la pierna y los dos de la parte posterior de la zapatilla respectivamente. Cuando las líneas proyectadas de la tibia y el calcáneo coinciden, es decir, forman un ángulo de  $0^\circ$ , el tipo de pisada es neutra. Así, si la línea del calcáneo se encuentra en una posición más lateral a la línea de la tibia, forma un ángulo positivo que representa una inversión o supinación del retropié. Mientras que si el ángulo es negativo o la línea del calcáneo se proyecta en una posición más medial que la línea

de la tibia se considera como un movimiento de eversión o pronación del retropié (Clarke et al., 1983; Engsberg & Andrews, 1987) (Figura 55).



**Figura 55.** Método para observar el movimiento de la tibia con respecto al calcáneo en el eje frontal. La línea roja representa la proyección de la línea de la tibia y la línea negra la proyección de la línea del calcáneo. Elaboración propia.

Todos estos cálculos eran realizados de forma automática por la aplicación creada en MatLab, donde una vez conocidos los ángulos, calculaba todas las variables relacionadas con la cinemática de carrera introducidas en la aplicación.

#### 4.7.1.3. Cálculo de las variables espacio-temporales durante la carrera a pie

Éstas variables espacio-temporales fueron el tiempo de zancada, tiempo de vuelo, tiempo de apoyo, tiempo de absorción, tiempo de propulsión, porcentaje de apoyo y de vuelo, y frecuencia y amplitud de paso, las cuales fueron calculadas a través de las siguientes fórmulas; Tiempo de zancada = CI 2 – CI 1, Tiempo de apoyo = tiempo de DESP – CI, Tiempo de vuelo = tiempo de zancada – tiempo de apoyo, Tiempo de absorción = tiempo de MFR – tiempo de CI, Tiempo de propulsión = tiempo de DESP – tiempo de MFR, Porcentaje de apoyo = (tiempo de apoyo \* 100) / tiempo de zancada, Porcentaje de vuelo = (tiempo de vuelo \* 100) / tiempo de zancada, Frecuencia (ppm) = (60 \* 2) / Tiempo de zancada, y Longitud de zancada = Velocidad (m/s) \* tiempo de zancada.

#### 4.7.1.4. Cálculo de las variables de rigidez o stiffness durante la carrera a pie

Cuando se utiliza el modelo *spring-mass* o modelo de masa-muelle para analizar el almacenamiento y retorno de energía elástica en las extremidades inferiores, el principal parámetro mecánico analizado es la rigidez de la pierna ( $k_{leg}$ ), entendido como la ratio de la fuerza máxima en el muelle a la compresión máxima de la pierna en la fase media del apoyo. Por otro lado, la rigidez o stiffness vertical ( $k_{vert}$ ) se emplea para describir el movimiento vertical del centro de masas durante el contacto y se define como la ratio de fuerza máxima al desplazamiento vertical cuando el centro de masas alcanza su punto más bajo en el medio de la fase de apoyo (Morin et al., 2005).

Para calcular estos dos parámetros, se empleó el método de onda sinusoidal propuesto por Morin et al. (2005), quienes validaron un método simple para calcular estas variables, obviando el uso de plataforma de fuerzas, el método por excelencia utilizado hasta entonces, a partir de pocos parámetros mecánicos como el tiempo de vuelo y de contacto, la velocidad de carrera, la longitud de la pierna y la masa corporal. Siguiendo las instrucciones de estos autores, el stiffness vertical se calcula a través de la siguiente ecuación:

$$k_{vert} = F_{max} \cdot \Delta y_c^{-1} \quad (\text{Ecuación 2})$$

Donde  $F_{max}$  es el modelado de la fuerza máxima y  $\Delta y_c^{-1}$  el modelado del pico vertical de desplazamiento del centro de masas (CM) durante el contacto. Para despejar y solucionar estas fórmulas se realizaron los pasos que indican estos autores en su estudio (Morin et al., 2005).

Por último, el *stiffness* de la pierna es calculado mediante la fórmula 3, donde  $\Delta L$  es el modelado del desplazamiento pico de la pierna durante el contacto, el cual es obtenido en base a las ecuaciones y supuestos típicos del modelo *spring-mass* (Ecuación 3), donde  $L$  es la longitud de la pierna del participante y  $v$  es la velocidad horizontal constante (Morin et al., 2005).

$$k_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1} \quad (\text{Ecuación 3})$$

#### 4.7.1.5. Cálculo de las variables de coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie

La coordinación entre segmentos corporales comenzó analizándose mediante métodos discretos como el análisis de la sincronización relativa de eventos discretos durante la fase de apoyo o por el coeficiente de acoplamiento (MacLean, van Emmerik & Hamill, 2010). Más tarde surgieron métodos más novedosos que analizan los patrones de coordinación y variabilidad a través de fase relativa continua y la técnica del *vector-coding* (MacLean et al., 2010). En nuestro estudio, el cálculo de las variables de coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie se realizó como describen Hafer & Boyer (2017), a través de la técnica del *vector-coding*, donde los datos de los ángulos de los segmentos de cadera, rodilla, pierna y tobillo son normalizados a 100 puntos para cada ciclo de carrera (Hafer & Boyer, 2017; Preece, Mason & Bramah, 2016; Rodrigues, Chang, TenBroek, van Emmerik & Hamill, 2015) (Figura 56).

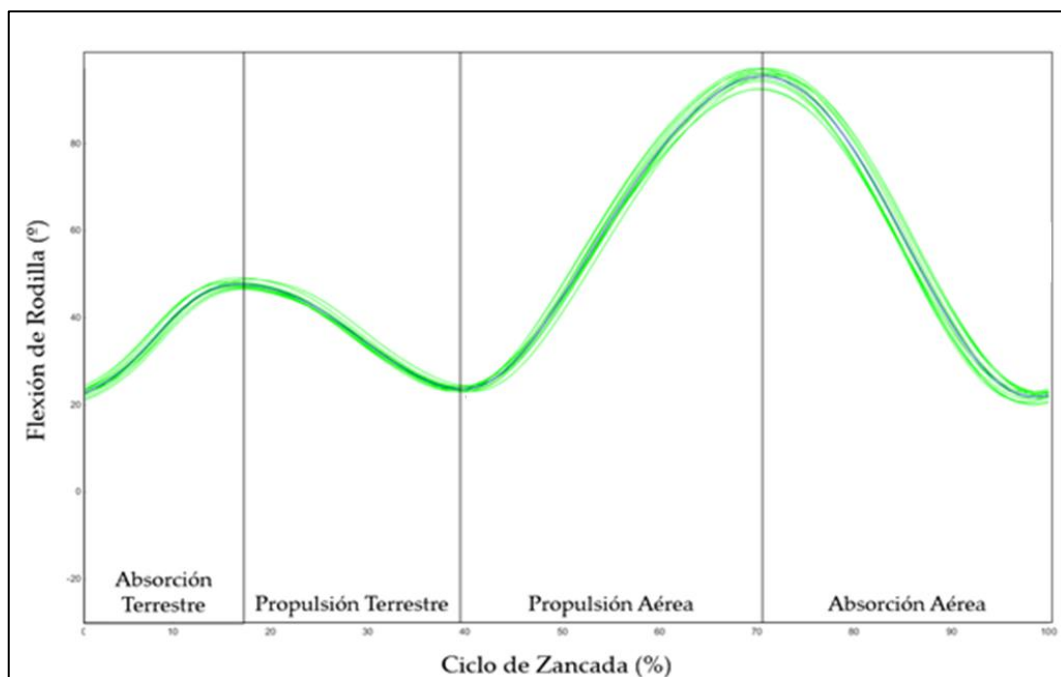
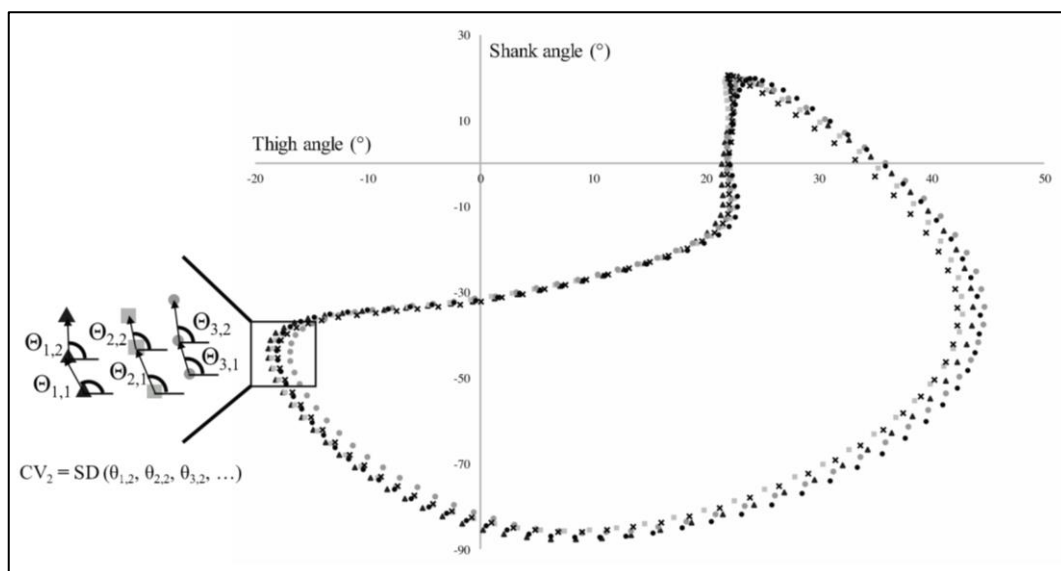


Figura 56. Variabilidad de la coordinación del segmento de la rodilla. La línea negra representa el valor promedio, mientras la zona verde es la desviación estándar. En el eje vertical se muestra la flexión de rodilla donde 0 representa extensión completa (posición adoptada durante la calibración),

mientras en el eje X se describe el porcentaje de zancada donde 0 indica el contacto inicial de una zancada y 100 el contacto inicial de la siguiente. Elaboración propia.

A continuación, se representan en una gráfica ángulo-ángulo dos segmentos o articulaciones y se calcula el ángulo formado entre las coordenadas (valores angulares) de dos puntos consecutivos en relación con la horizontal (Figura 57).



**Figura 57.** Ejemplo de cálculo de variabilidad de la coordinación entre el ángulo del muslo y de la pierna durante 3 zancadas consecutivas. Adaptado de "Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running" por J. F. Hafer & K. A. Boyer, 2017, *Gait & Posture*, 51, 223.

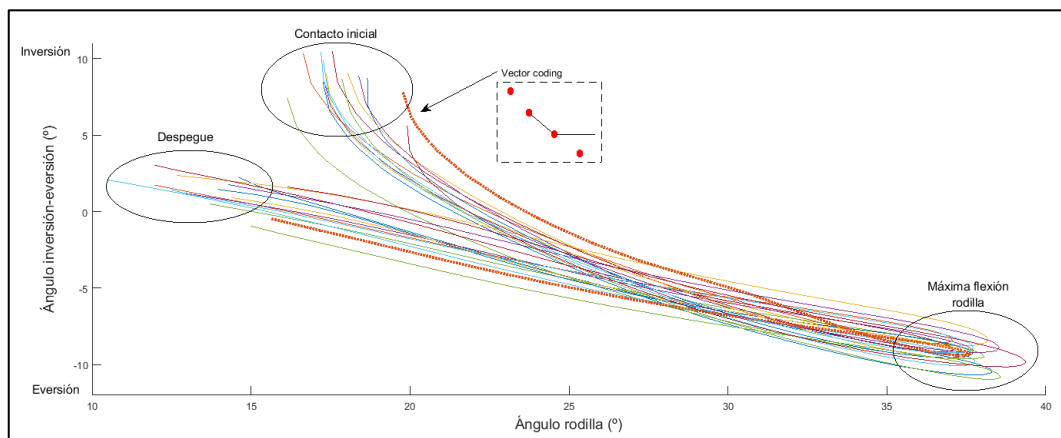
Una vez calculados los ángulos de acoplamiento entre segmentos (100 datos) para al menos 10 zancadas consecutivas (Hafer & Boyer, 2017), se calculó la variabilidad como la desviación estándar de cada uno de los 100 puntos a lo largo de las zancadas analizadas.

En cada intento filmado de carrera, la variabilidad de la coordinación (CV) de cada punto de datos (1-100) en el ciclo de zancada a través del número de

zancadas utilizadas, fue dividido entre el valor de la CV calculada en ese punto de la zancada usado en todas las zancadas empleadas.

Este procedimiento genera una matriz de datos normalizados de variabilidad (100 datos) para cada una de las zancadas analizadas, donde las filas corresponden a cada zancada y las columnas a cada punto (100) del ciclo de la zancada. Destacamos que se utilizaron un mínimo de 10 zancadas, como recomiendan estos autores, para garantizar la fiabilidad de las mediciones.

A través de este procedimiento, se obtuvo la CV durante la carrera a pie en los segmentos en el plano sagital de cadera, rodilla, pierna y tobillo y en el plano frontal del tobillo con respecto a la pierna, manifestando la eversión-inversión (Figura 58).



**Figura 58.** Representación ángulo-ángulo para la fase de apoyo, donde el eje horizontal representa el ángulo de rodilla y el eje vertical el ángulo de inversión-eversión. Elaboración propia.

#### 4.7.2. Procesamiento de la señal de acelerometría

Para la presente tesis doctoral se emplearon dos tipos de análisis de la señal de acelerometría. El primero de ellos se basa en comparar qué sucede con esta señal en el tiempo, mientras el segundo, analiza los componentes de frecuencia de la señal, existiendo autores que afirman la mayor precisión de este análisis en la



frecuencia con respecto al análisis en el tiempo (Shorten & Winslow, 1992), pero hoy en día se utilizan ambos procesamientos de la señal indistintamente.

Cabe destacar que antes de proceder al análisis de la señal, los datos obtenidos fueron descargados de la petaca del sistema y guardados en formato Excel, ordenando los ficheros por columnas para la posterior detección de los puntos de interés.

#### 4.7.2.1. Análisis de la señal de acelerometría en el dominio del tiempo

Previamente a la detección de los parámetros, se aplicó un filtro de paso bajo *Butterworth* de segundo orden a 60 Hz sobre las señales de acelerometría para eliminar el posible ruido (Encarnación-Martínez et al., 2017; García-Gallart et al., 2015; Gruber et al., 2014).

A continuación, se detectaron y utilizaron los picos máximos y mínimos correspondientes al contacto del pie con el suelo de las señales de aceleración-tiempo recogidas desde los acelerómetros, así como se utilizaron para medir la amplitud de los impactos de las ondas de choque (Derrick et al., 2002; Shorten & Winslow, 1992). También se calcularon la media de los picos de impacto, los picos máximos y mínimos, la magnitud (rango), el porcentaje de absorción, la frecuencia y la longitud de zancada; siendo todas estas variables pertenecientes al análisis en el dominio del tiempo (Figura 19).

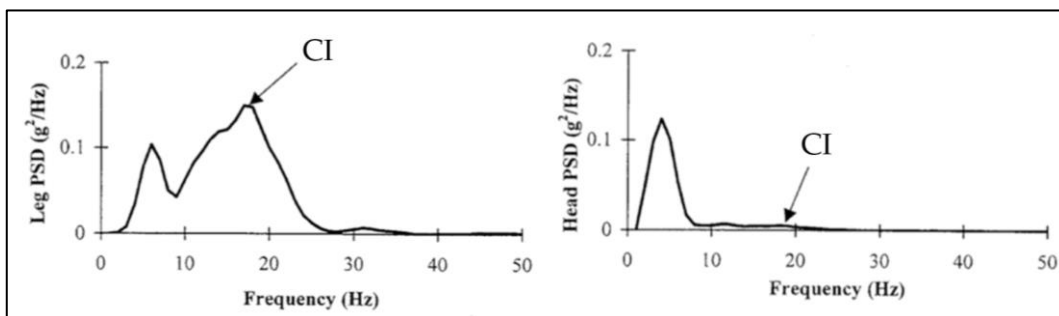
Estas variables de aceleración temporal fueron medidas en gravedades (G) ( $1G = 9.82 \text{ m/s}^2$ ), mientras para la magnitud de absorción del impacto (MAI), calculada como el porcentaje de aceleración de la tibia absorbido por el cuerpo cuando llega a la cabeza, se utilizó la siguiente fórmula (Derrick et al., 2002; Encarnación-Martínez et al., 2017; García-Gallart et al., 2015; Gruber et al., 2014) (Ecuación 4):

$$\text{MAI (\%)} = 100 - [(\text{PAH} / \text{PAT}) \times 100] \quad (\text{Ecuación 4})$$

#### 4.7.2.2. Análisis de la señal de acelerometría en el dominio de las frecuencias

El análisis del dominio del tiempo de los impactos de las ondas de choque está limitado en cuanto a precisión (Shorten & Winslow, 1992). Sin embargo, el análisis del dominio de frecuencias o análisis espectral de las ondas de choque determina directamente la transmisibilidad del choque en el cuerpo humano y permite un estudio más detallado, ya que es usado para estudiar la estructura de la forma de ondas compuestas, así como impactos en las ondas de choque (Shorten & Winslow, 1992).

El análisis espectral es un método que, junto con la aplicación de procedimientos matemáticos apropiados, permite separar los diferentes componentes de las frecuencias producidas durante los impactos de las ondas de choque y a través de ello, distinguir los diferentes componentes de aceleración desde movimientos de bajas frecuencias (propios del movimiento humano) y resonancia de altas frecuencias (relacionados con la severidad de los impactos) en el instrumental de acelerometría (Shorten & Winslow, 1992) (Figura 59).

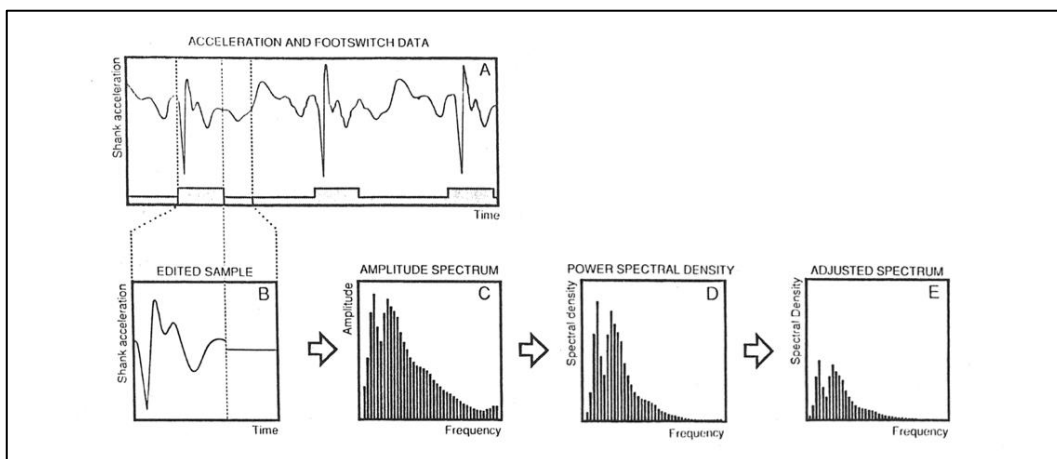


**Figura 59.** Curva típica de la fase de pisada en las aceleraciones en el dominio de las frecuencias en tibia (izquierda) y cabeza (derecha) durante la carrera a pie, donde CI representa el instante de contacto inicial. Adaptado de "Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run" por T. R. Derrick, D. Dereu & S. P. McLean, 2002, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 1000.

El primer paso para realizar el análisis espectral, fue transformar los datos de las aceleraciones en la fase de contacto en el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia usando la Transformación Rápida de Fourier, (Derrick et al., 2002;

Gruber et al., 2014; Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a; Shorten & Winslow, 1992), permitiendo examinar frecuencias inferiores a 20 Hz. La Transformación Rápida de Fourier es una técnica matemática usada para descomponer una señal periódica en componentes sinusoidales de conocida frecuencia, amplitud y fase (Shorten & Winslow, 1992).

El evento en el cual se entra en contacto con el suelo es intermitente, tiene lugar a intervalos irregulares y es de duración variable, por lo que la técnica de procesamiento de la señal se debe diseñar para localizar los datos discontinuos. Los pasos básicos para determinar la densidad de la potencia espectral (PSD) de las aceleraciones de la fase de contacto las muestra Shorten & Winslow (1992) en la siguiente figura.



**Figura 60.** Diagrama esquemático de los pasos en la determinación de la densidad de la potencia espectral de los datos de acelerometría. Adaptado de "Spectral Analysis of impact Shock During Running" por M. R. Shorten & D. S. Wislow, 1992, *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 295.

Para realizar un análisis de este tipo, se simplifica la señal únicamente a la fase de pisada y se realizó como describen Shorten & Winslow (1992), quienes extrajeron submuestras de 0.5 segundos de los datos de entrada, comenzando cada una en el punto de contacto con el suelo inicial (Figura 60A). Estas muestras de 0.5

segundos eran los suficientemente largas como para capturar toda la fase de contacto.

Los valores medios y cualquier tendencia lineal de los datos de fase de contacto se eliminaron (Figura 60B) (Shorten & Winslow, 1992), rellenando con ceros los datos sin filtrar de las aceleraciones de la cabeza y de la tibia para cada fase de pisada, para igualar 2048 puntos de datos y asegurar su periodicidad (Gruber et al., 2014).

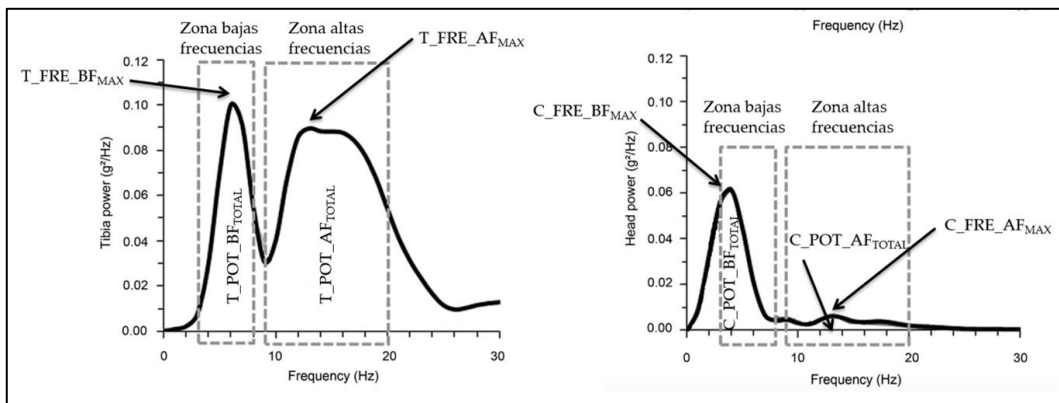
La potencia espectral de las aceleraciones en la cabeza y en la tibia durante la fase de apoyo se calculó a través de PSD usando una ventana cuadrada (Gruber et al., 2014). Después, la PSD se calcula en frecuencias de 0 a la frecuencia de Nyquist ( $F_N$ ) y se normaliza a rangos de 1 Hz, de manera que la suma de las potencias de 0 a sea igual a la amplitud media al cuadrado de los datos en el dominio del tiempo (Gruber et al., 2014).

Shorten & Winslow (1992) calcularon dicha potencia para cada componente del espectro como el cuadrado de esta amplitud. Dado que la adición de ceros a los datos de dominio de tiempo reduce las potencias calculadas por un factor de  $N / (N + L)$ , la inversa de este factor fue aplicada al cálculo de la potencia para obtener valores verdaderos de los datos distintos de cero (Shorten & Winslow, 1992).

La potencia espectral de las aceleraciones en la tibia y las barras de bits de la fase de contacto de cada sujeto fueron promediadas en conjunto en el dominio de la frecuencia para obtener la estimación espectral de cada participante (Shorten & Winslow, 1992). Todo el conjunto de amplitudes forma una amplitud espectral de la señal discontinua (Figura 60D).

Dado que la potencia espectral discreta depende del intervalo entre los componentes de frecuencia, y por lo tanto, de la frecuencia de muestreo y el tiempo de muestreo, es conveniente para fines comparativos determinar la densidad espectral de potencia de una señal (Shorten & Winslow, 1992) (Figura 60E).

El rango de bajas frecuencias representa el movimiento voluntario de la extremidad inferior y la aceleración vertical del centro de masas del cuerpo en la fase de pisada. Por otro lado, el rango de componentes de altas frecuencias muestra la rápida desaceleración del pie y la pierna durante el contacto inicial. Dicho de otra manera, las bajas frecuencias muestran el pico activo y las altas frecuencias el pico de impacto de las fuerzas de reacción vertical del suelo o pico pasivo (Gruber et al., 2014). Hasta el estudio de Gruber et al. (2014), el rango de bajas y altas frecuencias se ubicaba entre los 4-8 Hz y 10-20 Hz respectivamente, pero tras examinar los resultados de la PSD, estos autores vislumbraron que los dos picos primarios o locales máximos de las potencias de las señales de aceleración de la tibia y de la cabeza se encontraban fuera de los rangos de bajas y altas frecuencias identificados en la literatura de 4-8 Hz y 10-20 Hz respectivamente. Debido a ello, expandieron los rangos de bajas y altas frecuencias de 3 a 8 Hz y de 9 a 20 Hz respectivamente (Figura 61).



**Figura 61.** Media de potencia espectral de las señales de aceleración de la tibia (A) y de la cabeza (B) comparadas entre pisada de retropié (línea negra) y pisada de antepié (línea gris). Las cajas indican en rango de bajas frecuencia (3-8 Hz) y altas frecuencias (9-20 Hz). Adaptado de "Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running" por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, *Journal of Sport and Health Science*, 3, 117.

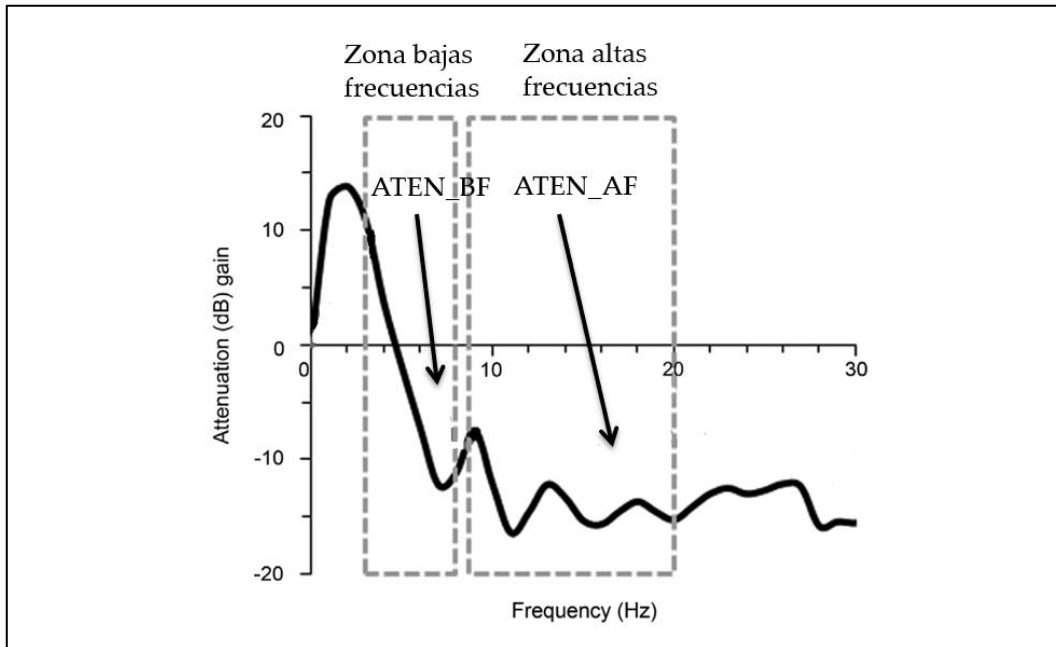
Dentro de este análisis en el dominio de las frecuencias encontramos una serie de variables importante. Una de ellas es la frecuencia a la que se produce el pico de potencia en el rango de bajas y altas frecuencias de las señales de aceleración de la tibia ( $T\_FRE\_BF_{MAX}$ ,  $T\_FRE\_AF_{MAX}$ ) y de la cabeza ( $C\_FRE\_BF_{MAX}$ ,  $C\_FRE\_AF_{MAX}$ ). Otra variable importante es la magnitud de la señal de la potencia en el dominio de las frecuencias, la cual se cuantifica a través de la integral de la potencia de la señal contenida en las señales de aceleración de la tibia ( $T\_POT\_BF_{TOTAL}$ ,  $T\_POT\_AF_{TOTAL}$ ) y de la cabeza ( $C\_POT\_BF_{TOTAL}$ ,  $C\_POT\_AF_{TOTAL}$ ) (Gruber et al., 2014).

Por otro lado, se encuentra el grado de atenuación del impacto. Dicha atenuación se calculó utilizando la función de transferencia, calculando la ratio de cada compartimento de frecuencia entre la señal de la tibia y la cabeza. Se calcula en todas las frecuencias desde 0 a  $F_N$  para determinar el grado de atenuación del impacto entre la tibia y la cabeza utilizando la siguiente fórmula (Derrick et al., 2002; Gruber et al., 2014; Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a; Shorten & Winslow, 1992) (Ecuación 5):

$$\text{Atenuación del Impacto} = 10 \times \log_{10} (\text{PSD}_{\text{cabeza}} / \text{PSD}_{\text{tibia}}) \quad (\text{Ecuación 5})$$

Se calcula para cada frecuencia la ganancia o atenuación en decibelios entre las señales de la tibia y la cabeza (Gruber et al., 2014), promediando los valores de las funciones de transferencia para obtener las medias de la atenuación en la tibia y en la cabeza (Derrick et al., 2002).

Cuando dicha fórmula presenta valores positivos, indica que existe una ganancia o incremento de la fuerza de la señal desde la pierna a la cabeza, mientras la existencia de los valores negativos muestra una atenuación o descenso de la fuerza de la señal desde la pierna hasta la cabeza (Derrick et al., 2002; Gruber et al., 2014; Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a) (Figura 62).



**Figura 62.** Atenuación comparada entre pisada de retropié (línea negra) y pisada de antepié (línea gris). Las cajas indican en rango de bajas frecuencia (3-8 Hz) y altas frecuencias (9-20 Hz). Adaptado de “Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running” por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, *Journal of Sport and Health Science*, 3, 117.

#### 4.7.3. Procesamiento de los datos obtenidos del mSEBT

Para el tratamiento de los datos del test mSEBT, una vez anotada la distancia alcanzada en cada una de las direcciones (anterior, posterolateral y posteromedial) en cada intento, se normalizó la distancia alcanzada a la longitud de la pierna (%LP) de cada intento usando la siguiente fórmula (Fullam et al., 2014; Gribble & Hertel, 2003, 2004; Whyte et al., 2015):

$$\%LP = (\text{Distancia alcanzada} / LP) * 100 \quad (\text{Ecuación 6})$$

Donde tanto la distancia alcanzada como la longitud de la extremidad inferior fueron medidas en centímetros.

Tras normalizar cada uno de los tres intentos en cada dirección, se calcularon el resto de variables a estudiar: el promedio de la distancia alcanzada normalizada

de los tres intentos en las dirección anterior ( $ANT_{MED}$ ), posterolateral ( $PL_{MED}$ ) y posteromedial ( $PM_{MED}$ ) (Butler et al., 2012; Doherty et al., 2015; Gribble et al., 2016; Hertel et al., 2006; Pfile et al., 2016; van Lieshout et al., 2016; Whyte et al., 2015), el máximo de la distancia alcanzada normalizada de los tres intentos en las dirección anterior ( $ANT_{MAX}$ ), posterolateral ( $PL_{MAX}$ ) y posteromedial ( $PM_{MAX}$ ) (Butler, Lehr, Fink, Kiesel & Plisky, 2013; de Noronha, Franca, Haupenthal & Nunes, 2013; Gonell, Romero & Soler, 2015; Plisky et al., 2009; Plisky et al., 2006; Smith, Chimera & Warren, 2015), así como el sumatorio del valor promedio ( $\Sigma_{MED}$ ) (Butler et al., 2012; Doherty et al., 2015; Gribble et al., 2016; Hertel et al., 2006; Pfile et al., 2016; van Lieshout et al., 2016) y máximo ( $\Sigma_{MAX}$ ) (Gonell et al., 2015; Plisky et al., 2009; Plisky et al., 2006) de la distancia alcanzada normalizada de los tres intentos en las tres direcciones, los cuales fueron volcados en la hoja matriz de datos para su análisis estadístico posterior.

#### 4.7.4. Procesamiento de los datos obtenidos del DPSI

Los datos obtenidos de la prueba DPSI a través del software Bioware de Kistler, fueron guardado en archivos de texto (TXT). Estos archivos fueron abiertos y guardados en formato Excel, donde los valores obtenidos de las GRF verticales ( $GRFz$ ), mediolaterales ( $GRFx$ ) y anteroposteriores ( $GRFy$ ) fueron copiados a una hoja de Excel creada para el proyecto que devolvía los valores del índice postural en las direcciones mediolateral (MLSI), anteroposterior (APSI) y vertical (VSI), además del DPSI, de forma automática. Para calcular estas variables, se siguieron las pautas de Wikstrom et al. (2010), quienes modificaron la fórmula original para normalizar el DPSI y los índices direccionales a la masa de cada participante, dividiendo cada punto de datos en todos los planos entre la masa del deportista, siendo más fácil la comparación entre participantes y mejorando la precisión de las medidas del DPSI. Por lo que, las fórmulas para calcular dichos parámetros fueron las siguientes, donde PC representa el peso corporal y S el número de puntos de datos (Ecuación 7-10) (Wikstrom et al., 2010):

$$MLSI = \sqrt{\sum[(\{0 - GRFx\}/PC)^2]/S} \quad (\text{Ecuación 7})$$

$$APSI = \sqrt{\sum[(\{0 - GRFy\}/PC)^2]/S} \quad (\text{Ecuación 8})$$

$$VSI = \sqrt{\sum[(\{0 - GRFz\}/PC)^2]/S} \quad (\text{Ecuación 9})$$



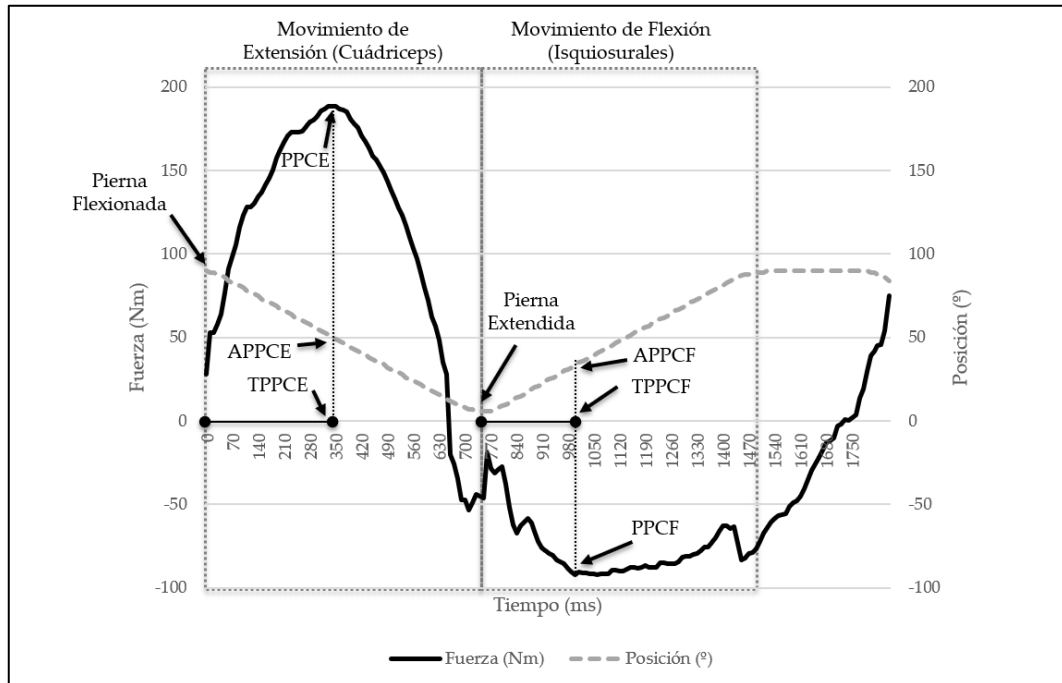
$$DPSI = \sqrt{[\sum(\{0 - GRFx\}/PC)^2 + \sum(\{0 - GRFy\}/PC)^2 + \sum(\{0 - GRFz\}/PC)^2]/S}$$

(Ecuación 10)

Por último, los valores reflejados del APSI, VSI, MLSI y DPSI fueron copiados en la hoja matriz de datos para su análisis estadístico posterior. Del mismo modo, remarcamos que estas variables de estabilidad postural dinámica no tienen unidades específicas porque son adimensional. Así, mayores valores indican peor estabilidad y menores valores sugieren una mejor estabilidad.

#### **4.7.5. Procesamiento de los datos obtenidos de las pruebas en dinamómetro isocinético**

Las pruebas realizadas en el dinamómetro isocinético fueron dos, el registro del toque muscular máximo de los músculos extensores y flexores de rodilla y cadera y el protocolo de fatiga periférica. Para ambas pruebas, el procesamiento de los datos obtenidos fue similar. En primer lugar, se descargó el informe que proporciona el propio software de Biodex y se sacaron los datos en bruto en archivos de texto (TXT). De estas dos fuentes, se calcularon en el registro del torque las siguientes variables en los movimientos de extensión y flexión a 120 °/s: pico par/peso (Nm/kg), tiempo del pico par (mseg), ángulo del pico par (°) y razón agonista/antagonista (%) (Figura 63). Además, se calculó el nivel de fatiga alcanzado en porcentaje con respecto al torque pico en extensión y flexión durante el protocolo de fatiga periférica.



**Figura 63.** Variables evaluadas en la prueba de evaluación de la fuerza isocinética de los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera. PPC: Pico del Par Concéntrico, APPC: Ángulo del Pico del Par Concéntrico, TPPC: Tiempo hasta lograr el Pico del Par Concéntrico, E: Extensión, F: Flexión. Elaboración propia.

#### 4.8. ANÁLISIS DE DATOS

Una vez procesados y extraídos los datos de las variables de interés, fueron volcados y ordenados en una hoja matriz de datos en Excel para proceder a su análisis estadístico mediante el programa SPSS 19 (SPSS Inc., an IBM Company, Chicago, IL, USA).

Posteriormente, se llevó a cabo un análisis exploratorio con el objetivo de buscar y eliminar *outliers* y se comprobaron las características de normalidad en la distribución de la muestra a través de la prueba de Shapiro-Wilk, ya que es más potente que la prueba de Kolmogorov-Smirnov para comprobar si la muestra se distribuye de forma normal (Sánchez-Zuriaga, 2010). Además, se comprobó la

homocedasticidad u homogeneidad de varianzas y se extrajeron los estadísticos descriptivos.

Tras el análisis exploratorio, se llevó a cabo un análisis inferencial donde, dado que el mismo grupo de participantes es sometido a cada una de las condiciones experimentales del estudio, pasando por cada una de ellas, se realizó un análisis ANOVA de un factor de medidas repetidas, donde dentro de este análisis, fue calculada la F del ANOVA, el tamaño del efecto de Eta parcial al cuadrado ( $\eta^2_p$ ) y la potencia estadística ( $1 - \beta$ ).

Únicamente existen dos factores en el estudio, por lo que no se pudo asumir el supuesto de esfericidad u homogeneidad de las diferencias entre pares de medidas a través de la prueba de Mauchly, debido a que requiere tres o más niveles o factores. Por ello, los datos obtenidos del estadístico F del ANOVA fueron corregidos utilizando la estimación conservadora de la esfericidad de Greenhouse-Geisser ( $\epsilon = 1.000$ ).

Para calcular el tamaño del efecto, se utilizó la opción Eta parcial al cuadrado ( $\eta^2_p$ ), entendida como la proporción de la varianza de la variable dependiente que es explicada por las variables predictoras o independientes (Cárdenas-Castro & Arancibia-Martini, 2014). Su valor oscila entre un rango de 0 y 1, donde 0 representaría que la variable independiente explica el 0% de la variable dependiente, y 1 que dicha variable independiente explica el 100% de la variable dependiente. Así, como criterio fueron fijados como el rango de 0-0.2 = muy baja, 0.2-0.5 = baja, 0.5-0.8 = moderada, y 0.8-1 = grande.

Adicionalmente, se obtuvo el poder o potencia estadística ( $1 - \beta$ ), que es el complemento de la probabilidad de error de tipo II. Este error tipo II consiste en la probabilidad ( $\beta$ ) de mantener una hipótesis nula que en realidad es falsa asumiendo que no existen efectos de tratamiento cuando en realidad sí los hay (Cárdenas-Castro & Arancibia-Martini, 2014). Al estar la potencia estadística inversamente relacionada con el error de tipo II, representa la probabilidad que

tiene la prueba estadística para rechazar una hipótesis nula falsa (Frías-Navarro, 2009). Tiene un rango de 0 a 1 donde un valor de  $1 - \beta = 0$  representa un valor de error tipo II = 1, indicando que si hay un efecto nunca será detectado o será detectado el 0% de las veces. Por otro lado, un valor de  $1 - \beta = 1$ , refleja un error tipo II = 0, sugiriendo que si hay un efecto será detectado el 100% de las veces (Frías-Navarro, 2009). Como criterio se marcó como el rango de 0-0.2 = muy baja, 0.2-0.5 = baja, 0.5-0.8 = moderada, y 0.8-1 = grande.

En el caso de existir variables que no se ajustaran a la normalidad, en lugar de realizar la prueba ANOVA de un factor de medida repetidas, se empleó la prueba K para muestras relacionadas de Friedman dentro de las pruebas no paramétricas.

Una vez comprobado si existen diferencias entre los grupos, se calculó de forma más profunda entre qué condiciones se dan dichas diferencias. Para ello, se utilizó la prueba T para muestras relacionadas. El tamaño del efecto (ES) a través del concepto de la *d* de Cohen (Cohen, 1992), fue calculado con la fórmula que proponen Hunter & Schmidt (2004), donde; 0.01 = muy pequeño, 0.2 = pequeño, 0.5 = moderado, 0.8 = grande, 1.2 = muy grande, y 2 = enorme (Sawilowsky, 2009).

Al igual que en el caso del ANOVA de un factor de medidas repetidas, si alguna variable no cumpliera con el supuesto de normalidad, la prueba T para muestras relacionadas era sustituida por la prueba K para dos muestras relacionadas de Wilcoxon como medida no paramétrica en este tipo de variables.

Además del análisis anterior, se comprobó si existen diferencias significativas entre las medias de la diferencia o el cambio pre-post fatiga entre la fatiga periférica y central, vislumbrando si en un tipo de fatiga concreto los efectos o cambios son más o menos pronunciados en cada grupo de variables. Para ello, se aplicó en estas medias de diferencia la prueba T de muestras relacionadas o la prueba K para dos muestras de Wilcoxon.

Para finalizar, se llevó a cabo un análisis correlacional lineal simple de las distintas variables estudiadas a través del coeficiente de correlación de Pearson para analizar la posible relación entre las variables estudiadas, determinando los siguientes rangos de intensidad de relación como; correlación prácticamente nula al ser  $r$  de 0 a 0.20, correlación baja de 0.21 a 0.40, correlación moderada de 0.41 a 0.70, correlación alta de 0.71 a 0.90 y correlación muy alta de 0.91 a 1 (Bisquerra, 2004). Además, se calculó el porcentaje de variabilidad explicada (%VE), descrito como el porcentaje de variación de una variable que se explica por la influencia de la otra variable. Para ello, se elevó  $r$  al cuadrado y lo multiplicamos por 100 (Sánchez-Zuriaga, 2010).



## **V - RESULTADOS**





## V - RESULTADOS

En este apartado, se explican los resultados obtenidos tras efectuar el análisis exploratorio, inferencial y correlacional.

### 5.1. ANÁLISIS EXPLORATORIO Y DESCRIPTIVO

A continuación, se describen los resultados obtenidos del análisis exploratorio efectuado sobre las distintas variables estudiadas.

#### 5.1.1. Análisis exploratorio de los factores de investigación: rango de movimiento articular

La Tabla 17 y la Tabla 18 muestran los estadísticos descriptivos de las variables de ROM y los niveles de acortamiento de la muestra.

**Tabla 17.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables de ROM.

	N	Media	DT
Psoas (°)	18	-22.50	7.24
Cuádriceps (°)	18	119.33	9.23
Isquiosurales (°)	18	68.39	6.03
Gemelo (°)	18	34.83	8.28
Sóleo (°)	18	36.61	7.97

**Tabla 18.** Niveles de acortamiento de los distintos grupos musculares analizados.

	No Acortado	Acortado Grado I	Acortado Grado II
Psoas (% (n))	100% (18)	0nov (0)	0% (0)
Cuádriceps (% (n))	100% (18)	0% (0)	0% (0)
Isquiosurales (% (n))	22.2% (4)	66.7% (12)	11.1% (2)
Gemelo (% (n))	100% (18)	0% (0)	0% (0)
Sóleo (% (n))	100% (18)	0% (0)	0% (0)

Se puede apreciar como la muestra no presenta cortedad para los grupos musculares de psoas, cuádriceps, gemelo y sóleo. En cambio, el 66.7% de la muestra (12 participantes) evidencian un nivel de cortedad isquiosural grado I y un 11.1% (2 participantes) un nivel de cortedad grado II, mientras el 22.2% restante (4 participantes) se ubican dentro de los rangos de normalidad.

### 5.1.2. Análisis exploratorio de los factores de investigación: fuerza concéntrica isocinética

Los estadísticos descriptivos de las variables recogidas en el dinamómetro isocinético de pico del par de fuerza concéntrico (PPC), pico del par normalizado a la masa del participante (PPC-PC), tiempo hasta alcanzar el pico par (TPPC) y ángulo del pico par (APPC) tanto para los músculos flexores (F) como extensores (E), así como la razón agonista-antagonista (R\_AG/AN), se resumen en la Tabla 19.

**Tabla 19.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables relacionadas con la fuerza isocinética.

	N	Media	DT
PPCE (N-m)	18	173.81	35.15
PPCF (N-m)	18	89.80	24.65
PPCE-PC	18	244.99	42.52
PPCEF-PC	18	125.65	32.85
TPPCE (ms)	18	280.56	38.42
TPPCF (ms)	18	338.62	119.68
APPCE (°)	18	56.83	4.96
APPCF (°)	18	40.77	10.97
R_AG/AN (%)	18	51.37	9.30

*DT: Desviación Típica, PPC: Pico del Par Concéntrico, PC: Normalizado a la Masa del Participante, TPPC: Tiempo hasta alcanzar el Pico Par Concéntrico, APPC: Ángulo del Pico Par Concéntrico, F: músculos flexores, E: músculos Extensores, R\_AG/AN: Razón Agonista-Antagonista.*

Teniendo en cuenta que un ángulo de 0° corresponde a una posición de la pierna estirada y 90° a una posición de la pierna flexionada, podemos comprobar cómo la máxima fuerza concéntrica isocinética para la musculatura del cuádriceps o extensora de rodilla y cadera se produce al final del segundo tercio del rango de movimiento (56.83°) con la pierna en una posición clara de flexión. Mientras el pico

par concéntrico máxima de los músculos isquiosurales o flexores sucede al principio del segundo tercio de movimiento (40.77°) con la pierna en una posición algo más estirada con respecto a la mitad del recorrido.

### 5.1.3. Análisis exploratorio de los factores de investigación: rendimiento y fatiga

A continuación, se presentan los resultados descriptivos de las pruebas de rendimiento efectuadas. Así, se añaden los resultados de esfuerzo percibido (RPE) justo después de terminar el protocolo de fatiga central en tapiz rodante (Tabla 20).

**Tabla 20.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables de rendimiento y fatiga.

	N	Media	DT
CMJ (m)	18	0.33	0.55
VAM (km/h)	18	17.77	1.35
VO <sub>2</sub> max (ml/kg/min)	18	62.18	4.71
RPE_FC	17	17.59	.507

DT: Desviación Típica.

Además, en la prueba de fatiga periférica se obtuvo una fatiga o descenso del rendimiento medio de  $55.83 \pm 5.93\%$  y  $46.82 \pm 12.63\%$  para la musculatura del cuádriceps (extensores) y flexores (isquiosurales) de rodilla y cadera respectivamente (Tabla 21).

**Tabla 21.** Resultados estadísticos descriptivos de la prueba de fatiga periférica.

	N	Media	DT
Fatiga EXT (%)	18	-55.83	5.93
Fatiga FLEX (%)	18	-46.82	12.63

DT: Desviación Típica, EXT: Músculos Extensores de Rodilla y Cadera (Cuádriceps), FLEX: Músculos Flexores de Rodilla y Cadera (Isquiosurales).

#### 5.1.4. Análisis exploratorio de las variables dependientes relacionadas con la carrera a pie

El análisis exploratorio de las variables cinemáticas angulares, espacio-temporales, de rigidez, variabilidad e impactos se describen de forma parcelada con el propósito de clarificar los resultados.

##### 5.1.4.1. Análisis exploratorio de las variables dependientes: cinemática angular

A modo de resumen, en la Tabla 22 y en la Tabla 23 se muestran los estadísticos descriptivos de este grupo de variables angulares divididas en cada fase de carrera, así como la diferencia delta o de medias respectivamente.

**Tabla 22.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas angulares durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	Condición	CI		MFR		DES		OM	
			M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
Cadera (°)	Periférica	Pre-fatiga	24.36	0.80	16.43	1.17	-17.50	0.92	18.76	0.92
		Post-fatiga	24.14	0.75	16.08	1.12	-16.86	0.86	19.06	0.57
	Central	Pre-fatiga	23.77	0.85	15.61	1.11	-18.30	0.83	18.00	0.89
		Post-fatiga	24.59	0.98	16.95	1.12	-18.48	0.89	18.87	0.81
Pierna (°)	Periférica	Pre-fatiga	3.27	0.75	-24.30	0.58	-40.27	0.70	-51.05	12.27
		Post-fatiga	3.93	0.66	-24.56	0.50	-40.84	0.65	-57.68	12.57
	Central	Pre-fatiga	3.85	0.57	-24.09	0.61	-40.19	0.62	-56.31	13.36
		Post-fatiga	4.45	0.74	-24.42	0.64	-41.18	0.70	-55.61	13.42
Rodilla (°)	Periférica	Pre-fatiga	12.65	1.22	32.29	1.74	14.33	1.10	92.95	2.80
		Post-fatiga	11.71	1.24	32.14	1.72	15.48	1.12	92.26	2.28
	Central	Pre-fatiga	12.34	1.40	32.12	1.73	14.32	1.20	92.29	2.58
		Post-fatiga	12.56	1.40	33.79	1.68	15.12	1.27	93.27	2.41
Tobillo (°)	Periférica	Pre-fatiga	2.54	1.96	-11.74	1.84	19.06	1.53	12.75	2.10
		Post-fatiga	3.15	1.90	-11.33	1.92	19.56	1.48	13.37	2.17
	Central	Pre-fatiga	0.48	1.67	-13.66	1.21	17.91	1.53	12.35	2.41
		Post-fatiga	0.84	1.51	-14.11	1.07	19.20	1.67	13.00	1.87
Inv-Ev (°)	Periférica	Pre-fatiga	-0.71	1.75	-9.92	2.90	8.20	3.26	98.20	18.47
		Post-fatiga	-1.52	1.82	-10.46	4.01	6.14	5.31	103.34	14.92
	Central	Pre-fatiga	-0.50	1.76	-11.76	1.78	6.48	2.93	91.60	20.69
		Post-fatiga	-1.92	1.41	-13.84	1.44	4.68	3.35	107.19	17.37

*M: Media, DT: Desviación Típica. CI: Contacto Inicial. MFR: Máxima Flexión de Rodilla, DES: Despegue, OM: Oscilación Máxima.*

**Tabla 23.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables espacio-temporales durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	CI		MFR		DES		OM	
		M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
$\Delta$ _Cadera (°)	Periférica	-0.22	0.30	-0.35	0.37	0.64	0.29	0.30	0.59
	Central	0.82	0.32	1.34	0.33	-0.18	0.41	0.87	0.81
$\Delta$ _Pierna (°)	Periférica	0.66	0.44	-0.26	0.22	-0.57	0.27	-6.63	7.65
	Central	0.60	0.36	-0.33	0.17	-0.98	0.19	0.70	3.50
$\Delta$ _Rodilla (°)	Periférica	-0.94	0.51	-0.15	0.46	1.15	0.38	-0.69	1.28
	Central	0.22	0.46	1.67	0.30	0.80	0.44	0.97	1.18
$\Delta$ _Tobillo (°)	Periférica	0.62	0.21	0.41	0.29	0.49	0.69	0.62	0.57
	Central	0.36	0.69	-0.45	0.56	1.29	0.81	0.65	1.29
$\Delta$ _In-Ev (°)	Periférica	-0.81	1.10	-0.54	1.67	-2.06	3.37	5.14	12.18
	Central	-1.42	1.44	-2.08	1.46	-1.80	1.53	15.59	18.55

*M: Media, DT: Desviación Típica.  $\Delta$ : diferencia delta, CI: Contacto Inicial. MFR: Máxima Flexión de Rodilla, DES: Despegue, OM: Oscilación Máxima.*

Con respecto a la normalidad y homocedasticidad, la prueba de Shapiro-Wilk muestra cómo no todas las variables se distribuyen de forma normal, cumpliendo todas con el supuesto de homocedasticidad u homogeneidad de varianzas. En cambio, en las variables de diferencia delta, algunas no mostraron una distribución normal y únicamente la variable  $\Delta$ \_Tobillo durante el contacto inicial no cumple con el supuesto de homogeneidad de varianzas.

#### 5.1.4.2. Análisis exploratorio de las variables dependientes: parámetros espacio-temporales

En este grupo de variables espacio-temporales (Tabla 24 y Tabla 25), únicamente las variables Apoyo\_(s) y  $\Delta$ \_Longitud Zancada no muestran una distribución normal en la condición post-fatiga central, y todas ellas cumplen con el supuesto de homogeneidad de varianzas.

**Tabla 24.** Resultados descriptivos de las variables espacio-temporales durante las fases de la carrera a pie.

Variable	Fatiga	Condición	Media	DT
Longitud Zancada (m)	Periférica	Pre-fatiga	2.63	0.145
		Post-fatiga	2.63	0.145
	Central	Pre-fatiga	2.65	0.143
		Post-fatiga	2.68	0.133
Zancada (s)	Periférica	Pre-fatiga	0.679	0.009
		Post-fatiga	0.681	0.009
	Central	Pre-fatiga	0.682	0.009
		Post-fatiga	0.688	0.009
Frecuencia (ppm)	Periférica	Pre-fatiga	177.18	2.48
		Post-fatiga	176.65	2.47
	Central	Pre-fatiga	176.39	2.34
		Post-fatiga	174.89	2.14
Vuelo (s)	Periférica	Pre-fatiga	0.457	0.009
		Post-fatiga	0.459	0.008
	Central	Pre-fatiga	0.457	0.008
		Post-fatiga	0.456	0.008
Apoyo (s)	Periférica	Pre-fatiga	0.222	0.005
		Post-fatiga	0.223	0.005
	Central	Pre-fatiga	0.226	0.004
		Post-fatiga	0.232	0.005
Absorción (s)	Periférica	Pre-fatiga	0.097	0.002
		Post-fatiga	0.098	0.003
	Central	Pre-fatiga	0.099	0.002
		Post-fatiga	0.099	0.003
Propulsión (s)	Periférica	Pre-fatiga	0.125	0.004
		Post-fatiga	0.124	0.004
	Central	Pre-fatiga	0.127	0.003
		Post-fatiga	0.133	0.004
Apoyo (%)	Periférica	Pre-fatiga	32.71	0.72
		Post-fatiga	32.67	0.60
	Central	Pre-fatiga	33.13	0.54
		Post-fatiga	33.76	0.65
Vuelo (%)	Periférica	Pre-fatiga	67.29	0.72
		Post-fatiga	67.33	0.60
	Central	Pre-fatiga	66.87	0.54
		Post-fatiga	66.24	0.65

DT: Desviación Típica, Zancada: Tiempo de zancada; m: metros, ppm: pasos por minuto, s: segundos.

**Tabla 25.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables espacio-temporales durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	M	DT
$\Delta$ _Longitud Zancada (m)	Periférica	0.006	0.054
	Central	-0.121	0.603
$\Delta$ _Zancada (s)	Periférica	0.002	0.004
	Central	0.006	0.005
$\Delta$ _Frecuencia (ppm)	Periférica	-0.526	0.959
	Central	-1.503	1.407
$\Delta$ _Vuelo (s)	Periférica	0.00	0.00
	Central	0.00	0.00
$\Delta$ _Apoyo (s)	Periférica	0.00	0.00
	Central	0.010	0.00
$\Delta$ _Absorción (s)	Periférica	0.001	0.001
	Central	0.000	0.002
$\Delta$ _Propulsión (s)	Periférica	-0.001	0.001
	Central	0.007	0.002
$\Delta$ _Apoyo (%)	Periférica	-0.041	0.280
	Central	0.636	0.283
$\Delta$ _Vuelo (%)	Periférica	0.041	0.280
	Central	-0.636	0.283

DT: Desviación Típica,  $\Delta$ : diferencia delta, Zancada: Tiempo de zancada, m: metros, ppm: pasos por minuto, s: segundos.

#### 5.1.4.3. Análisis exploratorio de las variables dependientes: variabilidad

En la Tabla 26 y en la

Tabla 27 se reflejan los resultados descriptivos de las variables cinemáticas de variabilidad y de *vector coding* respectivamente, mientras en la Tabla 28 se muestran las variables de diferencias delta.

La mayoría no se distribuye de forma normal y no todas cumplen como el supuesto de homocedasticidad, donde esto último sí ocurre en las variables de diferencia delta.

**Tabla 26.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con la variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	Condición	CC		AP		V		ABS_T		ABS_AE		PROP_T		PROP_AE	
			M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
CV_Cadera ( <sup>o</sup> )	Periférica	Pre-Fatiga	1.41	0.14	1.37	0.19	1.42	0.12	0.88	0.07	1.36	0.13	1.72	0.29	1.53	0.13
		Post-Fatiga	1.30	0.07	1.16	0.09	1.37	0.07	0.82	0.06	1.30	0.09	1.40	0.13	1.47	0.07
	Central	Pre-Fatiga	1.27	0.10	1.19	0.13	1.31	0.09	0.83	0.04	1.29	0.08	1.48	0.21	1.36	0.11
		Post-Fatiga	1.16	0.06	1.00	0.07	1.24	0.07	0.76	0.06	1.21	0.08	1.17	0.08	1.29	0.07
CV_Pierna ( <sup>o</sup> )	Periférica	Pre-Fatiga	4.83	0.96	1.44	0.19	6.25	1.31	1.90	0.30	5.55	1.26	1.15	0.12	7.31	1.83
		Post-Fatiga	3.80	0.66	1.27	0.09	4.89	0.93	1.58	0.14	4.50	0.87	1.06	0.07	5.68	1.40
	Central	Pre-Fatiga	3.54	0.84	1.27	0.17	4.54	1.16	1.62	0.24	4.65	1.19	1.03	0.11	4.57	1.30
		Post-Fatiga	3.79	0.75	1.06	0.05	5.00	1.07	1.40	0.08	3.50	0.64	0.83	0.05	6.63	1.90
CV_Rodilla ( <sup>o</sup> )	Periférica	Pre-Fatiga	2.28	0.32	1.57	0.20	2.58	0.38	1.72	0.23	2.91	0.44	1.46	0.19	2.19	0.32
		Post-Fatiga	2.05	0.18	1.44	0.08	2.32	0.24	1.56	0.11	2.64	0.28	1.36	0.08	1.95	0.20
	Central	Pre-Fatiga	2.07	0.25	1.34	0.15	2.40	0.31	1.47	0.20	2.73	0.37	1.22	0.10	2.01	0.24
		Post-Fatiga	1.80	0.08	1.20	0.06	2.08	0.10	1.37	0.08	2.30	0.12	1.07	0.07	1.80	0.10
CV_Tobillo ( <sup>o</sup> )	Periférica	Pre-Fatiga	1.57	0.23	1.86	0.46	1.48	0.17	1.41	0.25	1.17	0.07	2.21	0.67	1.84	0.31
		Post-Fatiga	1.58	0.36	1.79	0.61	1.52	0.29	1.34	0.34	1.24	0.12	2.16	0.87	1.87	0.54
	Central	Pre-Fatiga	1.43	0.15	1.44	0.20	1.44	0.16	1.14	0.16	1.29	0.15	1.63	0.24	1.64	0.19
		Post-Fatiga	1.41	0.22	1.12	0.08	1.53	0.31	0.94	0.07	1.36	0.24	1.21	0.09	1.73	0.42
CV_In-Ev ( <sup>o</sup> )	Periférica	Pre-Fatiga	10.07	1.53	3.57	2.00	13.17	1.94	2.07	0.85	10.23	2.26	4.87	3.14	16.48	2.70
		Post-Fatiga	10.63	1.85	4.81	2.83	13.45	1.93	3.04	1.61	10.76	1.48	6.36	4.12	16.75	2.90
	Central	Pre-Fatiga	10.67	1.76	4.42	2.16	13.64	1.98	3.53	1.85	11.53	1.91	5.02	2.50	16.45	2.44
		Post-Fatiga	8.93	1.49	2.49	0.99	11.98	1.77	2.07	0.98	10.59	1.91	2.74	1.00	13.68	1.85

M: Media, DT: Desviación Típica, CC: Ciclo Completo, AP: Apoyo, V: Vuelo, ABS: Absorción, PROP: Propulsión, T: Terrestre, AE: Aérea.



**Tabla 27.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con la variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	Condición	CC		AP		V		ABS_T		ABS_AE		PROP_T		PROP_AE	
			M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
VC_Muslo_vs_Pierna <sup>(º)</sup>	Periférica	Pre-Fatiga	11.70	5.06	12.22	5.20	11.49	5.04	12.89	5.33	10.85	5.20	11.76	5.14	12.22	4.92
		Post-Fatiga	6.83	2.05	6.17	2.21	7.15	1.98	6.66	2.35	7.21	2.15	5.80	2.11	7.12	1.87
	Central	Pre-Fatiga	9.56	5.64	8.93	5.77	9.90	5.59	9.25	5.80	9.89	5.72	8.65	5.76	9.95	5.47
		Post-Fatiga	6.40	3.21	5.71	3.14	6.79	3.26	6.06	3.16	6.78	3.34	5.41	3.13	6.79	3.20
VC_Rodilla vs In-Ev <sup>(º)</sup>	Periférica	Pre-Fatiga	11.30	4.13	13.60	3.98	10.39	4.31	14.26	3.77	8.15	4.60	13.11	4.13	12.69	4.05
		Post-Fatiga	10.29	2.73	8.92	2.30	10.90	3.02	8.89	2.14	10.37	3.18	8.83	2.50	11.43	3.00
	Central	Pre-Fatiga	10.58	4.52	8.86	3.98	11.35	4.85	8.92	3.83	10.14	5.17	8.84	4.13	12.59	4.58
		Post-Fatiga	5.71	2.15	5.97	1.70	5.53	2.51	5.83	1.68	4.21	3.00	6.10	1.78	6.95	2.12
VC_Tobillo vs In-Ev <sup>(º)</sup>	Periférica	Pre-Fatiga	12.44	2.63	10.61	2.20	13.25	2.96	11.05	2.00	14.09	3.22	10.36	2.40	12.31	2.80
		Post-Fatiga	12.03	2.88	10.65	2.36	12.62	3.20	10.56	2.05	12.03	3.39	10.74	2.59	13.21	3.18
	Central	Pre-Fatiga	8.35	1.98	7.76	1.63	8.57	2.25	8.11	1.60	8.97	2.70	7.54	1.70	8.09	1.93
		Post-Fatiga	6.85	1.07	5.69	0.70	7.40	1.44	5.38	0.59	7.40	1.78	5.84	0.87	7.48	1.36
VC_Pierna vs In-Ev <sup>(º)</sup>	Periférica	Pre-Fatiga	13.80	3.85	12.97	3.41	14.25	4.23	11.92	3.54	13.91	5.06	13.63	3.38	14.66	3.43
		Post-Fatiga	8.53	2.56	8.20	2.09	8.75	2.89	7.84	2.13	8.40	3.45	8.37	2.18	9.30	2.47
	Central	Pre-Fatiga	10.28	3.70	9.04	3.69	10.88	3.78	7.83	3.69	9.95	4.08	9.80	3.72	11.83	3.57
		Post-Fatiga	7.74	1.90	6.25	1.67	8.49	2.11	5.09	1.68	7.18	2.01	6.94	1.70	9.87	2.32

*M: Media, DT: Desviación Típica, CC: Ciclo Completo, AP: Apoyo, V: Vuelo, ABS: Absorción, PROP: Propulsión, T: Terrestre, AE: Aérea.*

**Tabla 28.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en fatiga periférica y central en las variables cinemáticas relacionadas con la variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	CC		AP		V		ABS_T		ABS_AE		PROP_T		PROP_AE	
		M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
$\Delta_{CV\_Cadera} (^{\circ})$	Periférica	-0.1	0.1	-0.2	0.1	-0.1	0.1	-0.1	0.1	-0.1	0.1	-0.3	0.2	-0.1	0.1
	Central	-0.1	0.1	-0.2	0.2	-0.1	0.1	-0.1	0.1	-0.1	0.1	-0.3	0.2	-0.1	0.1
$\Delta_{CV\_Pierna} (^{\circ})$	Periférica	-1.0	0.5	-0.2	0.1	-1.4	0.7	-0.3	0.2	-1.1	0.6	-0.1	0.1	-1.6	1.4
	Central	0.3	0.7	-0.2	0.2	0.5	1.0	-0.2	0.2	-1.2	1.2	-0.2	0.1	2.1	1.5
$\Delta_{CV\_Rodilla} (^{\circ})$	Periférica	-0.2	0.2	-0.1	0.2	-0.3	0.2	-0.2	0.2	-0.3	0.2	-0.1	0.2	-0.2	0.2
	Central	-0.3	0.3	-0.1	0.2	-0.3	0.3	-0.1	0.2	-0.4	0.4	-0.2	0.1	-0.2	0.3
$\Delta_{CV\_Tobillo} (^{\circ})$	Periférica	0.0	0.2	-0.1	0.2	0.0	0.2	-0.1	0.2	0.1	0.1	0.0	0.3	0.0	0.3
	Central	0.0	0.2	-0.3	0.2	0.1	0.3	-0.2	0.2	0.1	0.2	-0.4	0.3	0.1	0.4
$\Delta_{CV\_In-Ev} (^{\circ})$	Periférica	0.6	1.4	1.2	0.9	0.3	1.7	1.0	0.8	0.5	2.0	1.5	1.2	0.3	2.3
	Central	-1.7	2.2	-1.9	2.5	-1.7	2.3	-1.5	2.2	-0.9	2.1	-2.3	2.8	-2.8	2.7
$\Delta_{VC\_Muslo\_vs\_Pierna} (^{\circ})$	Periférica	-4.9	3.8	-6.1	3.6	-4.4	3.9	-6.2	3.6	-3.6	4.3	-6.0	3.6	-5.1	3.7
	Central	-3.2	6.8	-3.2	6.7	-3.1	6.9	-3.2	6.7	-3.1	7.1	-3.3	6.7	-3.2	6.6
$\Delta_{VC\_Rodilla\_vs\_In-Ev} (^{\circ})$	Periférica	-1.0	3.6	-4.7	3.0	0.5	4.2	-5.4	2.7	2.2	4.9	-4.3	3.3	-1.3	3.6
	Central	-4.9	4.6	-2.9	4.5	-5.8	4.8	-3.1	4.3	-5.9	5.1	-2.7	4.7	-5.6	4.6
$\Delta_{VC\_Tobillo\_vs\_In-Ev} (^{\circ})$	Periférica	-0.4	2.6	0.0	1.9	-0.6	3.2	-0.5	1.9	-2.1	3.8	0.4	2.0	0.9	2.8
	Central	-1.5	1.8	-2.1	1.6	-1.2	2.2	-2.7	1.7	-1.6	2.9	-1.7	1.6	-0.6	1.7
$\Delta_{VC\_Pierna\_vs\_In-Ev} (^{\circ})$	Periférica	-5.3	3.0	-4.8	2.3	-5.5	3.6	-4.1	2.5	-5.5	4.6	-5.3	2.3	-5.4	2.9
	Central	-2.5	4.4	-2.8	4.2	-2.4	4.6	-2.7	4.2	-2.8	4.9	-2.9	4.2	-2.0	4.5

M: Media, DT: Desviación Típica,  $\Delta$ : diferencia delta, CC: Ciclo Completo, AP: Apoyo, V: Vuelo, ABS: Absorción, PROP: Propulsión, T: Terrestre, AE: Aérea, In-Ev: inversión-eversión.

#### 5.1.4.4. Análisis exploratorio de las variables dependientes: stiffness o rigidez

En la Tabla 29 y Tabla 30, se muestran los estadísticos descriptivos de este grupo de variables de rigidez.

**Tabla 29.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	Condición	M	DT
kLeg (kN·m <sup>-1</sup> )	Periférica	Pre-fatiga	10.96	0.68
		Post-fatiga	10.85	0.62
	Central	Pre-fatiga	10.39	0.49
		Post-fatiga	9.83	0.55
kVert (kN·m <sup>-1</sup> )	Periférica	Pre-fatiga	27.89	1.21
		Post-fatiga	27.58	1.19
	Central	Pre-fatiga	26.82	0.94
		Post-fatiga	25.83	1.03

M: Media, DT: Desviación Típica, kLeg: Rigidez o stiffness de la pierna, kVert: Rigidez o stiffness vertical.

**Tabla 30.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie.

Variable	Fatiga	M	DT
$\Delta$ kLeg (kN·m <sup>-1</sup> )	Periférica	-0.14	0.21
	Central	-1.08	0.60
$\Delta$ kVert (kN·m <sup>-1</sup> )	Periférica	-0.38	0.39
	Central	-2.54	1.66

M: Media, DT: Desviación Típica,  $\Delta$ : diferencia delta, kLeg: Rigidez o stiffness de la pierna, kVert: Rigidez o stiffness vertical.

La prueba de Shapiro-Wilk evidencia que las variables kLeg y kVert en todas sus condiciones muestran una distribución normal. Por el contrario, en las variables de diferencias delta existen variables que no se ajustan a la normalidad. Por otro lado, la prueba de Levene refleja que todas ellas cumplen con el supuesto de homocedastidad u homogeneidad de varianzas.

#### 5.1.4.5. Análisis exploratorio de las variables dependientes: impacto recibidos y atenuación

A continuación, se muestran los resultados del análisis exploratorio de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo y en el dominio de las frecuencias por separado.

##### 5.1.4.5.1. Análisis exploratorio de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo

Los resultados estadísticos descriptivos para las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo durante la carrera a pie se reflejan en la Tabla 31 y Tabla 32.

**Tabla 31.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo.

Variable	Fatiga	Condición	M	DT
$C_{MAX}$ (g)	Periférica	Pre-Fatiga	1.44	0.09
		Post-Fatiga	1.36	0.08
	Central	Pre-Fatiga	1.36	0.07
		Post-Fatiga	1.27	0.10
$C_{MIN}$ (g)	Periférica	Pre-Fatiga	-0.73	0.04
		Post-Fatiga	-0.73	0.05
	Central	Pre-Fatiga	-0.73	0.05
		Post-Fatiga	-0.76	0.04
$C_{RAT}$ (g)	Periférica	Pre-Fatiga	1.86	0.14
		Post-Fatiga	2.05	0.11
	Central	Pre-Fatiga	1.87	0.11
		Post-Fatiga	1.85	0.10
$T_{MAX}$ (g)	Periférica	Pre-Fatiga	5.71	0.45
		Post-Fatiga	5.38	0.37
	Central	Pre-Fatiga	5.73	0.59
		Post-Fatiga	5.91	0.67
$T_{MIN}$ (g)	Periférica	Pre-Fatiga	-1.53	0.14
		Post-Fatiga	-1.63	0.15
	Central	Pre-Fatiga	-1.50	0.10
		Post-Fatiga	-1.46	0.15
$T_{RAT}$ (g)	Periférica	Pre-Fatiga	7.24	0.53

ATEN (%)	Central	Post-Fatiga	7.01	0.45
		Pre-Fatiga	7.23	0.62
		Post-Fatiga	7.37	0.74
		Pre-Fatiga	73.71	1.53
	Periférica	Post-Fatiga	73.77	2.02
		Pre-Fatiga	73.89	2.13
	Central	Pre-Fatiga	73.89	2.13
		Post-Fatiga	75.86	2.35

M: Media, DT: Desviación Típica, C: Cabeza, T: Tibia, Max: Máximo, Min: Mínimo, Rat: Ratio, ATEN: Atenuación.

**Tabla 32.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo.

Variable	Fatiga	M	DT
$\Delta C_{MAX}$ (g)	Periférica	-0.08	0.04
	Central	-0.09	0.04
$\Delta C_{MIN}$ (g)	Periférica	0.01	0.02
	Central	-0.03	0.04
$\Delta C_{RAT}$ (g)	Periférica	0.19	0.13
	Central	-0.02	0.12
$\Delta T_{MAX}$ (g)	Periférica	-0.32	0.33
	Central	0.18	0.32
$\Delta T_{MIN}$ (g)	Periférica	-0.10	0.09
	Central	0.04	0.08
$\Delta T_{RAT}$ (g)	Periférica	-0.23	0.37
	Central	0.14	0.33
$\Delta ATEN$ (%)	Periférica	0.06	1.48
	Central	1.97	1.40

M: Media, DT: Desviación Típica,  $\Delta$ : diferencia delta, C: Cabeza, T: Tibia, Max: Máximo, Min: Mínimo, Rat: Ratio, ATEN: Atenuación.

No todas de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto durante la carrera a pie en el dominio del tiempo se distribuyen de forma normal, mientras casi todas cumplen con el supuesto de homocedasticidad de varianzas. En cuanto a la diferencia de media, muestran el mismo comportamiento de distribución que las variables de acelerometría comentadas con anterioridad. En cambio, todas cumplen con el supuesto de homogeneidad de varianzas.

#### 5.1.4.5.2. Análisis exploratorio de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias

Los resultados de las variables de acelerometría en el dominio de las frecuencias se muestran en la Tabla 33 y Tabla 34.

**Tabla 33.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias.

Variable	Fatiga	Condición	M	DT
C_POT <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.98	0.06
		Post-Fatiga	0.97	0.07
	Central	Pre-Fatiga	0.97	0.07
		Post-Fatiga	0.93	0.07
T_POT <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	2.29	0.2
		Post-Fatiga	2.18	0.19
	Central	Pre-Fatiga	2.15	0.21
		Post-Fatiga	2.37	0.21
C_POT <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.27	0.02
		Post-Fatiga	0.26	0.02
	Central	Pre-Fatiga	0.26	0.02
		Post-Fatiga	0.25	0.02
T_POT <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.21	0.02
		Post-Fatiga	0.19	0.02
	Central	Pre-Fatiga	0.18	0.02
		Post-Fatiga	0.19	0.02
C_POT <sub>MEDIANA</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	2.63	0.06
		Post-Fatiga	2.63	0.06
	Central	Pre-Fatiga	2.63	0.06
		Post-Fatiga	2.59	0.08
T_POT <sub>MEDIANA</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	6.23	0.54
		Post-Fatiga	6.25	0.5
	Central	Pre-Fatiga	6.8	0.72
		Post-Fatiga	7.34	0.76
C_POT <sub>BFMAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.19	0.01
		Post-Fatiga	0.18	0.01
	Central	Pre-Fatiga	0.18	0.01
		Post-Fatiga	0.17	0.01

T_POT_BF <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.14	0.02
		Post-Fatiga	0.14	0.01
	Central	Pre-Fatiga	0.13	0.01
		Post-Fatiga	0.13	0.01
C_POT_BF <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	1.76	0.13
		Post-Fatiga	1.77	0.14
	Central	Pre-Fatiga	1.75	0.13
		Post-Fatiga	1.63	0.14
T_POT_BF <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	4.33	0.53
		Post-Fatiga	4.15	0.41
	Central	Pre-Fatiga	4.14	0.45
		Post-Fatiga	4.2	0.37
C_POT_AF <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.01	0
		Post-Fatiga	0.01	0
	Central	Pre-Fatiga	0.01	0
		Post-Fatiga	0.01	0
T_POT_AF <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.06	0.01
		Post-Fatiga	0.06	0.01
	Central	Pre-Fatiga	0.06	0.01
		Post-Fatiga	0.08	0.01
C_POT_AF <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	0.44	0.05
		Post-Fatiga	0.39	0.04
	Central	Pre-Fatiga	0.4	0.04
		Post-Fatiga	0.41	0.05
T_POT_AF <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	3.88	0.48
		Post-Fatiga	3.8	0.46
	Central	Pre-Fatiga	3.56	0.36
		Post-Fatiga	4.37	0.47
C_FRE <sub>MAX</sub> (Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	2.56	0.06
		Post-Fatiga	2.56	0.06
	Central	Pre-Fatiga	2.56	0.06
		Post-Fatiga	2.5	0.08
T_FRE <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	2.32	0.4
		Post-Fatiga	2.35	0.39
	Central	Pre-Fatiga	2.35	0.31
		Post-Fatiga	2.56	0.43
C_FRE_BF <sub>MAX</sub> (Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	3.09	0.06
		Post-Fatiga	3.09	0.06
	Central	Pre-Fatiga	3.09	0.06
		Post-Fatiga	3.2	0.12

T_FRE_BF <sub>MAX</sub> (Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	4.16	0.26
		Post-Fatiga	3.99	0.18
	Central	Pre-Fatiga	3.94	0.18
		Post-Fatiga	4.01	0.22
C_FRE_AF <sub>MAX</sub> (Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	11.24	0.28
		Post-Fatiga	11.2	0.28
	Central	Pre-Fatiga	11.23	0.4
		Post-Fatiga	11.18	0.28
T_FRE_AF <sub>MAX</sub> (Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	12.16	0.54
		Post-Fatiga	11.92	0.59
	Central	Pre-Fatiga	12.18	0.48
		Post-Fatiga	12.13	0.54
ATEN1020 (Hz)	Periférica	Pre-Fatiga	-11.12	0.85
		Post-Fatiga	-11.57	0.71
	Central	Pre-Fatiga	-11.33	0.73
		Post-Fatiga	-12.15	0.58
ATEN_BF (dB)	Periférica	Pre-Fatiga	-52.72	4.61
		Post-Fatiga	-53.77	4.3
	Central	Pre-Fatiga	-52.27	4.32
		Post-Fatiga	-59.88	3.85
ATEN_AF (dB)	Periférica	Pre-Fatiga	-122.35	9.4
		Post-Fatiga	-127.28	7.78
	Central	Pre-Fatiga	-124.64	8.04
		Post-Fatiga	-133.61	6.39

M: Media, DT: Desviación Típica, C: Cabeza, T: Tibia, POT: Potencia, FRE: Frecuencia, BF: Bajas Frecuencias, AF: Altas Frecuencias, MAX: Máximo, ATEN: Atenuación.

**Tabla 34.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias.

Variable	Fatiga	M	DT
$\Delta C\_POT_{TOTAL}$ (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	-0.02	0.03
	Central	-0.03	0.03
$\Delta T\_POT_{TOTAL}$ (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	-0.11	0.12
	Central	0.23	0.12
$\Delta C\_POT_{MAX}$ (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	0.00	0.01
	Central	-0.01	0.01
$\Delta T\_POT_{MAX}$ (g <sup>2</sup> /Hz)	Periférica	-0.02	0.01
	Central	0.01	0.01



$\Delta C\_POT_{MEDIANA}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	0.00	0.02
	Central	-0.04	0.04
$\Delta T\_POT_{MEDIANA}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	0.02	0.46
	Central	0.54	0.26
$\Delta C\_POT\_BF_{MAX}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	-0.01	0.01
	Central	-0.02	0.01
$\Delta T\_POT\_BF_{MAX}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	-0.01	0.01
	Central	0.00	0.00
$\Delta C\_POT\_BF_{TOTAL}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	0.01	0.06
	Central	-0.12	0.09
$\Delta T\_POT\_BF_{TOTAL}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	-0.19	0.16
	Central	0.06	0.12
$\Delta C\_POT\_AF_{MAX}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	0.00	0.00
	Central	0.00	0.00
$\Delta T\_POT\_AF_{MAX}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	0.00	0.00
	Central	0.02	0.01
$\Delta C\_POT\_AF_{TOTAL}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	-0.05	0.03
	Central	0.01	0.05
$\Delta T\_POT\_AF_{TOTAL}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	-0.09	0.22
	Central	0.81	0.32
$\Delta C\_FRE_{MAX}$ (Hz)	Periférica	-0.01	0.03
	Central	-0.06	0.05
$\Delta T\_FRE_{MAX}$ ( $g^2/Hz$ )	Periférica	0.03	0.17
	Central	0.21	0.35
$\Delta C\_FRE\_BF_{MAX}$ (Hz)	Periférica	0.00	0.00
	Central	0.11	0.11
$\Delta T\_FRE\_BF_{MAX}$ (Hz)	Periférica	-0.17	0.22
	Central	0.07	0.20
$\Delta C\_FRE\_AF_{MAX}$ (Hz)	Periférica	-0.03	0.26
	Central	-0.05	0.28
$\Delta T\_FRE\_AF_{MAX}$ (Hz)	Periférica	-0.24	0.20
	Central	-0.05	0.36
$\Delta ATEN_{1020}$ (Hz)	Periférica	-0.45	0.44
	Central	-0.82	0.66
$\Delta ATEN\_BF$ (dB)	Periférica	-1.05	2.00
	Central	-7.61	2.39
$\Delta ATEN\_AF$ (dB)	Periférica	-4.94	4.85
	Central	-8.97	7.31

*M: Media, DT: Desviación Típica,  $\Delta$ : diferencia delta, C: Cabeza, T: Tibia, POT: Potencia, FRE: Frecuencia, BF: Bajas Frecuencias, AF: Altas Frecuencias, MAX: Máximo, ATEN: Atenuación.*

Tanto estas variables como las diferencias delta reflejan una distribución no normal en torno a la mitad de las mismas. Del mismo modo, existen muchas variables de este grupo que no se ajustan al supuesto de homocedasticidad.

### 5.1.2. Análisis exploratorio de las variables dependientes: estabilidad postural dinámica

En este apartado, se reflejan los resultados del análisis exploratorio de las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica medidas mediante el mSEBT y el test DPSI.

#### 5.1.2.1. Análisis exploratorio de las variables de relacionadas con la estabilidad postural dinámica: mSEBT

A continuación, se reflejan los resultados estadísticos descriptivos de las variables relacionadas con la estabilidad postural cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo en (Tabla 35).

**Tabla 35.** Resultados estadísticos descriptivos de estabilidad postural dinámica durante el mSEBT.

Variable	Fatiga	Condición	M	DT
ANT <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	73.2	1.8
		Post-fatiga	70.5	1.9
	Central	Pre-fatiga	74.0	1.5
		Post-fatiga	70.8	1.4
PL <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	92.2	1.9
		Post-fatiga	87.2	1.5
	Central	Pre-fatiga	94.2	1.5
		Post-fatiga	88.2	1.5
PM <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	95.7	1.2
		Post-fatiga	91.7	1.0
	Central	Pre-fatiga	96.8	1.5
		Post-fatiga	91.9	1.7
ANT <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	74.1	1.8
		Post-fatiga	71.5	2.0
	Central	Pre-fatiga	74.7	1.5
		Post-fatiga	72.2	1.3

PL <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	93.6	1.8
		Post-fatiga	89.4	1.7
	Central	Pre-fatiga	95.5	1.5
		Post-fatiga	90.0	1.6
PM <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	97.0	1.3
		Post-fatiga	94.0	1.2
	Central	Pre-fatiga	97.7	1.5
		Post-fatiga	93.3	1.7
Σ <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	264.7	3.7
		Post-fatiga	254.9	3.8
	Central	Pre-fatiga	267.9	3.6
		Post-fatiga	255.5	3.8
Σ <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	Pre-fatiga	261.2	3.7
		Post-fatiga	249.3	3.4
	Central	Pre-fatiga	264.9	3.6
		Post-fatiga	251.0	3.8

*M: Media, DT: Desviación Típica, %LP: Porcentaje de la longitud de la Pierna, ANT: Anterior, PL: Postero-lateral, PM: Postero-medial, Σ: Sumatorio, MED: Media, MAX: Máximo.*

**Tabla 36.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en la fatiga periférica y central durante el mSEBT.

Variable	Fatiga	M	DT
Δ ANT <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	-2.8	0.7
	Central	-3.1	0.6
Δ PL <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	-5.0	1.0
	Central	-6.0	0.8
Δ PM <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	-4.1	0.7
	Central	-4.9	0.8
Δ ANT <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	-2.6	0.7
	Central	-2.5	0.6
Δ PL <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	-4.2	1.0
	Central	-5.5	0.8
Δ PM <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	-3.0	0.8
	Central	-4.4	0.7
Δ Σ <sub>MAX</sub> (%LP)	Periférica	-9.8	2.0
	Central	-12.4	1.5
Δ Σ <sub>MED</sub> (%LP)	Periférica	-11.8	1.8
	Central	-14.0	1.7

*M: Media, DT: Desviación Típica, Δ: diferencia delta, %LP: Porcentaje de la longitud de la Pierna, ANT: Anterior, PL: Postero-lateral, PM: Postero-medial, Σ: Sumatorio, MED: Media, MAX: Máximo.*

En cuanto a la distribución de la muestra, las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica seleccionadas se distribuyen en su gran mayoría de forma normal y todas cumplen con el supuesto de homocedasticidad de varianzas.

#### 5.1.2.2. Análisis exploratorio de las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica: test DPSI

La Tabla 37 y Tabla 38 exponen los estadísticos descriptivos de las variables de estabilidad postural relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural, evaluado mediante el test DPSI.

**Tabla 37.** Resultados estadísticos descriptivos de las variables de estabilidad postural relacionadas con la estabilidad postural dinámica durante el test DPSI.

Variable	Fatiga	Condición	M	DT	
VSI	Periférica	Pre-fatiga	0.306	0.010	
		Post-fatiga	0.294	0.010	
	Central	Pre-fatiga	0.325	0.014	
		Post-fatiga	0.301	0.010	
MLSI	Periférica	Pre-fatiga	0.111	0.002	
		Post-fatiga	0.111	0.002	
	Central	Pre-fatiga	0.114	0.003	
		Post-fatiga	0.114	0.003	
	APSI	Periférica	Pre-fatiga	0.031	0.001
			Post-fatiga	0.031	0.001
Central		Pre-fatiga	0.031	0.001	
		Post-fatiga	0.031	0.001	
DPSI	Periférica	Pre-fatiga	0.327	0.010	
		Post-fatiga	0.316	0.009	
	Central	Pre-fatiga	0.346	0.014	
		Post-fatiga	0.324	0.010	

M: Media, DT: Desviación Típica, VSI: Índice de Estabilidad en el eje Vertical, MLSI: Índice de Estabilidad en el eje Mediolateral, APSI: Índice de Estabilidad en el eje Anteroposterior. DPSI: Índice de Estabilidad Postural Dinámica.

**Tabla 38.** Resultados estadísticos descriptivos de la diferencia de medias pre y post-fatiga en fatiga periférica y central en las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.

Variable	Fatiga	M	DT
$\Delta$ VSI	Periférica	-0.011	0.006
	Central	-0.024	0.010
$\Delta$ MLSI	Periférica	-0.001	0.002
	Central	0.000	0.002
$\Delta$ APSI	Periférica	0.000	0.001
	Central	0.000	0.002
$\Delta$ DPSI	Periférica	-0.011	0.005
	Central	-0.023	0.010

*M: Media, DT: Desviación Típica,  $\Delta$ : diferencia delta, VSI: Índice de Estabilidad en el eje Vertical, MLSI: Índice de Estabilidad en el eje Mediolateral, APSI: Índice de Estabilidad en el eje Anteroposterior. DPSI: Índice de Estabilidad Postural Dinámica.*

Al igual que ocurría con las variables de estabilidad comentadas en el apartado anterior, las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural reflejan una distribución normal en casi todas ellas. Por último, se cumple el supuesto de homocedasticidad u homogeneidad de varianzas en las variables de estabilidad postural dinámica estudiadas en esta sección.

## 5.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

A continuación, se presentan los resultados de las variables relacionadas con la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica de forma separada.

### 5.2.1. Análisis inferencial de las variables cinemáticas durante la carrera a pie

En este apartado se presentan los resultados obtenidos tras el análisis inferencial en las variables cinemáticas angulares, espacio-temporales, de rigidez, de impactos y de coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie.

### 5.2.1.1. Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular

Las distintas variables angulares son explicadas en cada fase de carrera; contacto inicial, máxima flexión de rodilla, despegue y oscilación máxima. Cabe destacar que valores superiores a 0° indican una posición angular más flexionada y valores inferiores a 0° una posición angular más extendida en las articulaciones de cadera, pierna y rodilla con respecto a la posición de calibración, mientras valores superiores a 0° indican una posición mayor de flexión plantar e inversión del tobillo y valores inferiores a cero 0° describen una posición mayor de dorsiflexión y eversión de tobillo en el plano sagital y frontal respectivamente.

#### 5.2.1.1.1. Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de *contacto inicial*

Los resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba de Friedman, para las variables que no se ajustan a la normalidad, se muestran en la Tabla 39.

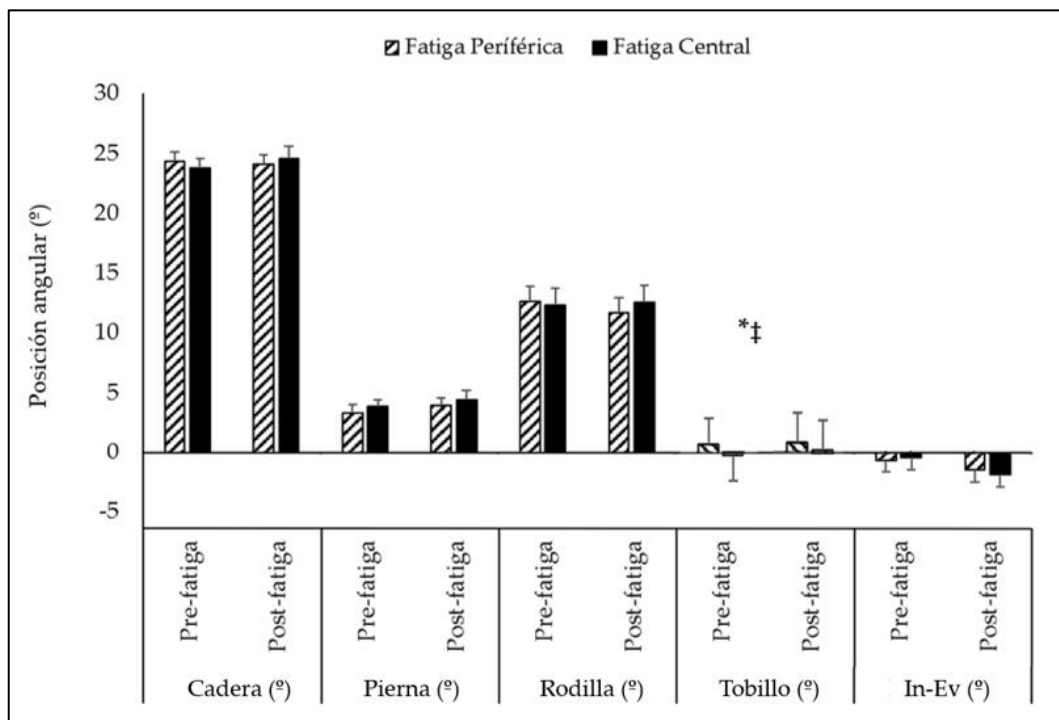
**Tabla 39.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase de contacto inicial.

Variable	Efecto	F [1, 15]	p	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
Cadera (°)	Tipo de fatiga	0.022	.088	.001	.052
	Condición (Pre vs Post)	1.787	.201	.106	.240
	Interacción	6.004	.027*	.286	.630
Pierna (°)	Tipo de fatiga	1.475	.243	.090	.206
	<b>Condición (Pre vs Post)</b>	<b>5.433</b>	<b>.034*</b>	<b>.266</b>	<b>.587</b>
	Interacción	0.011	.917	.001	.051
Rodilla (°)	Tipo de fatiga	0.328	.575	.021	.084
	Condición (Pre vs Post)	0.806	.384	.051	.134
	Interacción	0.047	.047*	.237	.524
<b>Tobillo (°)§</b>			<b>.000**</b>		
Inv-Ev (°)	Tipo de fatiga	0.005	.943	.000	.051
	Condición (Pre vs Post)	0.948	.346	.059	.149
	Interacción	0.282	.603	.018	.079

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

Los resultados del ANOVA de Medida Repetidas muestran un aumento de la flexión de la pierna (Pierna ( $^{\circ}$ )) tras la fatiga (pre-fatiga vs post-fatiga) ( $t(15) = -2.323$ ,  $IC95\% = -1.204 / -0.054$ ,  $p = 0.034$ ), pero la prueba T de muestras relacionadas no refleja diferencias significativas en esta variable.

Mientras la prueba K para muestras relacionadas de Friedman evidencia diferencias significativas entre los grupos en la variable Tobillo ( $^{\circ}$ ) ( $p = 0.000$ ), mostrando un descenso de la dorsiflexión del tobillo tras la aparición de fatiga periférica ( $ES = -0.052$ ,  $p = 0.035$ ). Además, la dorsiflexión del tobillo es mayor tanto antes ( $ES = 0.275$ ,  $p = 0.009$ ) como después ( $ES = 0.215$ ,  $p = 0.011$ ) de la aplicación de fatiga central en comparación con la fatiga periférica (Figura 64).



**Figura 64.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas angulares durante la fase de contacto inicial. \*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.

En la comparación de diferencias delta, la aparición de la fatiga periférica reduce la flexión de cadera ( $0.22^\circ$ ) y rodilla ( $0.94^\circ$ ) ligeramente, mientras que tras la fatiga central los deportistas incrementan dichas flexiones de cadera ( $0.82^\circ$ ) y rodilla ( $0.22^\circ$ ) ( $\Delta_{\text{Cadera Periférica vs Central}}$ :  $t(15) = -2.450$ ,  $IC95\% = 0.424 / -1.944$ ,  $ES = 0.845$ ,  $p = 0.027$ ;  $\Delta_{\text{Rodilla Periférica vs Central}}$ :  $t(15) = -2.159$ ,  $IC95\% = -2.302 / -0.015$ ,  $ES = 0.601$ ,  $p = 0.047$ ) (Figura 65).

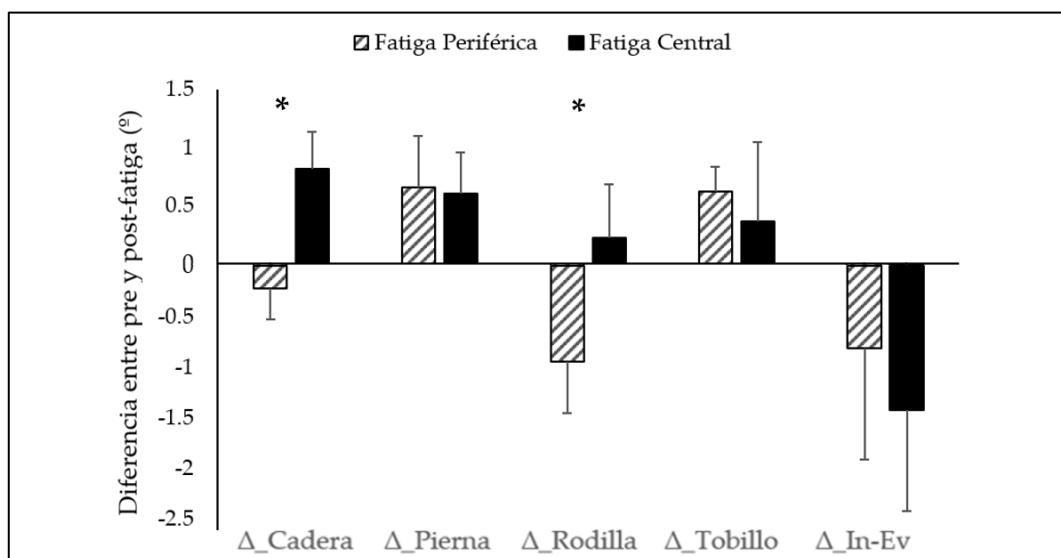


Figura 65. Resultados de la diferencia delta ( $\Delta$ ) o de medias entre la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas angulares durante la fase de contacto inicial. \*:  $p < 0.05$ . Elaboración propia.

#### 5.2.1.1.2. Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de *máxima flexión de rodilla*

La Tabla 40 refleja los resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba de Friedman para las variables de cinemática angular durante la fase de máxima flexión de rodilla.



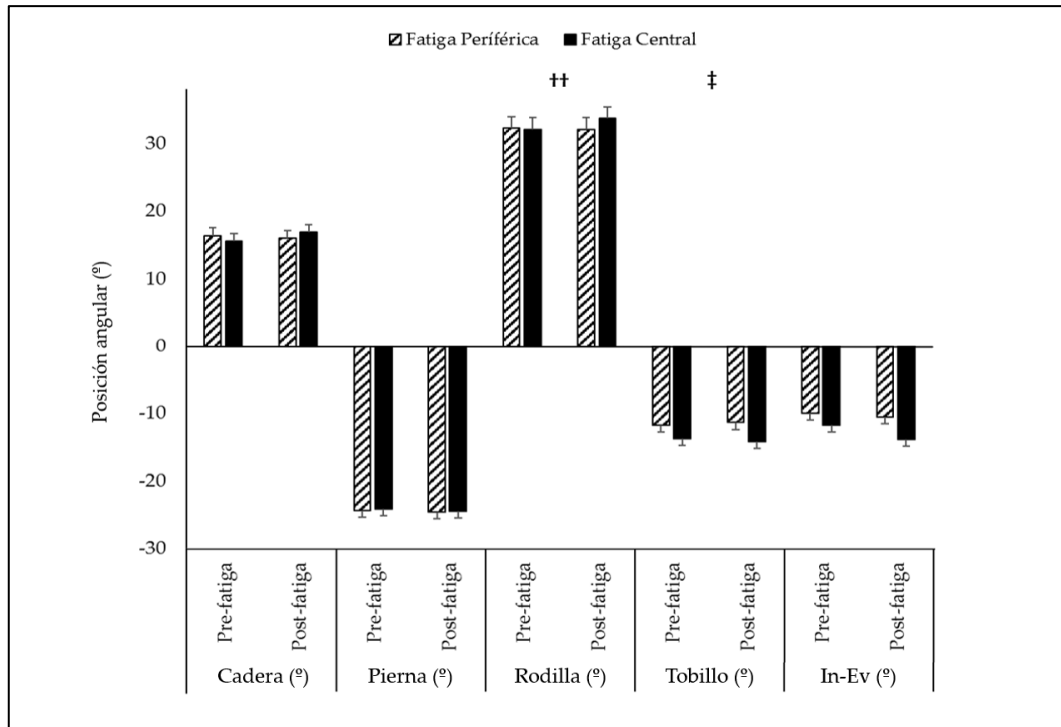
**Tabla 40.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase máxima flexión de rodilla.

Variable	Efecto	F [1, 15]	<i>p</i>	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
Cadera (°)§			.064		
Pierna (°)§			.648		
	Tipo de fatiga	1.457	.246	.089	.205
<b>Rodilla (°)</b>	<b>Condición (Pre vs Post)</b>	<b>9.943</b>	<b>.007**</b>	<b>.399</b>	<b>.838</b>
	Interacción	9.038	.009**	.376	.802
<b>Tobillo (°)§</b>			<b>.032*</b>		
Inv-Ev (°)§			.064		

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

Tras la aparición de fatiga (pre-fatiga vs post-fatiga), se muestran diferencias significativas en la variable Rodilla (°) ( $t(15) = -3.149$ , IC95% = -1.273 / -0.246,  $p = 0.007$ ), mostrando una posición de rodilla más flexionada (1.7°) tras el protocolo de fatiga central ( $t(15) = -5.600$ , IC95% = -2.302 / -1.033, ES = 0.244,  $p = 0.000$ ).

Por otro lado, al comparar ambos tipos de fatiga (periférica vs central), la dorsiflexión del tobillo es mayor durante la fatiga central, tanto en estado de pre-fatiga (ES = 0.306,  $p = 0.028$ ) como de post-fatiga (ES = 0.493,  $p = 0.020$ ) (Figura 66).



**Figura 66.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas angulares durante la fase de máxima flexión de rodilla. ††: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.01$ ), ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.

Pasando a la comparación de diferencias delta entre ambos tipos de fatiga, el protocolo de fatiga central desencadena una posición de flexión de cadera ( $t(15) = -3.081$ ,  $IC95\% = -2.851 / -0.520$ ,  $ES = 1.201$ ,  $p = 0.008$ ) y rodilla ( $t(15) = -3.006$ ,  $IC95\% = -3.105 / -0.529$ ,  $ES = 1.176$ ,  $p = 0.009$ ) significativamente mayor que la prueba de fatiga en dinamómetro isocinético (Figura 67).

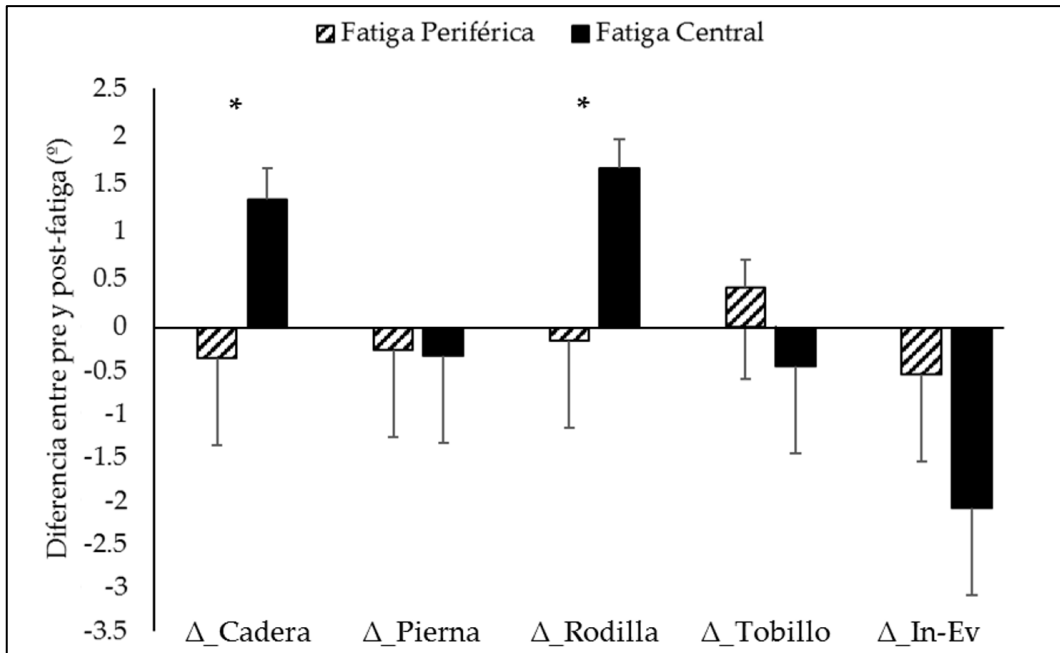


Figura 67. Resultados de la diferencia delta ( $\Delta$ ) o de medias entre la fatiga periférica y central en las variables cinemáticas angulares durante la fase de máxima flexión de rodilla. \*:  $p < 0.05$ . Elaboración propia.

5.2.1.1.3. Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de *despegue*

La Tabla 41 describe los resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba de Friedman para las variables de cinemática angular durante la fase de despegue.

Tabla 41. Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase de despegue.

Variable	Efecto	F [1, 15]	p	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
Cadera (°)	Tipo de fatiga	2.905	.109	.162	.358
	Condición (Pre vs Post)	0.628	.441	.040	.115
	Interacción	3.660	.075	.196	.433
Pierna (°)§			.010*		
Rodilla (°)	Tipo de fatiga	0.082	.778	.005	.058
	Condición (Pre vs Post)	8.631	.010*	.365	.784
	Interacción	0.531	.477	.034	.105

	Tipo de fatiga	0.474	.501	.031	.099
Tobillo (°)	Condición (Pre vs Post)	1.941	.184	.115	.257
	Interacción	1.000	.333	.062	.155
Inv-Ev (°)§			.807		

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

Durante la fase de despegue se muestran diferencias significativas en las posiciones angulares de pierna ( $p = 0.010$ ) y rodilla ( $t(15) = -2.937$ ,  $IC95\% = -1.682 / -0.268$ ,  $p = 0.010$ ) al equiparar la condición de fatiga (pre-fatiga vs post-fatiga). Así, tras la realización del protocolo de fatiga en dinamómetro isocinético se incrementó de forma significativa la flexión de rodilla ( $t(17) = -3.512$ ,  $IC95\% = -2.415 / -0.602$ ,  $ES = 0.315$ ,  $p = 0.003$ ). En cuanto a la posición de la pierna respecto a la horizontal, la inclinación hacia atrás incrementa de forma significativa tras inducir fatiga periférica ( $ES = -0.229$ ,  $p = 0.020$ ) y central ( $ES = 0.359$ ,  $p = 0.002$ ) (Figura 68).

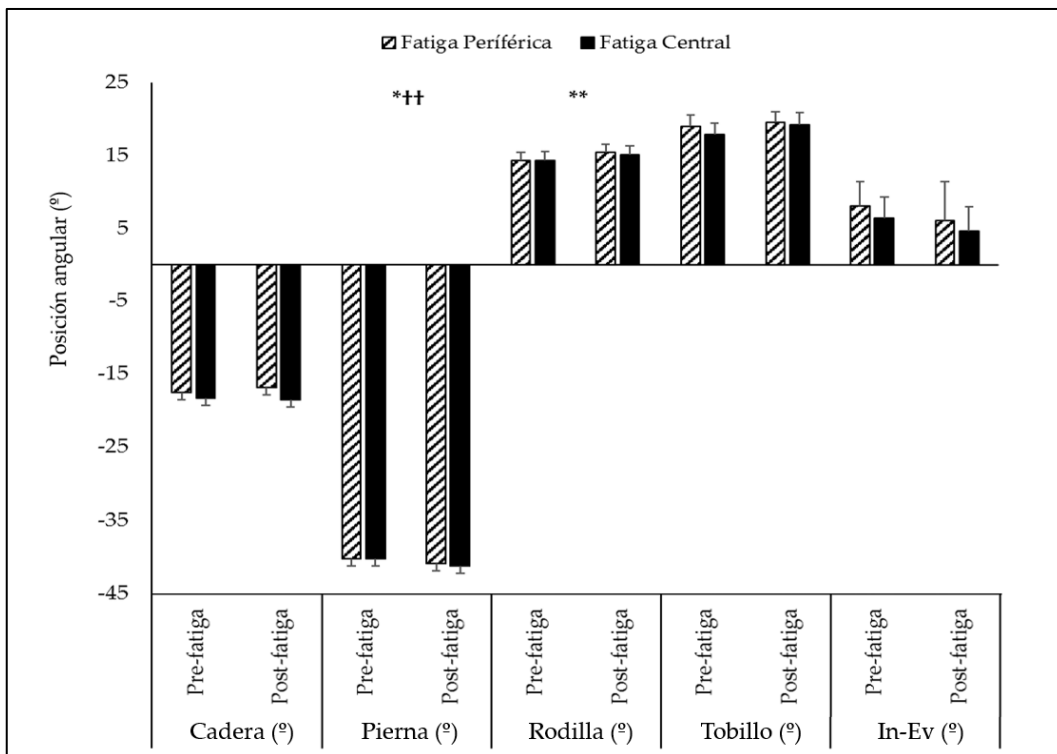


Figura 68. Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas angulares durante la fase de despegue. \*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), \*\*:

Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.01$ ), ++: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.01$ ).  
Elaboración propia.

Por último, no existen diferencias significativas en el análisis de comparación de diferencia delta o de medias entre fatiga periférica y central.

#### 5.2.1.1.4. Análisis inferencial de las variables dependientes: cinemática angular durante la fase de *máxima oscilación*

Durante la fase de máxima oscilación, ninguna de las variables cinemáticas angulares durante la carrera a pie muestra cambios significativos ni entre tipos de fatiga ni de condición (Tabla 42). Además, no existen diferencias significativas en el análisis de comparación de diferencia de medias entre tipos de fatiga.

**Tabla 42.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas angulares durante la fase de máxima oscilación.

Variable	Efecto	F [1, 15]	$p$	$\eta^2_p$	$1 - \beta$
Cadera ( <sup>o</sup> )	Tipo de fatiga	0.776	.392	.049	.131
	Condición (Pre vs Post)	0.984	.337	.062	.153
	Interacción	0.515	.484	.033	.103
Pierna ( <sup>o</sup> ) <sup>§</sup>			.807		
Rodilla ( <sup>o</sup> )	Tipo de fatiga	0.021	.885	.001	.052
	Condición (Pre vs Post)	0.021	.887	.001	.052
	Interacción	1.310	.270	.080	.189
Tobillo ( <sup>o</sup> ) <sup>§</sup>			.700		
Inv-Ev ( <sup>o</sup> )	Tipo de fatiga	0.010	.920	.001	.051
	Condición (Pre vs Post)	0.801	.385	.051	.134
	Interacción	0.244	.629	.016	.075

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado,  $1 - \beta$ : Potencia estadística.

5.2.1.2. *Análisis inferencial de las variables dependientes: parámetros espacio-temporales*

En la Tabla 43 se describen los resultados del análisis inferencial para las variables espacio-temporales durante la carrera a pie.

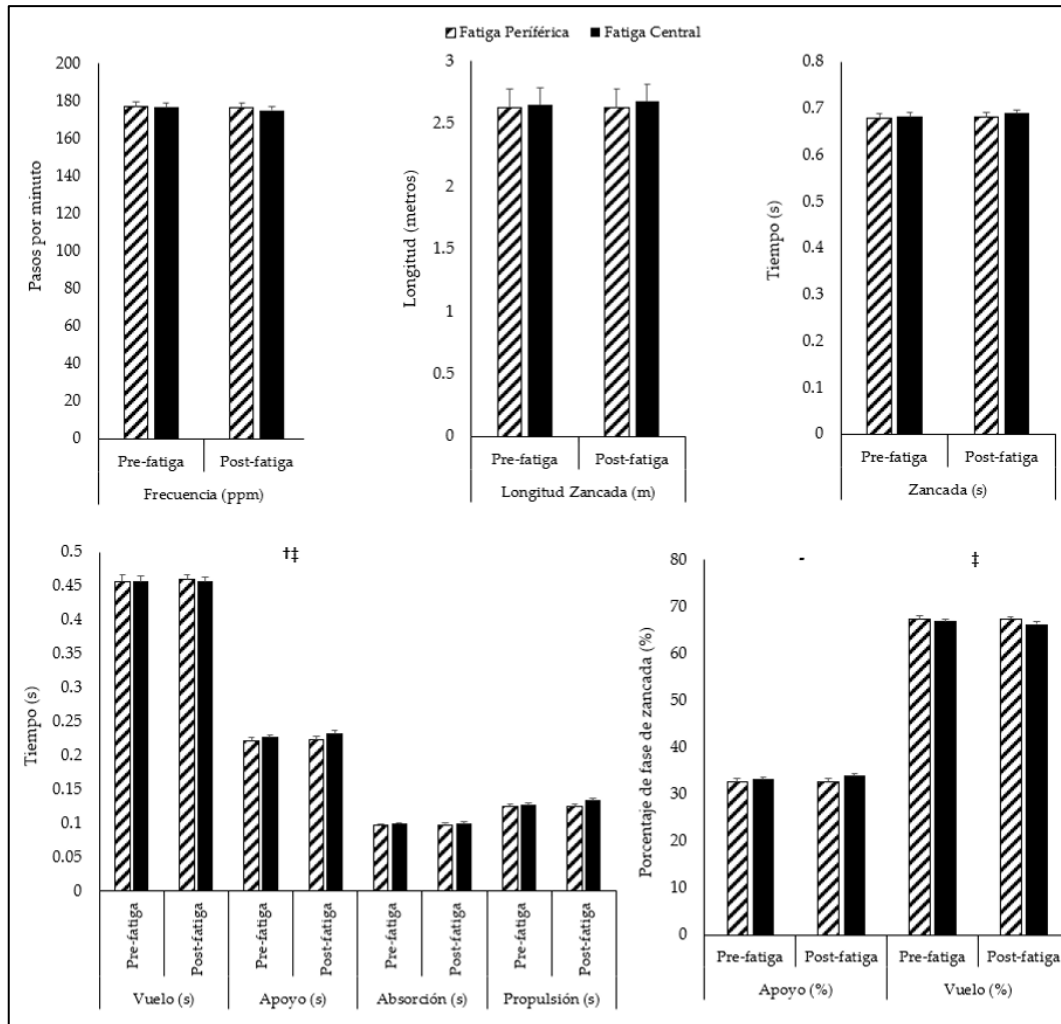
**Tabla 43.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman para las variables espacio-temporales.

Variable	Efecto	F [1, 15]	p	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
Longitud Zancada (m)	Tipo de fatiga	0.919	.353	.058	.146
	Condición (Pre vs Post)	1.047	.322	.065	.160
	Interacción	0.437	.519	.028	.096
Zancada (s)	Tipo de fatiga	0.919	.353	.058	.146
	Condición (Pre vs Post)	1.047	.322	.065	.160
	Interacción	0.437	.519	.028	.096
Frecuencia (ppm)	Tipo de fatiga	0.832	.376	.053	.137
	Condición (Pre vs Post)	1.110	.309	.069	.167
	Interacción	0.457	.509	.030	.097
Vuelo (s)	Tipo de fatiga	0.249	.625	.016	.075
	Condición (Pre vs Post)	0.009	.927	.001	.051
	Interacción	0.192	.668	.013	.070
<b>Apoyo (s)<sup>§</sup></b>			<b>0.044*</b>		
Absorción (s)	Tipo de fatiga	0.818	.380	.052	.136
	Condición (Pre vs Post)	0.226	.642	.015	.073
	Interacción	0.689	.420	.044	.122
Propulsión (s)	Tipo de fatiga	4.309	.056	.223	.493
	Condición (Pre vs Post)	4.369	.054	.226	.498
	Interacción	15.211	.001*	.503	.954
<b>Apoyo (%)</b>	<b>Tipo de fatiga</b>	<b>6.083</b>	<b>.026*</b>	<b>.238</b>	<b>.636</b>
	Condición (Pre vs Post)	2.944	.107	.164	.362
	Interacción	2.330	.148	.134	.298
<b>Vuelo (%)</b>	<b>Tipo de fatiga</b>	<b>6.083</b>	<b>.026*</b>	<b>.289</b>	<b>.636</b>
	Condición (Pre vs Post)	2.944	.107	.164	.362
	Interacción	2.330	.148	.134	.298

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

El ANOVA de medidas repetidas muestra diferencias significativas entre ambos tipos de fatiga (periférica vs central) en las variables Apoyo (%) ( $t(15) = -2.469$ ,  $IC95\% = -1.414 / -0.103$ ,  $p = 0.026$ ) y Vuelo (%) ( $t(15) = 2.469$ ,  $IC95\% = 0.103 / 1.414$ ,  $p = 0.026$ ). El porcentaje de vuelo es significativamente inferior (1.1%) en estado de post-fatiga central en comparación con los resultados post-fatiga periférica ( $t(15) = 2.444$ ,  $IC95\% = 0.140 / 2.054$ ,  $ES = -0.436$ ,  $p = 0.027$ ). Del mismo modo, a pesar de ser significativa la magnitud del cambio de Apoyo (%) en la prueba ANOVA de medidas repetidas, la prueba T de muestras relacionadas muestra únicamente una tendencia a un porcentaje de apoyo inferior tras la fatiga central que tras la fatiga periférica ( $t(15) = 2.126$ ,  $IC95\% = -0.000 / -0.311$ ,  $ES = -0.778$ ,  $p = 0.051$ ) (Figura 69).

Por otro lado, la prueba de Friedman refleja diferencias entre las condiciones en la variable Apoyo (s) ( $p = 0.044$ ). Comenzando por el tipo de condición (pre-fatiga vs post-fatiga), el tiempo de apoyo es significativamente superior tras la inducción de fatiga central ( $ES = 0.228$ ,  $p = 0.025$ ). A su vez, también fue superior en estado de post-fatiga central al equiparlo con la situación de post-fatiga periférica ( $ES = 0.384$ ,  $p = 0.039$ ) (Figura 69).



**Figura 69.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas espacio-temporales durante la carrera a pie. †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ), -: Tendencia a la significación entre la fatiga periférica y central post-fatiga, ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.

Para concluir con este apartado de variables espacio-temporales, al equiparar la diferencia de medias entre ambos tipos de fatiga, se observó el tiempo de propulsión fue significativamente superior tras la fatiga central ( $t(15) = -3.900$ ,  $IC95\% = -0.012 / -0.003$ ,  $ES = 1.106$ ,  $p = 0.001$ ).



5.2.1.3. *Análisis inferencial de las variables dependientes: variabilidad*

En la Tabla 44 y Tabla 45 se describen los resultados de las pruebas ANOVA de medidas repetidas y K para muestras relacionadas de Friedman.

**Tabla 44.** Resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas en las variables cinemáticas de variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.

Variable	Efecto	F [1, 15]	<i>p</i>	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
CV_Cadera_ABS_T	Tipo de fatiga	1.375	.259	.084	.196
	Condición (Pre vs Post)	2.344	.147	.135	.300
	Interacción	.000	.995	.000	.050
VC_Tobillo_vs_In-Ev_CC	Tipo de fatiga	2.917	.108	.163	.359
	Condición (Pre vs Post)	.372	.551	.024	.088
	Interacción	.123	.731	.008	.062
VC_Tobillo_vs_In-Ev_V	Tipo de fatiga	2.681	.122	.152	.335
	Condición (Pre vs Post)	.238	.633	.016	.074
	Interacción	.018	.894	.001	.052
VC_Tobillo_vs_In-Ev_ABS_AE	Tipo de fatiga	2.316	.149	.134	2.316
	Condición (Pre vs Post)	.704	.415	.045	.704
	Interacción	.009	.926	.001	.009
VC_Tobillo_vs_In-Ev_PROP_AE	Tipo de fatiga	2.660	.124	.151	.333
	Condición (Pre vs Post)	.007	.933	.933	.051
	Interacción	.231	.638	.638	.074

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , CC: Ciclo Completo, V: Vuelo, ABS: Absorción, PROP: Propulsión, AE: Aérea, F: Estadístico F del ANOVA,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

**Tabla 45.** Resultados de la prueba K para muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas de variabilidad de movimientos de los segmentos corporales durante la carrera a pie.

Variable	CC	AP	V	ABS_T	ABS_A	PROP_T	PROP_A
	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
CV_Cadera	.226	.440	.480	-	.700	.428	.281
CV_Pierna	.700	.248	.700	.466	.212	<b>.043*</b>	.807
CV_Rodilla	.095	.058	.480	.145	.248	<b>.009**</b>	.753
CV_Tobillo	.682	.264	.272	.299	.973	.480	.233
CV_In-Ev	.960	.358	.973	.973	.913	.233	.995
VC_Muslo_vs_Pierna	.973	.089	.913	<b>.027*</b>	.466	.064	.700
VC_Rodilla_vs_In-Ev	.466	.290	.567	<b>.036*</b>	.735	.631	.175
VC_Tobillo_vs_In-Ev	-	.655	-	<b>.049*</b>	-	.369	-
VC_Pierna_vs_In-Ev	.175	.256	.299	.358	.318	.480	.318

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , CC: Ciclo Completo, AP: Apoyo, V: Vuelo, ABS: Absorción, PROP: Propulsión, T: Terrestre, A: Aérea.

La prueba ANOVA de medidas repetidas no mostró resultados significativos en ninguna de las variables analizadas que mostraron normalidad. En cuanto a las variables que no se ajustan a dicha normalidad, la prueba K para muestras relacionadas de Friedman refleja diferencias significativas en las variables de CV\_Pierna ( $p = 0.043$ ) y CV\_Rodilla ( $p = 0.009$ ) durante la fase de propulsión terrestre y en las variables  $\Delta\_VC\_Pierna\_vs\_In-Ev$  ( $p = 0.027$ ),  $\Delta\_VC\_Rodilla\_vs\_In-Ev$  ( $p = 0.036$ ) y  $\Delta\_VC\_Tobillo\_vs\_In-Ev$  ( $p = 0.049$ ) durante la fase de absorción terrestre.

De este modo, observamos como en función de la condición (pre-fatiga vs post-fatiga) la variabilidad del muslo con respecto a la rodilla (VC\_Rodilla\_vs\_In-Ev) disminuye de forma significativa tras la fatiga localizada de cuádriceps e isquiosurales en la fase de absorción terrestre ( $ES = -0.508$ ,  $p = 0.007$ ), así como en el coeficiente de variación de la pierna (CV\_Pierna) en la fase de propulsión terrestre ( $ES = -0.930$ ,  $p = 0.030$ ).

Mientras tanto, al equiparar la fatiga periférica con la fatiga central, durante la fase de absorción terrestre se muestra una variabilidad significativamente inferior entre el muslo con respecto a la rodilla (VC\_Rodilla\_vs\_In-Ev) en estado de pre-fatiga central ( $ES = -0.504$ ,  $p = 0.022$ ) y entre el muslo con respecto al tobillo (VC\_Tobillo\_vs\_In-Ev) en estado de post-fatiga central ( $ES = -0.543$ ,  $p = 0.017$ ). De igual manera, la variabilidad de la pierna ( $ES = -0.901$ ,  $p = 0.007$ ) y la rodilla ( $ES = -0.667$ ,  $p = 0.007$ ) durante la fase de propulsión terrestre fue significativamente inferior tras la aplicación de fatiga central en comparación con la fatiga periférica (Figura 70).

En cambio, a pesar de mostrar la prueba de Friedman diferencias entre las condiciones en la variable VC\_Pierna\_vs\_In-Ev, la prueba de Wilcoxon no refleja tales diferencias.

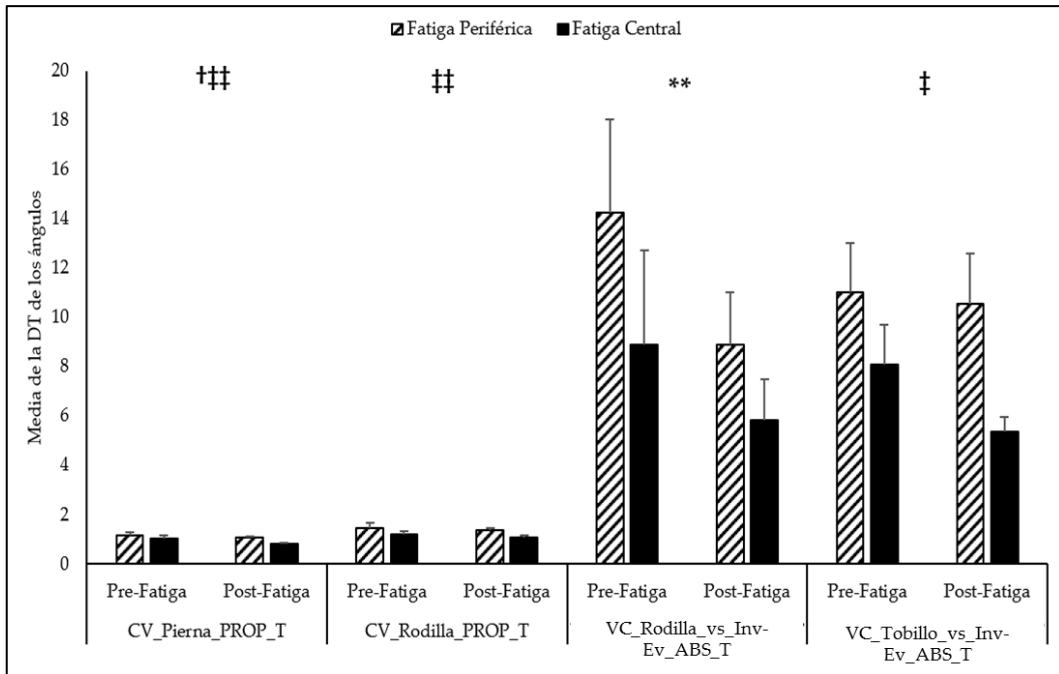


Figura 70. Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas de variabilidad o coordinación durante la carrera a pie. \*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ), †: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ), ††: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.01$ ). Elaboración propia.

Mientras que en las medidas de diferencia delta, no se han encontrado diferencias significativas en ningún segmento corporal durante las distintas fases de carrera tras aplicar la prueba T para muestras relacionadas.

5.2.1.4. Análisis inferencial de las variables dependientes: stiffness o rigidez

Los resultados del análisis inferencial en las variables de rigidez se describen en la Tabla 46.

Tabla 46. Resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas para las variables de rigidez.

Variable	Efecto	F [1, 15]	p	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
kLeg	Tipo de fatiga	5.569	.032*	.271	.598
	Condición (Pre vs Post)	3.080	.100	.170	.376
	Interacción	1.992	.179	.117	.262

	Tipo de fatiga	7.019	.018*	.319	.697
kVert	Condición (Pre vs Post)	3.139	.097	.173	.382
	Interacción	1.540	.234	.093	.213

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado,  $1 - \beta$ : Potencia estadística.

Se evidencian diferencias significativas entre ambos tipos de fatiga (periférica vs central) tanto en kLeg ( $t(15) = 2.358$ , IC95% = 0.770 / 1.516,  $p = 0.032$ ) como kVert ( $t(15) = 2.650$ , IC95% = 0.274 / 2.530,  $p = 0.018$ ). Cuando el deportista se encuentra fatigado, la rigidez tanto de la pierna (kLeg) ( $t(15) = 2.315$ , IC95% = 0.812 / 1.971, ES = -0.438,  $p = 0.035$ ) como vertical (kVert) ( $t(15) = 2.558$ , IC95% = 0.291 / 3.192, ES = -0.391,  $p = 0.022$ ) es significativamente superior cuando se aplica fatiga periférica. Asimismo, también se muestra una rigidez vertical superior en condiciones de pre-fatiga periférica al equipararse con los datos de pre-fatiga central ( $t(16) = 2.128$ , IC95% = 0.004 / 1.998, ES = -0.235,  $p = 0.049$ ) (Figura 71).

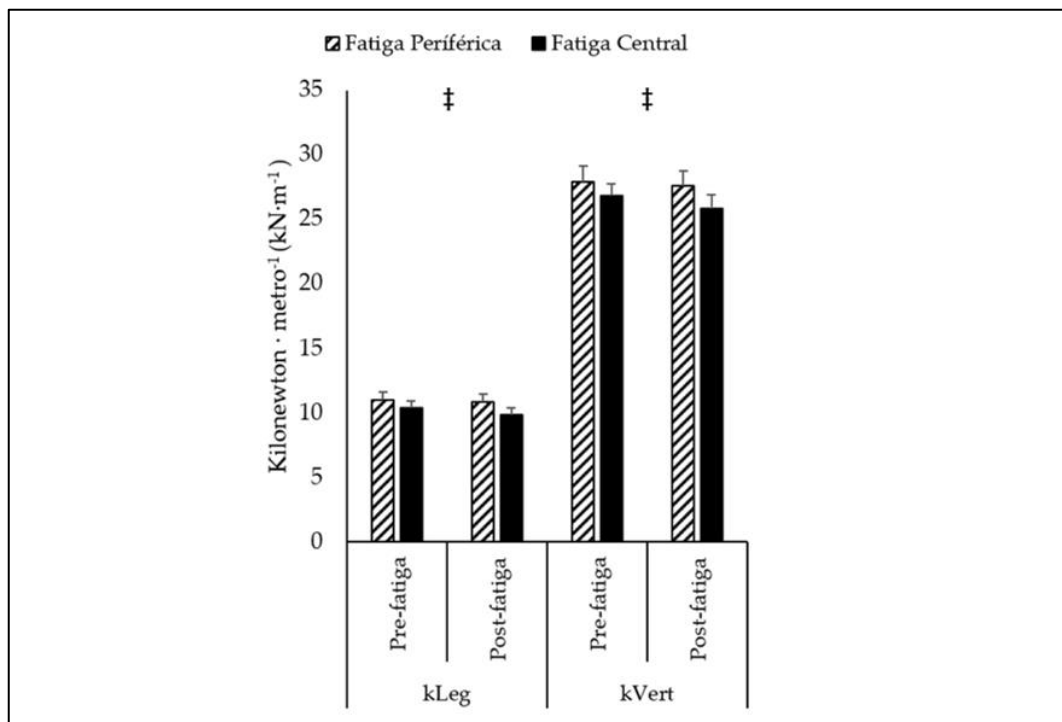


Figura 71. Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie. ‡: Diferencias entre fatiga periférica y central post-fatiga ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.

Para finalizar, no existen diferencias significativas al comparar la diferencia de medias entre la fatiga periférica y central.

#### 5.2.1.5. Análisis inferencial de las variables dependientes: impactos recibidos y atenuación

En el presente apartado, se describe el análisis inferencial de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto durante la carrera a pie, tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de las frecuencias.

##### 5.2.1.5.1. Análisis inferencial de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo

Para este grupo de variables, no se muestran diferencias significativas en los datos analizados ni en la prueba de Friedman ni en el ANOVA de medidas repetidas (Tabla 47), ni en la comparación de medias pre y post-fatiga periférica y central.

**Tabla 47.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio del tiempo.

Variable	Efecto	F [1, 15]	<i>p</i>	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
C <sub>MAX</sub> (g) <sup>§</sup>			.073		
C <sub>MIN</sub> (g) <sup>§</sup>			.913		
C <sub>RAT</sub> (g) <sup>§</sup>			.105		
T <sub>MAX</sub> (g) <sup>§</sup>			.960		
T <sub>MIN</sub> (g)	Tipo de fatiga	1.523	.236	.092	.212
	Condición (Pre vs Post)	.225	.642	.015	.073
	Interacción	1.367	.261	.084	.195
T <sub>RAT</sub> (g) <sup>§</sup>			.960		
ATEN (%)	Tipo de fatiga	.462	.507	.030	.098
	Condición (Pre vs Post)	.788	.389	.050	.132
	Interacción	1.196	.291	.074	.176

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

### 5.2.1.5.2. Análisis inferencial de las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias

La Tabla 48 muestra el resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas y de la prueba K de Friedman en este grupo de variables de impactos en el dominio de las frecuencias.

**Tabla 48.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables cinemáticas relacionadas con las características de impacto en el dominio de las frecuencias.

Variable	Efecto	F [1, 15]	p	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
C_POT <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Tipo de fatiga	1.192	.292	.074	.176
	Condición (Pre vs Post)	1.057	.320	.066	.161
	Interacción	.185	.673	.012	.069
T_POT <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.123		
C_POT <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Tipo de fatiga	1.432	.250	.087	.202
	Condición (Pre vs Post)	1.802	.199	.107	.242
	Interacción	.286	.601	.019	.079
T_POT <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.108		
C_POT <sub>MEDIANA</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.761		
T_POT <sub>MEDIANA</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Tipo de fatiga	2.143	.164	.125	.278
	Condición (Pre vs Post)	1.520	.237	.092	.211
	Interacción	.799	.386	.051	.133
C_POT <sub>BF</sub> <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Tipo de fatiga	2.058	.172	.121	.269
	Condición (Pre vs Post)	.787	.389	.050	.132
	Interacción	1.836	.195	.109	.245
T_POT <sub>BF</sub> <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.985		
C_POT <sub>BF</sub> <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Tipo de fatiga	3.601	.077	.194	.427
	Condición (Pre vs Post)	2.806	.114	.158	.348
	Interacción	1.226	.286	.076	.179
T_POT <sub>BF</sub> <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.358		
C_POT <sub>AF</sub> <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.159		
T_POT <sub>AF</sub> <sub>TOTAL</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.520		
C_POT <sub>AF</sub> <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.552		
T_POT <sub>AF</sub> <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz)	Tipo de fatiga	.776	.392	.049	.131
	Condición (Pre vs Post)	<b>10.717</b>	<b>.005**</b>	<b>.417</b>	<b>.864</b>
	Interacción	4.892	.043*	.246	.543
C_FRE <sub>MAX</sub> (Hz) <sup>§</sup>			.689		

T_FRE <sub>MAX</sub> (g <sup>2</sup> /Hz) <sup>§</sup>			.973		
C_FRE_BF <sub>MAX</sub> (Hz) <sup>§</sup>			0.200		
T_FRE_BF <sub>MAX</sub> (Hz) <sup>§</sup>			.810		
C_FRE_AF <sub>MAX</sub> (Hz) <sup>§</sup>			.995		
T_FRE_AF <sub>MAX</sub> (Hz) <sup>§</sup>			.299		
	Tipo de fatiga	.484	.497	.031	.100
ATEN1020 (Hz)	Condición (Pre vs Post)	1.895	.189	.112	.252
	Interacción	.313	.584	.020	.082
<b>ATEN_BF (dB)<sup>§</sup></b>			<b>.012*</b>		
	Tipo de fatiga	.484	.497	.031	.100
ATEN_AF (dB)	Condición (Pre vs Post)	1.895	.189	.112	.252
	Interacción	.313	.584	.020	.082

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , -: Tendencia a la significación, F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado,  $1 - \beta$ : Potencia estadística.

El análisis inferencial de las variables analizadas en el dominio de las frecuencias muestra diferencias significativas en la potencia máxima en tibia en la zona de altas frecuencias ( $p = 0.005$ ) y en la atenuación en la zona de bajas frecuencias ( $p = 0.043$ ) en función de la condición (pre-fatiga vs post-fatiga). Además, se identifica una tendencia a la significación en la potencia total de la tibia en la zona de altas frecuencias ( $p = 0.052$ ).

Cuando el deportista está fatigado de forma central, la atenuación de las bajas frecuencias (ATEN\_BF) ( $ES = -0.449$ ,  $p = 0.010$ ) y la potencia de la tibia en zona de altas frecuencias máxima (T\_POT\_AF<sub>MAX</sub>) ( $t(15) = -3.181$ ,  $IC95\% = -0.027 / -0.005$ ,  $ES = 0.595$ ,  $p = 0.006$ ) y total (T\_POT\_AF<sub>TOTAL</sub>) ( $ES = 0.488$ ,  $p = 0.007$ ) son significativamente superiores en comparación con sus valores pre-fatiga. Además, las bajas frecuencias son mejor atenuadas en condiciones de fatiga central que en condiciones de fatiga periférica ( $ES = -0.376$ ,  $p = 0.044$ ) (Figura 72).

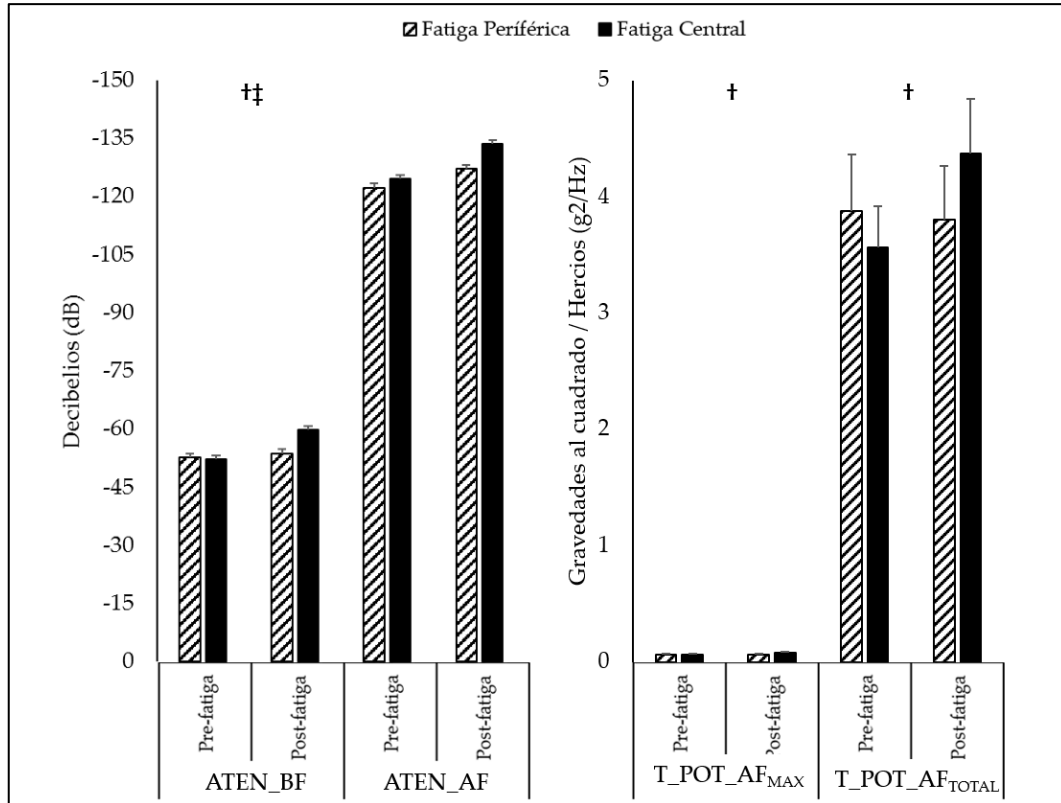


Figura 72. Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las variables cinemáticas de acelerometría en el dominio de las frecuencias durante la carrera a pie. †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.

Pasando a la comparación de medias entre pre y post-fatiga, se observa un incremento significativamente mayor en la fatiga central en la potencia máxima en tibia ( $\Delta_T\_POT_{MAX}$ ) ( $t(15) = -2.217$ ,  $IC95\% = -0.058 / -0.001$ ,  $ES = 0.813$ ,  $p = 0.042$ ) y en la potencia máxima en tibia en la zona de altas frecuencias ( $\Delta_T\_POT\_AF_{MAX}$ ) ( $t(15) = -2.212$ ,  $IC95\% = -0.031 / -0.001$ ,  $ES = 0.885$ ,  $p = 0.043$ ) y en la potencia total ( $\Delta_T\_POT\_AF_{TOTAL}$ ) ( $t(15) = -2.407$ ,  $IC95\% = -1.691 / -0.103$ ,  $ES = 0.817$ ,  $p = 0.029$ ). Además, se refleja una tendencia hacia una atenuación superior en la zona de bajas frecuencias (ATEN\_BF) ( $t(15) = 2.014$ ,  $IC95\% = -0.383 / 13.492$ ,  $ES = -0.743$ ,  $p = 0.062$ ) tras la fatiga central.



### 5.2.2. Análisis inferencial de las variables dependientes: estabilidad postural dinámica

Los resultados del análisis inferencial en este grupo de variables fueron divididos para facilitar la lectura.

#### 5.2.2.1. Análisis inferencial de las variables del test mSEBT

Los resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas y de la prueba de Friedman se reflejan en la Tabla 49.

**Tabla 49.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.

Variable	Efecto	F [1, 16]	<i>p</i>	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
	Tipo de fatiga	.279	.605	.017	.079
ANT <sub>MED</sub>	Condición (Pre vs Post)	42.897	.000**	.728	1.000
	Interacción	.142	.711	.009	.065
PL <sub>MED</sub> §			.000**		
	Tipo de fatiga	.223	.636	.014	.074
PM <sub>MED</sub>	Condición (Pre vs Post)	60.615	.000**	.791	1.000
	Interacción	.652	.431	.039	.118
	Tipo de fatiga	.389	.542	.024	.090
ANT <sub>MAX</sub>	Condición (Pre vs Post)	34.718	.000**	.685	1.000
	Interacción	.010	.920	.001	.051
	Tipo de fatiga	.628	.440	.038	.116
PL <sub>MAX</sub>	Condición (Pre vs Post)	47.030	.000**	.746	1.000
	Interacción	1.388	.256	.080	.198
PM <sub>MAX</sub> §			.000**		
$\Sigma_{MAX}$ §			.000**		
$\Sigma_{MED}$ §			.000**		

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

La prueba ANOVA de medidas repetidas refleja diferencias significativas entre la condición (pre-fatiga vs post-fatiga) en las variables ANT<sub>MED</sub> ( $t(16) = 6.548$ , IC95% = 1.989 / 3.892,  $p = 0.000$ ), PM<sub>MED</sub> ( $t(16) = 7.780$ , IC95% = 3.250 / 5.682,  $p =$

0.000),  $ANT_{MAX}$  ( $t(16) = 5.893$ ,  $IC95\% = 1.626 / 3.454$ ,  $p = 0.000$ ) y  $PL_{MAX}$  ( $t(16) = 6.855$ ,  $IC95\% = 3.353 / 6.354$ ,  $p = 0.000$ ). Además, la prueba de Friedman para variables no ajustadas a la normalidad muestra diferencias entre las condiciones en las variables  $PL_{MED}$  ( $p = 0.000$ ),  $PM_{MAX}$  ( $p = 0.000$ ),  $\Sigma_{MAX}$  ( $p = 0.000$ ) y  $\Sigma_{MED}$  ( $p = 0.000$ ).

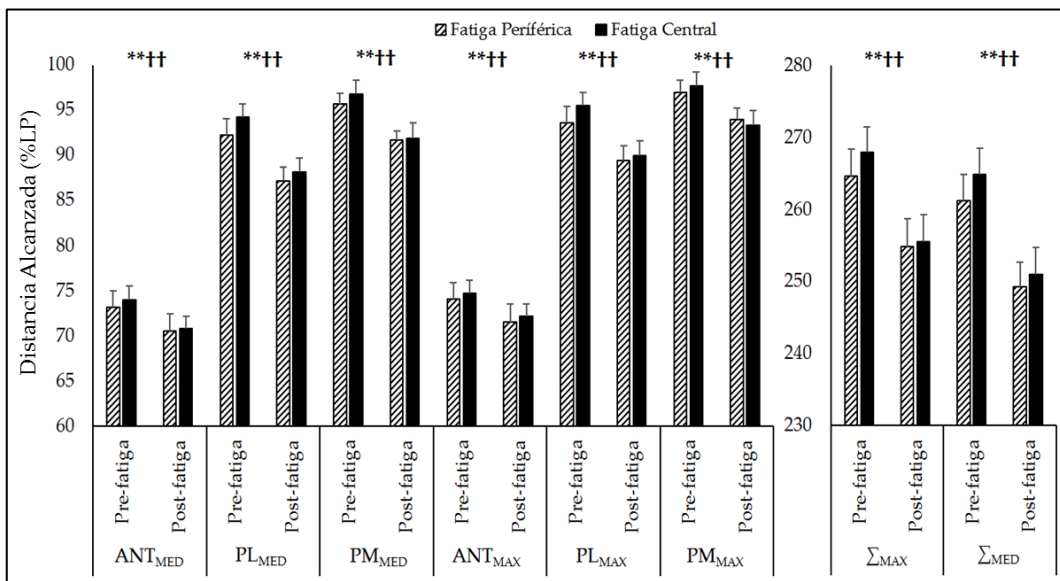
En relación con lo anterior, los resultados de las pruebas T de muestras relacionadas o prueba de Wilcoxon, muestra un descenso significativo del rendimiento de la prueba mSEBT en estado de fatiga, tanto periférica como central, en todas las variables estudiadas, describiendo estos resultados en la Tabla 50 y en la Figura 73. Por último, no se encuentran cambios significativos al equiparar las diferencias delta ( $\Delta$ ) o de medias entre la fatiga periférica y central.

**Tabla 50.** Resultados de la prueba T de muestras relacionadas o de la prueba K de dos muestras relacionadas de Wilcoxon en las variables relacionadas con la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.

Variable	Fatiga	Condición	M (%LP)	DT	IC95%		t (gl)	p	ES		
					Inferior	Superior					
$ANT_{MED}$	Periférica	Pre-Fatiga	73.1	7.3	1.381	4.155	4.211 (17)	.001**	-.369		
		Post-Fatiga	70.3	7.7							
	Central	Pre-Fatiga	74.0	6.2	1.82	4.422					
		Post-Fatiga	70.8	5.6							
$PL_{MEDS}$	Periférica	Pre-Fatiga	92.6	7.7			5.085 (16)	.000**	-.527		
		Post-Fatiga	87.5	6.2							
	Central	Pre-Fatiga	94.2	6.4							
		Post-Fatiga	88.2	6.1							
$PM_{MED}$	Periférica	Pre-Fatiga	97.0	5.4	1.476	4.639	4.078 (17)	.001**	-.600		
		Post-Fatiga	93.9	4.7							
	Central	Pre-Fatiga	97.7	6.2	2.922	5.879					
		Post-Fatiga	93.3	7.0							
$ANT_{MAX}$	Periférica	Pre-Fatiga	74.1	7.5	1.164	4.102	3.781 (17)	.001**	-.351		
		Post-Fatiga	71.4	7.8							
	Central	Pre-Fatiga	74.7	6.4	1.157	3.815					
		Post-Fatiga	72.2	5.3							
$PL_{MAX}$	Periférica	Pre-Fatiga	93.6	7.6	2.177	6.136	4.421 (17)	.000**	-.520		
		Post-Fatiga	89.8	7.1							
	Central	Pre-Fatiga	95.5	6.3	3.836	7.167					
		Post-Fatiga	95.5	6.3							

		Post-Fatiga	90.0	6.6		
PM <sub>MAX</sub> §	Periférica	Pre-Fatiga	97.0	5.3		
		Post-Fatiga	93.9	4.7	.001**	-.613
	Central	Pre-Fatiga	97.7	6.2		
		Post-Fatiga	93.3	7.0	.000**	-.666
Σ <sub>MAX</sub> §	Periférica	Pre-Fatiga	265.0	15.1		
		Post-Fatiga	255.1	15.2	.000**	-.651
	Central	Pre-Fatiga	267.9	14.8		
		Post-Fatiga	255.5	15.5	.000**	-.816
Σ <sub>MED</sub> §	Periférica	Pre-Fatiga	261.4	14.9		
		Post-Fatiga	249.6	13.8	.000**	-.824
	Central	Pre-Fatiga	264.9	14.8		
		Post-Fatiga	251.0	15.5	.000**	-.922

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , M: media, DT: Desviación Típica, t: Estadístico t, gl: Grados de libertad, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Wilcoxon, %LP: Porcentaje de la longitud de la extremidad inferior.



**Figura 73.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre el rendimiento en la prueba Modified Star Excursion Balance Test (mSEBT). %LP: Porcentaje de la Pierna, \*\*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.01$ ), ††: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.01$ ). Elaboración propia.

#### 5.2.2.2. Análisis inferencial de las variables del test DPSI.

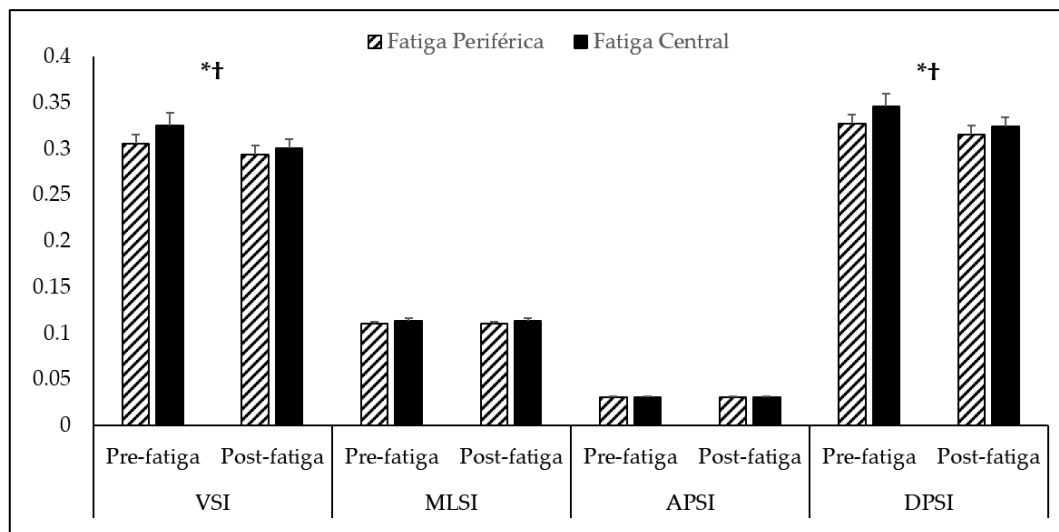
Los datos obtenidos de los resultados de la prueba ANOVA de medidas repetidas y de la prueba de Friedman se describen en la Tabla 51.

**Tabla 51.** Resultados del ANOVA de medidas repetidas o de la prueba K de muestras relacionadas de Friedman en las variables de estabilidad cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.

Variable	Efecto	F [1, 16]	p	$\eta^2_p$	1 - $\beta$
VSI	Tipo de fatiga	2.323	.147	.127	.300
	<b>Condición (Pre vs Post)</b>	<b>7.431</b>	<b>.015*</b>	<b>.317</b>	<b>.726</b>
	Interacción	1.988	.178	.111	.264
MLSI <sup>§</sup>			.662		
APSI <sup>§</sup>			.991		
DPSI	Tipo de fatiga	2.336	.146	.127	.301
	<b>Condición (Pre vs Post)</b>	<b>6.829</b>	<b>.019*</b>	<b>.299</b>	<b>.689</b>
	Interacción	1.811	.197	.102	.244

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , F: Estadístico F del ANOVA, §: Variable no ajustada a la normalidad y realizada prueba de Friedman,  $\eta^2_p$ : Eta parcial al cuadrado, 1 -  $\beta$ : Potencia estadística.

Se muestran diferencias significativas entre la condición (pre y post-fatiga) en las variables VSI ( $t(16) = 2.571$ , IC95% = 0.004 / 0.032,  $p = 0.007$ ) y DPSI ( $t(16) = 2.833$ , IC95% = 0.003 / 0.031,  $p = 0.019$ ). Cuando los corredores se encuentran fatigados, el Índice de Estabilidad Vertical (VSI) y el Índice de Estabilidad Postural Dinámica (DPSI) mejora tanto con la presencia de fatiga periférica (**VSI**:  $t(17) = 2.217$ , IC95% = 0.001 / 0.235, ES = -0.300,  $p = 0.041$ ; **DPSI**:  $t(17) = 2.267$ , IC95% = 0.001 / 0.023, ES = -0.304,  $p = 0.037$ ) como central (**VSI**:  $t(16) = 2.497$ , IC95% = 0.004 / 0.449, ES = -0.492,  $p = 0.024$ ; **DPSI**:  $t(16) = 2.360$ , IC95% = 0.002 / 0.043, ES = -0.471,  $p = 0.031$ ) (Figura 74).



**Figura 74.** Resultados de los efectos de la fatiga central y periférica sobre el rendimiento en la prueba *Dynamic Postural Stability Index* (DPSI). \*: Diferencias pre y post-fatiga periférica ( $p < 0.05$ ), †: Diferencias pre y post-fatiga central ( $p < 0.05$ ). Elaboración propia.

En cambio, no existen diferencias significativas al comparar la diferencia de medias entre la fatiga periférica y central en ninguna de las variables analizadas.

### 5.3. ANÁLISIS CORRELACIONAL

El análisis correlacional lineal simple se realizó con el objetivo de describir qué factores de investigación analizados podrían tener una influencia en los cambios de las variables estudiadas en presencia de fatiga. Por ello, las variables dependientes incluidas en el análisis únicamente fueron las que anteriormente resultaron ser significativas.

#### 5.3.1. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables dependientes analizadas

Se destaca que la descripción del análisis se realizó por partes para facilitar su comprensión.

5.3.1.1. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de cinemática angular*

Comenzando por las variables cinemáticas angulares en la condición de post-fatiga central, mostramos los resultados del análisis correlacional en la Tabla 52.

**Tabla 52.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas angulares durante la carrera a pie post-fatiga central.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
Masa	Pierna_DESP	.637	.008**	40.6	Moderada
VAM/VO <sub>2</sub> max	Rodilla_DESP	-.535	.033*	28.6	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	Tobillo_CI	.542	.030*	29.4	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	Rodilla_MFR	-.566	.022*	32.0	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	Rodilla_DESP	-.626	.010**	39.2	Moderada
R_AG/AN (%)	Tobillo_CI	.609	.012*	37.1	Moderada
R_AG/AN (%)	Rodilla_MFR	-.756	.001**	57.2	Alta
R_AG/AN (%)	Rodilla_DESP	-.634	.008**	40.2	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Se describe una relación positiva y moderada entre la masa del participante y la posición angular de la pierna durante el despegue (Pierna\_DESP), así como una relación moderada e inversa entre la posición angular de la rodilla durante el despegue (Rodilla\_DESP) y el rendimiento cardiorrespiratorio, ya sea la VAM o VO<sub>2</sub>max. Igualmente, el pico par concéntrico de fuerza normalizado al peso corporal en el movimiento de flexión (PPCF-PC) y la variable de fuerza razón agonista-antagonista (R\_AG/AN) se relacionan de forma positiva con la posición angular del tobillo durante el contacto inicial (Tobillo\_CI) y de forma negativa con la posición angular de la rodilla durante la fase de máxima flexión de rodilla (Rodilla\_MFR) y despegue (Rodilla\_DESP).

5.3.1.2. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de parámetros espacio-temporales*

La Tabla 53 describe la relación entre las variables espacio-temporales y las variables antropométricas, de extensibilidad y de la fuerza isocinética concéntrica.

**Tabla 53.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes espacio-temporales durante la carrera a pie post-fatiga central.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
R_AG/AN (%)	Apoyo_(s)	-.641	.007**	41.1	Moderada
R_AG/AN (%)	%_Apoyo	-.605	.013*	36.6	Moderada
R_AG/AN (%)	%_Vuelo	.605	.013*	36.6	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Se observó una relación negativa y moderada entre la razón agonista-antagonista (R\_AG/AN) y el tiempo de apoyo (Apoyo\_(s)) y el porcentaje de apoyo (%\_Apoyo), mientras lo hace de forma positiva con el porcentaje de vuelo (%\_Vuelo).

5.3.1.3. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de rigidez o stiffness*

En la Tabla 54 se describe la relación entre las variables de rigidez y las variables antropométricas, de extensibilidad y de la fuerza isocinética concéntrica.

**Tabla 54.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie post-fatiga central.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
Masa	kLeg	.586	.017*	34.3	Moderada
Masa	kVert	.577	.019*	33.3	Moderada
R_AG/AN (%)	kLeg	.653	.006**	42.6	Moderada
R_AG/AN (%)	kVert	.596	.015*	35.5	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Así, tanto la masa del participante como la razón agonista-antagonista ( $R_{AG/AN}$ ) correlacionan de forma moderada y positiva con la rigidez de la pierna ( $k_{Leg}$ ) y con la rigidez vertical ( $k_{Vert}$ ).

#### 5.3.1.4. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de impactos recibidos y atenuación

La relación entre los factores de investigación y las variables de impactos recibidos se muestra en la Tabla 55.

**Tabla 55.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas de impactos en el dominio de las frecuencias durante la carrera a pie post-fatiga central.

<b>Factor</b>	<b>Variable</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>%VE</b>	<b>Intensidad</b>
ROM <sub>ISQ</sub>	T_POT_AF <sub>MAX</sub>	-.565	.018*	31.9	Moderada
ROM <sub>ISQ</sub>	T_POT_AF <sub>TOTAL</sub>	-.711	.001**	50.6	Alta
ROM <sub>SO</sub>	T_POT_AF <sub>MAX</sub>	-.584	.014*	34.1	Moderada
ROM <sub>SO</sub>	T_POT_AF <sub>TOTAL</sub>	-.548	.023*	30.0	Moderada
TPPCE (ms)	T_POT_AF <sub>MAX</sub>	.586	.013*	34.3	Moderada
TPPCE (ms)	T_POT_AF <sub>TOTAL</sub>	.536	.027*	28.7	Moderada
TPPCF (ms)	ATEN_BF	.527	.030*	27.8	Moderada
APPCE (°)	T_POT_AF <sub>MAX</sub>	-.646	.005**	41.7	Moderada
APPCE (°)	T_POT_AF <sub>TOTAL</sub>	-.584	.014*	34.1	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Por lo que se refiere a las variables relacionadas con los impactos en el dominio de las frecuencias, vemos como la potencia total de la tibia en la zona de altas frecuencias (T\_POT\_AF<sub>TOTAL</sub>) se relaciona negativamente con el ROM isquiosural (ROM<sub>ISQ</sub>) con una intensidad de la relación alta, con un porcentaje de variabilidad explicada del 50.6%, mientras la potencia máxima de tibia en la zona de altas frecuencias (T\_POT\_AF<sub>MAX</sub>) correlaciona de forma negativa y moderada con dicho ROM isquiosural. Del mismo modo, éstas dos variables de potencia en tibia se relacionan negativamente y de forma moderada con el ROM del sóleo (ROM<sub>SO</sub>) y con el tiempo requerido para alcanzar el pico del par concéntrico en el



movimiento de extensión (TPPCE) de forma positiva, y de forma negativa con el ángulo al que se logra el pico del par en extensión (APPCE).

Por otro lado, el tiempo requerido para conseguir el pico par en flexión (TPPCF) tiene una relación positiva con la atenuación de las bajas frecuencias (ATEN\_BF).

#### 5.3.1.5. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de variabilidad

El análisis correlacional realizado entre este grupo de variables y los factores de investigación se describe en la Tabla 56.

**Tabla 56.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de variabilidad durante la carrera a pie post-fatiga central.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
TPPCE (ms)	CV_Pierna_PROP_T	.540	.046*	29.2	Moderada
APPCE (°)	CV_Pierna_PROP_T	-.476	.046*	22.7	Moderada
ROM <sub>so</sub>	VC_Rodilla_vs_In-Ev_ABS_T	.522	.038*	27.3	Moderada

\*  $p < 0.05$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

En relación con las variables de variabilidad, se aprecia una relación moderada entre el coeficiente de variación de la pierna durante la fase de propulsión terrestre (CV\_Pierna\_PROP\_T) y el tiempo requerido para producir el pico par concéntrico en extensión (TPPCE) y el ángulo para conseguir dicho pico par (APPCE), de forma positiva y negativa respectivamente. Del mismo modo, la variable de *vector coding* del muslo con respecto a la rodilla en la fase de absorción terrestre (VC\_Rodilla\_vs\_In-Ev\_ABS\_T) refleja una interacción positiva moderada con el ROM del sóleo.

5.3.1.6. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de estabilidad*

Este apartado es segmentado en el análisis de las variables cinemáticas que ofrece el test mSEBT y de las variables dinámicas que proporciona la prueba DPSI.

5.3.1.6.1. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de estabilidad del mSEBT*

La Tabla 57 refleja los datos obtenidos del análisis correlacional de las variables de estabilidad proporcionadas por el test mSEBT y los factores de investigación.

**Tabla 57.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga central cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
Masa	PL <sub>MED</sub>	-.831	.000**	69.1	Alta
Masa	PM <sub>MED</sub>	-.826	.000**	68.2	Alta
Masa	PL <sub>MAX</sub>	-.868	.000**	75.3	Alta
Masa	PM <sub>MAX</sub>	-.815	.000**	66.4	Alta
Masa	Σ <sub>MAX</sub>	-.772	.000**	59.6	Alta
Masa	Σ <sub>MED</sub>	-.755	.000**	57.0	Alta
TPPCE (ms)	PL <sub>MAX</sub>	.517	.034*	26.7	Moderada
TPPCE (ms)	Σ <sub>MAX</sub>	.534	.027*	28.5	Moderada
TPPCE (ms)	Σ <sub>MED</sub>	.522	.032*	27.3	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Se observa una relación negativa y de alta intensidad entre la masa de los deportistas y el alcance promedio y máximo en las direcciones posterolateral (PL<sub>MED</sub> y PL<sub>MAX</sub>) y posteromedial (PM<sub>MED</sub> y PM<sub>MAX</sub>), así como en el conjunto de las tres direcciones (Σ<sub>MED</sub> y Σ<sub>MAX</sub>). También, se refleja una relación positiva y moderada entre el tiempo necesario para producir el pico par concéntrico en extensión

(TPPCE) y el alcance máximo posterolateral ( $PL_{MAX}$ ) y máximo y promedio del conjunto de las tres direcciones ( $\Sigma_{MED}$  y  $\Sigma_{MAX}$ ).

#### 5.3.1.6.2. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de estabilidad del test DPSI

La Tabla 58 refleja el análisis de los factores de investigación en comparación con las variables de estabilidad dinámicas ofrecidas por el test DPSI.

**Tabla 58.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga central cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
TPPCE (ms)	VSI	.533	.027*	28.4	Moderada
TPPCE (ms)	DPSI	.544	.024*	29.6	Moderada
APPCE (°)	VSI	-.499	.041*	24.9	Moderada
APPCE (°)	DPSI	-.509	.037*	25.9	Moderada

\*  $p < 0.05$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Las variables de aterrizaje unilateral VSI y DPSI guardan una relación moderada con el tiempo necesario para alcanzar el pico par en extensión (TPPCE) y con el ángulo al que se consigue dicho pico par (APPCE), de forma positiva y negativa respectivamente.

#### 5.3.1.7. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga central en las variables de diferencias delta o de medias

Por último, en este análisis correlacional de los efectos de fatiga central, se muestran los resultados del análisis de la relación entre los factores de investigación y las variables de diferencia delta en la Tabla 59.

**Tabla 59.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de diferencias delta o diferencia de medias pre y post-fatiga central.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
CMJ	$\Delta$ _Cadera_CI	-.513	.042*	26.3	Moderada
CMJ	$\Delta$ _Rodilla_CI	-.624	.010**	38.9	Moderada
ROM <sub>CD</sub>	$\Delta$ _PROP	-.587	.017*	34.5	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	$\Delta$ _Cadera_CI	-.565	.023*	31.9	Moderada
TPPCF (ms)	$\Delta$ _T_POT_AF <sub>MAX</sub>	.767	.000**	58.8	Alta
TPPCF (ms)	$\Delta$ _T_POT_AF <sub>TOTAL</sub>	.486	.048*	23.6	Moderada
APPCF (°)	$\Delta$ _T_POT_AF <sub>MAX</sub>	.713	.001**	50.8	Alta

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

En las variables de diferencias delta ( $\Delta$ ), la diferencia pre y post-fatiga de la posición angular de cadera y de la rodilla en el contacto inicial ( $\Delta$ \_Cadera\_CI y  $\Delta$ \_Rodilla\_CI) se relaciona de manera moderada y negativa con la altura conseguida en el salto CMJ, además de mostrar este comportamiento entre dicha posición de cadera y el pico del par concéntrico en movimiento de flexión normalizado al peso corporal (PPCF-PC).

Por otra parte, el tiempo requerido para lograr el pico par en el movimiento de flexión (TPPCF) se relaciona de forma positiva y alta con la delta de la potencia máxima en tibia en la zona de altas frecuencias ( $\Delta$ \_T\_POT\_AF<sub>MAX</sub>) y moderada y positivamente con la potencia total en esta misma zona de frecuencias ( $\Delta$ \_T\_POT\_AF<sub>TOTAL</sub>), mientras el ángulo al que se obtiene el pico par en flexión (APPCF) guarda una relación alta y positiva con la delta de la potencia máxima en tibia en la zona de altas frecuencias ( $\Delta$ \_T\_POT\_AF<sub>MAX</sub>).

### 5.3.2. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables dependientes analizadas

Al igual que en el análisis de los efectos de la fatiga central, en este apartado de análisis correlacional de la influencia de los factores de investigación sobre los efectos de la fatiga periférica, los resultados son divididos para su mejor comprensión.

5.3.2.1. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de cinemática angular*

En primer lugar, se describen en la Tabla 60 los resultados obtenidos del análisis correlacional en estas variables de cinemática angular.

**Tabla 60.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas angulares durante la carrera a pie post-fatiga periférica.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
Masa	Pierna_DESP	.693	.001**	48.0	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	Tobillo_CI	.61	.007**	37.2	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	Rodilla_MFR	-.508	.031*	25.8	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	Rodilla_DESP	-.673	.002**	45.3	Moderada
R_AG/AN (%)	Tobillo_CI	.485	.041*	23.5	Moderada
R_AG/AN (%)	Rodilla_MFR	-.637	.004**	40.6	Moderada
R_AG/AN (%)	Rodilla_DESP	-.612	.007**	37.5	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Los resultados del análisis correlacional de Pearson en las variables cinemáticas angulares reflejan una relación positiva y moderada entre la masa de los participantes y la posición angular de la pierna con respecto a la horizontal durante la fase de despegue (Pierna\_DESP), y una relación moderada entre la posición angular del tobillo durante el contacto inicial (Tobillo\_CI) y las posiciones angulares de la rodilla durante la fase de máxima flexión de rodilla (MFR) y durante el despegue (Rodilla\_DESP) con las variables de fuerza isocinética de pico del par concéntrico en flexión normalizado al peso (PPCF-PC) y razón agonista-antagonista (R\_AG/AN), siendo relaciones positivas en la primera variable y negativas en las dos restantes.

5.3.2.2. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de rigidez o stiffness*

En cuanto a las variables relacionadas con la rigidez, se muestran relaciones moderadas entre la masa de los participantes y las variables de rigidez de la pierna (kLeg) y rigidez vertical (kVert) (Tabla 61).

**Tabla 61.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes cinemáticas de rigidez durante la carrera a pie post-fatiga periférica.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
Masa	kLeg	.502	.034*	25.2	Moderada
Masa	kVert	.522	.026*	27.3	Moderada

\*  $p < 0.05$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

5.3.2.3. *Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de variabilidad*

Los resultados del análisis de la relación entre las variabilidad durante la carrera a pie y los factores de investigación son mostrados en la Tabla 62.

**Tabla 62.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de variabilidad durante la carrera a pie post-fatiga periférica.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
ROM <sub>CD</sub>	CV_Rodilla_PROP_T	-.504	.033*	25.4	Moderada
PPCE-PC (Nm/PC)	CV_Rodilla_PROP_T	.581	.012*	33.8	Moderada
TPPCE (ms)	CV_Rodilla_PROP_T	.649	.004**	42.1	Moderada
APPCE (°)	CV_Rodilla_PROP_T	-.644	.004**	41.5	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

La variabilidad de los movimientos angulares de la rodilla durante la fase de propulsión terrestre (CV\_Rodilla\_PROP\_T) presenta una relación negativa con el ROM del cuádriceps (ROM<sub>CD</sub>) y con el ángulo al que se logra el pico del par en el

movimiento de extensión (APPCE), y una relación positiva con el pico del par concéntrico en extensión normalizado al peso corporal (PPCE-PC) y con el tiempo necesario para alcanzar este pico par en extensión (TPPCE).

#### 5.3.2.4. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de estabilidad

Este apartado fue dividido en el análisis de las variables cinemáticas que ofrece el test mSEBT y de las variables dinámicas que proporciona la prueba DPSI.

##### 5.3.2.4.1. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de estabilidad del mSEBT

La Tabla 63 refleja los datos obtenidos de la relación entre la prueba *Modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT) y los factores de investigación.

**Tabla 63.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga periférica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
Masa	PL <sub>MED</sub>	-.496	.036*	24.6	Moderada
Masa	PM <sub>MED</sub>	-.480	.044*	23.0	Moderada
TPPCF (ms)	ANT <sub>MED</sub>	.487	.041*	23.7	Moderada
TPPCF (ms)	ANT <sub>MAX</sub>	.492	.038*	24.2	Moderada
APPCE (°)	ANT <sub>MED</sub>	.488	.040*	23.8	Moderada
APPCE (°)	ANT <sub>MAX</sub>	.500	.035*	25.0	Moderada

\*  $p < 0.05$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Se observaron relaciones moderadas entre la masa de los deportistas y el promedio de alcance de las direcciones posteromedial (PM<sub>MED</sub>) y posterolateral (PL<sub>MED</sub>) y entre el promedio y el máximo de alcance de la dirección anterior (ANT<sub>MED</sub> y ANT<sub>MAX</sub>) y el tiempo requerido para alcanzar el pico par concéntrico en

movimiento de flexión de pierna (TPPCF) y el ángulo al que se logra dicho pico en movimiento de extensión (APPCE).

#### 5.3.2.4.2. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de estabilidad del test DPSI

Con respecto a las variables estabilidad de la prueba de aterrizaje unilateral, los resultados de correlación se explican en la Tabla 64, donde se muestran relaciones moderadas entre el rango de movimiento del cuádriceps ( $ROM_{CD}$ ) y del sóleo ( $ROM_{SO}$ ) y las variables VSI y DPSI.

**Tabla 64.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de estabilidad post-fatiga periférica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.

Factor	Variable	$r$	$p$	%VE	Intensidad
$ROM_{CD}$	VSI	-.474	.047*	22.5	Moderada
$ROM_{CD}$	DPSI	-.491	.039*	24.1	Moderada
$ROM_{SO}$	VSI	-.540	.021*	29.2	Moderada
$ROM_{SO}$	DPSI	-.544	.020*	29.6	Moderada

\*  $p < 0.05$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

#### 5.3.2.5. Análisis correlacional de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga periférica en las variables de diferencias delta o de medias

Por último, los datos sobre el análisis de correlaciones de las diferencias delta con los factores de investigación se vislumbran en la Tabla 65.



**Tabla 65.** Resultados del análisis correlacional entre los factores de investigación y las variables dependientes de diferencias delta o diferencia de medias pre y post-fatiga periférica.

Factor	Variable	<i>r</i>	<i>p</i>	%VE	Intensidad
PPCE-PC (Nm/PC)	$\Delta\_PROP$	.682	.002**	46.5	Moderada
PPCF-PC (Nm/PC)	$\Delta\_PROP$	.552	.018*	30.5	Moderada
APPCE (°)	$\Delta\_PROP$	-.502	.034*	25.2	Moderada
APPCE (°)	$\Delta\_Rodilla\_CI$	.517	.028*	26.7	Moderada
APPCE (°)	$\Delta\_T\_POT_{TOTAL}$	.488	.047*	23.8	Moderada

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , %VE: Porcentaje de Variabilidad Explicada.

Al analizar los factores de investigación estudiados con las diferencias delta ( $\Delta$ ) de las variables dependientes post-fatiga periférica, vemos como la diferencia pre y post-fatiga en el tiempo de propulsión ( $\Delta\_PROP$ ) se encuentra positivamente relacionada de forma moderada con los niveles de pico par concéntrico normalizado al peso corporal en el movimiento de extensión (PPCE-PC) y flexión (PPCF-PC), e inversamente relacionada con el ángulo al que se produce el pico par en extensión (APPCE). Además, este ángulo de pico par en extensión se relaciona de manera positiva con la diferencia delta de la posición angular de rodilla durante el contacto inicial ( $\Delta\_Rodilla\_CI$ ) y con la diferencia de la variable de impactos en el dominio de las frecuencias de potencia total en tibia ( $\Delta\_T\_POT_{TOTAL}$ ).

#### 5.4. RESUMEN DE RESULTADOS

Debido a la extensión de los resultados, creemos importante exponer de forma breve los hallazgos más relevantes para afrontar el apartado de discusión con las ideas más afianzadas.

##### 5.4.1. Resumen de resultados de los efectos de fatiga en la carrera a pie

En primer lugar, se describe el resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie. Así, la Tabla 66 muestra los resultados obtenidos durante la fase de **contacto inicial**.

**Tabla 66.** Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie en la fase de contacto inicial.

Cambios en la carrera a pie durante la fase de <b>Contacto Inicial</b>			
<b>Post-Fatiga Central</b>	<b>Post-Fatiga Periférica</b>	<b>Post-Fatiga Central vs Periférica</b>	<b>Diferencias delta (<math>\Delta</math>)</b>
↑ Atenuación de bajas frecuencias.	↑ Flexión plantar / ↓ Dorsiflexión.	> Atenuación de las bajas frecuencias con FC.	>↑ Flexión de cadera con FC.
↑ Potencia máxima en tibia en la zona de altas frecuencias.	-	< Rigidez de la pierna con FC.	>↑ Flexión de rodilla con FC.
↑ Potencia total en tibia en la zona de altas frecuencias.	-	< Rigidez vertical con FC.	>↑ Potencia máxima en tibia con FC.
-	-	> Dorsiflexión de tobillo con FC.	>↑ Potencia máxima en tibia en la zona de altas frecuencias con FC.
-	-	-	>↑ Potencia total en tibia en la zona de altas frecuencias con FC.

↑: Incremento, >: Mayor, <: Menor, FC: Fatiga Central, FP: Fatiga Periférica.

A continuación, se muestra el resumen de resultados de la fase de **máxima flexión de rodilla** en la Tabla 67.

**Tabla 67.** Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie en la fase de máxima flexión de rodilla.

Carrera a pie durante la fase de <b>Máxima Flexión de Rodilla</b>			
<b>Post-Fatiga Central</b>	<b>Post-Fatiga Periférica</b>	<b>Post-Fatiga Central vs Periférica</b>	<b>Diferencias delta (<math>\Delta</math>)</b>
↑ Flexión de rodilla.	↓ Variabilidad en la coordinación del muslo con respecto a la pierna.	< Variabilidad en la coordinación del tobillo con respecto a la inversión-eversión del pie con FC.	>↑ Flexión de cadera con FC.
-	-	> Dorsiflexión de tobillo con FC.	>↑ Flexión de Rodilla con FC.

↑: Incremento, >: Mayor, <: Menor, FC: Fatiga Central, FP: Fatiga Periférica.

En cuanto a la **fase de despegue**, sus cambios son expuestos en la Tabla 68.

**Tabla 68.** Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie en la fase de máxima flexión de rodilla.

Carrera a pie durante la fase de <b>Despegue</b>			
Post-Fatiga Central	Post-Fatiga Periférica	Post-Fatiga Central vs Periférica	Diferencias delta ( $\Delta$ )
↓ Coeficiente de variación de la pierna.	↑ Flexión de rodilla.	< Coeficiente de variación de la pierna con FC.	-
↑ Inclinación anterior de la pierna.	↑ Inclinación anterior de la pierna.	-	-

↑: Incremento, >: Mayor, <: Menor, FC: Fatiga Central, FP: Fatiga Periférica.

Cabe puntualizar que en la fase de **máxima oscilación** no se han mostrado diferencias. Pero sí en las variables que comprenden todo el **ciclo de zancada** (Tabla 69).

**Tabla 69.** Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la carrera a pie durante el ciclo completo de carrera.

Carrera a pie durante el <b>Ciclo Completo</b>			
Post-Fatiga Central	Post-Fatiga Periférica	Post-Fatiga Central vs Periférica	Diferencias delta ( $\Delta$ )
↑ Tiempo de apoyo.	-	> Tiempo de apoyo con FC.	>↑ Tiempo de propulsión con FC.
-	-	> Porcentaje de vuelo con FP.	-

↑: Incremento, >: Mayor, <: Menor, FC: Fatiga Central, FP: Fatiga Periférica.

### 5.4.2. Resumen de resultados de los efectos de fatiga en la estabilidad postural dinámica

Comenzando con las variables calculadas durante el test mSEBT, se muestran sus resultados en la Tabla 70.

**Tabla 70.** Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el mSEBT.

Modified Star Excursion Balance Test (mSEBT)			
Post-Fatiga Central	Post-Fatiga Periférica	Post-Fatiga Central vs Periférica	Diferencias delta ( $\Delta$ )
↓ ANT <sub>MED</sub>	↓ ANT <sub>MED</sub>	-	-
↓ PL <sub>MED</sub>	↓ PL <sub>MED</sub>	-	-
↓ PL <sub>MED</sub>	↓ PL <sub>MED</sub>	-	-
↓ ANT <sub>MAX</sub>	↓ ANT <sub>MAX</sub>	-	-
↓ PL <sub>MAX</sub>	↓ PL <sub>MAX</sub>	-	-
↓ PM <sub>MAX</sub>	↓ PM <sub>MAX</sub>	-	-
↓ $\Sigma$ <sub>MED</sub>	↓ $\Sigma$ <sub>MED</sub>	-	-
↓ $\Sigma$ <sub>MAX</sub>	↓ $\Sigma$ <sub>MAX</sub>	-	-

↓: Descenso, ANT: Anterior, PL: Posterolateral, PM: Posteromedial,  $\Sigma$ : Sumatorio de las tres direcciones, MED: Media, MAX: Máxima.

En cuanto a la prueba DPSI, sus datos son reflejados en la Tabla 71.

**Tabla 71.** Resumen de resultados de los efectos de la fatiga sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI.

Dynamic Postural Stability Index (DPSI)			
Post-Fatiga Central	Post-Fatiga Periférica	Post-Fatiga Central vs Periférica	Diferencias delta ( $\Delta$ )
↓ VSI	↓ VSI	-	-
↓ DPSI	↓ DPSI	-	-

↓: Descenso. VSI: Índice de Estabilidad Vertical, DPSI: Índice de Estabilidad Postural Dinámica.

### 5.4.3. Resumen de resultados de la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga

En este subapartado se describen los resultados del análisis correlacional entre la influencia de las variables antropométricas, extensibilidad y la fuerza isocinética concéntrica sobre los efectos de la fatiga más interesante o relevantes:

1. Los atletas con mayores valores de **fuerza isocinética** obtenidos con la articulación más extendida (musculatura más elongada) han demostrado una relación inversa con los efectos de la fatiga, es decir, con menores cambios asociados a aparición de la fatiga en determinados parámetros biomecánicos.
2. Un **acortamiento** o un **rango de movimiento inferior** en la musculatura isquiosural y del sóleo se relacionan con **mayores magnitudes de potencia en tibia** en el análisis de los impactos en el dominio de las frecuencias y con un **descenso de la estabilidad** en las tareas de aterrizaje a una pierna.
3. Una **fuerza del cuádriceps disminuida** y en **rango con la musculatura elongada** **disminuye la variabilidad en la coordinación de la rodilla** durante la propulsión con fatiga periférica y **de la pierna** con fatiga central. Además **déficits en el rango de movimiento del sóleo disminuye la variabilidad** de los movimientos de **rodilla con respecto a la inversión-eversión del tobillo** durante la absorción.



## **VI – DISCUSIÓN**





## VI - DISCUSIÓN

Los objetivos principales de nuestra investigación fueron comparar los efectos de la fatiga periférica y central sobre la respuesta biomecánica en la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica. Por ello, la discusión fue dividida en apartados para facilitar un mejor entendimiento, donde se discuten los efectos de la fatiga central, de la fatiga periférica y la comparación entre ambas en cada grupo de variables analizadas.

### 6.1. EFECTOS DE LA FATIGA SOBRE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS ANALIZADAS DURANTE CARRERA A PIE

En este apartado de la discusión, se describe de forma segmentada los efectos de la fatiga sobre las distintas variables cinemáticas analizadas en el presente estudio como son los patrones de movimiento angular, parámetros espacio-temporales, características de rigidez, coordinación intersegmentaria y características de impactos durante la carrera a pie.

#### **6.1.1. Efectos de la fatiga sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie**

Con respecto a los efectos de la fatiga sobre los patrones de movimiento, se hipotetiza que tanto la fatiga central como la fatiga periférica producirán modificaciones en los patrones de movimiento angulares durante la carrera a pie, siendo más acentuados en estado de fatiga central (H1).

##### *6.1.1.1. Efectos de la fatiga central sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie*

Para comparar los resultados obtenidos con las investigaciones precedentes, se segmenta el ciclo de carrera en fase de contacto inicial o aterrizaje, máxima flexión de rodilla, propulsión o despegue y oscilación.

Durante el aterrizaje, no se han mostrado cambios significativos en la posición angular de cadera. En cambio, otros estudios sugieren que la cinemática de la cadera y del tronco en el plano sagital con la fatiga muestra un aumento del desplazamiento hacia abajo del centro de masas durante el contacto (Giovanelli et al., 2016), existiendo investigaciones que muestran un incremento de la flexión de tronco (Koblbauer et al., 2014), mientras otras muestran un comportamiento contrario, evidenciando incrementos en la extensión del mismo (Clansey et al., 2012). En cuanto a la articulación de la rodilla, la literatura afirma que la fatiga produce en el plano sagital un aumento de la flexión de rodilla durante el impacto (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000), cosa que no sucede en nuestro estudio para este tipo de fatiga.

Con respecto a la articulación del tobillo, refiriéndonos al plano sagital, tradicionalmente se ha asociado un descenso de la dorsiflexión de tobillo en estados de fatiga con la pisada de talón o retropié (Clansey et al., 2012; Dutto, Levy, Lee, Sidthalaw & Smith, 1997; Elliot & Ackland, 1981). En cambio, en corredores con pisada más anterior (antepié) se produce un incremento de la dorsiflexión durante el contacto (Jewell, Boyer & Hamill, 2017). Por el contrario, como en nuestro caso en estado de fatiga central, otros estudios no muestran estos cambios en la dorsiflexión de tobillo en estados de fatiga (Koblbauer et al., 2014; Radzak, Putnam, Tamura, Hetzler & Stickley, 2017a; Shih et al., 2014). Por último, a pesar de que la pronosupinación del tobillo es un movimiento triplanar, suele considerarse más asociada a los movimiento de eversión e inversión en el plano frontal (Mademli & Morey, 2015). En este caso, nuestros resultados coinciden con los de Gheluwe & Madsen (1997), quienes no encontraron cambios en la pronosupinación en el instante del contacto inicial.

El siguiente instante analizado fue la máxima flexión de rodilla. A pesar de no haber analizado en el presente trabajo la cinemática del tronco, trabajos previos han descrito un aumento de la extensión del tronco en el plano sagital (Clansey et al., 2012), mientras en el plano transversal la cadera aumenta la rotación interna de

cadera (Dierks et al., 2011). Nuestros resultados no han mostrado cambios en el comportamiento de la cadera en el instante de máxima flexión de rodilla.

Por el contrario, la articulación de la rodilla evidencia un aumento gradual de la flexión en el plano sagital (Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000). Este comportamiento coincide con el mostrado en nuestro estudio, donde el ángulo de flexión de rodilla aumentó aproximadamente un 4.9% con la fatiga central ( $32.12 \pm 6.92^\circ$  vs  $33.79 \pm 6.73^\circ$ ). Este cambio parece tener una amplia influencia sobre la masa efectiva (Denoth, 1986; Derrick et al., 2002). Por lo que, cuando rodilla está más flexionada, la masa efectiva desciende (Denoth, 1986; Derrick et al., 2002). Estos cambios cinemáticos conllevan modificaciones en el rendimiento, ya que un aumento medio de 5 grados de flexión de rodilla, puede suponer un incremento del 25% en el consumo de oxígeno (Valiant, 1990). Por contra, también existen estudios que no reflejan modificaciones en la flexión de rodilla (Clansey et al., 2012). Además, la aparición de la fatiga central se relaciona con un aumento de la adducción (Dierks et al., 2011), rotación interna y rango de dicha rotación interna en el plano transversal (Dierks et al., 2011; Radzak et al., 2017b), pero son aspectos que no han sido analizados en la presente tesis doctoral.

Con respecto al tobillo, no se produjeron modificaciones significativas en su posición angular en estado de fatiga. Según otro estudio, se origina un descenso de la dorsiflexión, derivando en una posición mayor de flexión plantar (Clansey et al., 2012), pero no podemos afirmarlo en nuestra investigación. Durante la pronación, el pie realiza una flexión dorsal, una abducción y una eversión con el objetivo de ubicar en paralelos los ejes de las articulaciones calcaneocuboidea y talonavicular, liberando la articulación mediotarsiana y creando un pie hipermóvil capaz de absorber impactos y adaptarse a cambios en el terreno (Mademli & Morey, 2015).

En este aspecto, Gheluwe & Madsen (1997) muestran un aumento de la pronación en el 15% del contacto inicial corriendo post-fatiga a 3.8 m/s, un aumento de pronación máxima justo antes de finalizar el test de fatiga en el momento de extenuación máxima, un incremento de la pronación cuando el talón es levantado y de la pronación total post-fatiga y en el momento de extenuación, entendida dicha

pronación total como la máxima pronación relativa al contacto inicial, y un incremento de la velocidad máxima de pronación en condiciones de extenuación. Para estos autores, los incrementos en el movimiento del retropié en el plano frontal están directamente afectados por la fatiga, no siendo incrementados por cambios en la longitud de zancada.

Estos resultados coinciden con otros estudios que muestran dicho incremento de la pronación o eversión del tobillo en estados de fatiga (Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dutto et al., 1997; Elliot & Ackland, 1981; Koblbauer et al., 2014; Shih et al., 2014; Weist et al., 2004), así como incrementos en el rango y velocidad de la eversión (Dierks et al., 2011), siendo soportados por una mayor rotación externa tibial (Dierks et al., 2011; Weist et al., 2004) y rotación de la misma (Dierks et al., 2011). Los corredores estudiados en el proyecto no reflejan modificaciones en la cinemática frontal del tobillo, posiblemente debido a la diferente metodología empleada a la comentada de Gheluwe & Madsen (1997), quienes evaluaron éstos parámetros con un procedimiento de medición donde los participantes fueron testados dentro del mismo protocolo de fatiga, sin parar de correr como en nuestro caso, entre el protocolo de fatiga y la prueba post-fatiga.

Aun así, el aumento de la eversión parece un concepto aceptado, donde dicha modificación de la cinemática del tobillo en el plano frontal, podría tener la misma influencia sobre el impacto de la masa efectiva que el aumento de flexión de rodilla durante el contacto inicial, donde un ángulo del retropié incrementado podría descender la masa efectiva (Derrick et al., 2002; Valiant, 1990).

Por otro lado, en el instante de propulsión o despegue, no parece claro el comportamiento de la posición del tronco en el plano sagital, presenciando estudios que muestran un aumento (Koblbauer et al., 2014) y otros que no muestran cambios (Elliott & Roberts, 1980). En nuestro estudio no valoramos este parámetro, pero no resultaron diferencias en la posición angular de cadera, rodilla y tobillo, mostrando los mismos resultados que Elliott & Roberts (1980), quienes sugieren que la flexión de rodilla durante el despegue no varía, o que Koblbauer et al. (2014),

los cuales no evidencian cambios en la inversión-eversión en estados de fatiga en el plano frontal.

En cambio, Jewell et al. (2017) encontraron resultados distintos a los nuestros, manifestando una mayor flexión plantar del tobillo durante el despegue en el plano sagital. Además, encontramos un aumento del 2.3% ( $-40.24 \pm 2.41^\circ$  vs  $-41.18 \pm 2.80^\circ$ ) de la posición de la pierna con respecto a la horizontal, lo que podría indicar que el despegue se produce en una posición de la pierna con más inclinación anterior.

La última fase analizada es la fase de oscilación, donde los movimientos de tronco y cadera en el plano sagital reflejan en la literatura como desciende el pico de extensión de cadera y aumenta el pico de flexión de la misma, que podrían ser la causa de un incremento en la flexión de tronco (Chan-Roper et al., 2012; Elliott & Roberts, 1980; Koblbauer et al., 2014), debido a que los ángulos de la cadera son medidos en relación a la posición del tronco (Chan-Roper et al., 2012).

Este aumento de la flexión del tronco mejoraría la estabilidad dinámica, pero aumenta el estrés anormal en las articulaciones de las extremidades inferiores y aún más la fatiga de los músculos de dichas articulaciones, aumentando el riesgo de lesión (Chan-Roper et al., 2012; Hart, Kerrigan, Fritz & Ingersoll, 2009). Además, parece que aumenta el pico de flexión de rodilla (4.3%) en el plano sagital, originando una disminución del momento de inercia de las extremidades inferiores sobre la cadera y aumenta la velocidad angular, lo que parece facilitar la fase de *swing* y ser un aspecto que mejora la economía de carrera (Chan-Roper et al., 2012), y aumenta la rotación interna de rodilla en el plano transversal (Radzak et al., 2017b).

A pesar de estos resultados mostrados de la literatura, ninguna de las variables analizadas en nuestro estudio cambió significativamente durante la fase de máxima oscilación de rodilla, no coincidiendo con los resultados mostrados por estos autores.

#### 6.1.1.2. Efectos de la fatiga periférica sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie

La fatiga muscular de forma periférica o localizada ha sido hipotetizada como un factor causativo de varias lesiones relacionadas con la carrera a pie (Christina et al., 2001) y empleada en multitud de estudios relacionados con esta actividad (Christina et al., 2001; Fischer, Storniolo & Peyre-Tartaruga, 2015; Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011) sobre diferentes regiones como los músculo flexores y extensores de rodilla y cadera (Kellis et al., 2011), así como dorsiflexores (Christina et al., 2001; Kellis & Liassou, 2009), inversores y/o (Christina et al., 2001) flexores plantares de tobillo (Kellis & Liassou, 2009).

Cuando son fatigados de forma localizada los músculos flexores y extensores de rodilla, se origina una posición de rodilla más flexionada durante el contacto inicial, un aumento del ángulo de la flexión de rodilla inmediatamente después del despegue y un incremento los ángulos de extensión de cadera y flexión de rodilla durante el despegue (Kellis & Liassou, 2009; Kellis et al., 2011). En nuestro estudio se rubrica dicho pensamiento con respecto a la fase de despegue, ya que la flexión de rodilla aumentó  $1.5^\circ$  durante el mismo ( $14.71 \pm 4.51^\circ$  vs  $16.21 \pm 5.07^\circ$ ) e incrementó  $0.6^\circ$  la posición de la pierna con respecto a la horizontal, lo que indicaría que la fatiga periférica produce modificaciones en la propulsión. En cambio, no mostramos los cambios que sugieren en la posición de rodilla durante el contacto inicial ni el incremento de la extensión de cadera durante el despegue que muestran Kellis & Liassou (2009) y Kellis et al. (2011).

Además, Kellis & Liassou (2009) indujeron fatiga en los músculos de tobillo de forma localizada, viendo como descendía  $4^\circ$  el ángulo de dorsiflexión durante la fase de contacto inicial ( $31 \pm 8^\circ$  y  $27 \pm 8^\circ$  para pre-fatiga y post-fatiga respectivamente). Estos resultados, a pesar de no introducir fatiga localizada en dicho grupo muscular en nuestro estudio, coinciden con los resultados obtenidos, ya que la dorsiflexión de tobillo descendió  $5.7^\circ$ , o lo que es lo mismo, aumentó la flexión plantar de tobillo. Estos autores hablan de una serie de modificaciones que se producen cuando los músculos de tobillos están fatigados que no aumentarían el riesgo de lesión, pero significaría un cambio cinemático compensatorio tras la fatiga del tobillo, como sería el incremento de la flexión de rodilla durante el

despegue, lo que indica que el deportista prefiere flexionar más la rodilla para hacer la propulsión de una forma más cómoda (Kellis & Liassou, 2009).

Debido a ello, Kellis & Liassou (2009) sugieren que una mayor flexión durante el apoyo, mayor inclinación y mayor flexión plantar durante despegue se asocian a un mayor coste metabólico, incrementando alrededor de un 25% el consumo de oxígeno en carrera cada incremento de 5° del ángulo de flexión de rodilla en la fase media del apoyo, lo que indicaría un incremento aproximado del consumo de oxígeno de un 10% durante la carrera post-fatiga de estos músculos y por consiguiente, el efecto negativo de la fatiga periférica en el rendimiento durante la carrera a pie.

#### *6.1.1.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre los patrones de movimiento angular durante la carrera a pie*

Hasta la confección del presente trabajo, no conocemos estudios que analicen los efectos de la fatiga central y de la fatiga periférica sobre los patrones de movimiento angulares durante la carrera a pie. En nuestro estudio, mostramos como en las fases de despegue y oscilación máxima los efectos son similares en ambos tipos de fatiga. En cambio, observamos que durante la fase de contacto inicial, la dorsiflexión del tobillo es aproximadamente 1.5° superior en estado de fatiga central ( $2.32 \pm 7.59^\circ$  vs  $0.84 \pm 6.05^\circ$  para fatiga periférica y central respectivamente).

Además, siguiendo en esta fase de carrera, los cambios en la media de diferencias delta son menos elevados en estado de fatiga periférica que en condiciones de fatiga central en las posiciones angulares de cadera ( $-0.22 \pm 1.19^\circ$  vs  $0.82 \pm 1.27^\circ$ ) y rodilla ( $-0.94 \pm 2.03^\circ$  vs  $0.22 \pm 1.82^\circ$ ). Por otro lado, durante la máxima flexión de rodilla, se muestra una dorsiflexión aproximadamente 2.4° más aumentada con la presencia de fatiga central ( $-11.72 \pm 7.32^\circ$  vs  $-14.11 \pm 4.30^\circ$  para fatiga periférica y central respectivamente). Mientras en las posiciones de cadera y rodilla, las diferencias delta apenas varían en estado de fatiga periférica ( $-0.35 \pm 1.48^\circ$  y  $-0.15 \pm 1.83^\circ$  para cadera y rodilla respectivamente), pero en estado de fatiga central se modifican en mayor medida en estas dos articulaciones ( $1.34 \pm 1.33^\circ$  y  $1.67 \pm 1.19^\circ$  respectivamente).

Así, hemos podido comprobar en los resultados obtenidos, que aunque en las fases de oscilación y despegue no haya diferencias, los cambios mostrados en las fases de contacto inicial y absorción máxima son más pronunciados en estado de fatiga central.

### **6.1.2. Efectos de la fatiga sobre parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie**

Pasando a los efectos de la fatiga sobre parámetros espacio-temporales, la hipótesis plantea que ambos tipos de fatiga, central y periférica, desencadenarán cambios en los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie, presentando una magnitud mayor del cambio tras la fatiga central (H2).

#### *6.1.2.1. Efectos de la fatiga central sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie*

En cuanto a los parámetros espacio-temporales, la búsqueda bibliográfica realizada sugiere que correr en estado de fatiga central aumenta el tiempo de contacto (Chan-Roper et al., 2012; Elliott & Roberts, 1980; Fourchet, Girard, Kelly, Horobeanu & Millet, 2015; Giovanelli et al., 2016; Rabita, Couturier, Dorel, Hausswirth & Le Meur, 2013; Rabita, Slawinski, Girard, Bignet & Hausswirth, 2011) y descende el tiempo de no contacto con el suelo o fase de vuelo (Elliott & Roberts, 1980; Fourchet et al., 2015; Giovanelli et al., 2016; Rabita et al., 2013; Rabita et al., 2011).

El tiempo de contacto o apoyo en nuestra investigación aumentó como afirman estos autores ( $0.226 \pm 0.004$  s vs  $0.232 \pm 0.005$  s), pero no obtuvimos cambios en la fase de vuelo en este tipo de fatiga. Dicho aumento del tiempo de apoyo puede deberse a que la presencia de fatiga no permite utilizar plenamente el mecanismo de estiramiento-acortamiento, sobre todo en las articulaciones de cadera y rodilla (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002), posiblemente provocado por la fatiga de los músculos bíceps femoral y recto femoral (Hanon, Thepaut-Mathieu & Vandewalle, 2005), que desencadena el anteriormente mencionado aumento de flexión de rodilla durante el apoyo, el cual podría deberse a la relación inversa entre



rigidez de pierna y coste energético, ya que el *stiffness* de la pierna aumenta y desciende el coste energético durante la carrera (Chan-Roper et al., 2012).

Con respecto a la longitud y frecuencia de zancada hay resultados contradictorios. Algunos autores muestran un descenso de la amplitud de zancada (Elliot & Ackland, 1981; Elliott & Roberts, 1980; García-Pérez et al., 2013; Hunter & Smith, 2007; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000; Rabita et al., 2011; Verbitsky et al., 1998), otros reflejan un aumento de la misma (Chan-Roper et al., 2012; Hayes & Caplan, 2014), un descenso de la frecuencia (Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000) o un incremento de ésta última (Rabita et al., 2011), mientras otras investigaciones, que coinciden con nuestros resultados, no muestran cambios en la frecuencia (Elliot & Ackland, 1981; Fourchet et al., 2015; Giovanelli et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2015; Rabita et al., 2013) ni en la amplitud de la misma (Fourchet et al., 2015; Lucas-Cuevas et al., 2015) tras inducir fatiga central, por lo que la dirección de esta respuesta no es del todo clara (Stirling et al., 2012).

Una de las posibles causas de esta disparidad de resultados puede ser las diferentes condiciones en las que se llevan a cabo este tipo de estudios, ya que existen cambios cinemáticos entre correr en tapiz rodante o en suelo (García-Pérez & Lucas-Cuevas, 2012; Williams, Snow & Agruss, 1991).

#### *6.1.2.2. Efectos de la fatiga periférica sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie*

Según los resultados obtenidos, la inducción de fatiga periférica en la musculatura extensores y flexora de rodilla y cadera no desencadena modificaciones significativas en los parámetros espacio-temporales. Estos resultados no pueden ser comparados con otros estudios, ya que no somos conscientes hasta la fecha de investigaciones que analicen este asunto.

#### *6.1.2.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie*

Al comparar los efectos de ambos tipos de fatiga, se puede vislumbrar como los efectos de la fatiga central son más pronunciados. En condiciones de post-fatiga, la fatiga central refleja aproximadamente un 1.1% menor de porcentaje de vuelo,

0.1s mayor tiempo de apoyo, así como una tendencia a un menor porcentaje de apoyo ( $0.85 \pm 0.23\%$  vs  $0.70 \pm 0.16\%$ ) durante todo el ciclo de zancada. Además, al equiparar la diferencia de medias delta, el tiempo de propulsión fue mayor en estado de fatiga central.

Al igual que en otros apartados anteriores, estos resultados no pueden ser comparados con la bibliografía debido a la no presencia de estudios que analicen o comparen estos parámetros. Aun así, este mayor incremento del tiempo de propulsión con fatiga central podría deberse a la transferencia de carga plantar hacia la parte delantera del pie, aumentando la carga en el antepié, especialmente en las cabezas de los metatarsianos, provocado por la disminución de la capacidad de los músculos para estabilizar y controlar el pie debido a la fatiga (Olivier, 2013).

### **6.1.3. Efectos de la fatiga sobre las características de rigidez durante la carrera a pie**

Con respecto a las características de rigidez o *stiffness*, se piensa que la rigidez vertical y la rigidez de la pierna durante la carrera a pie disminuirán en estado de fatiga central y periférica, siendo más pronunciados en estado de fatiga central (H3).

#### *6.1.3.1. Efectos de la fatiga central sobre las características de rigidez durante la carrera a pie*

Las características de *stiffness* o rigidez durante la carrera a pie ha sido estudiada en multitud de condiciones, desde ultramaratones de montaña (Degache et al., 2016; Morin, Samozino & Millet, 2011), competiciones internacionales (Le Meur et al., 2013) o simulaciones en pista de atletismo (Girard, Millet, Slawinski, Racinais & Micallef, 2013; Girard, Millet, Slawinski, Racinais & Micallef, 2010; Rabita et al., 2011; Slawinski, Heubert, Quievre, Billat & Hanon, 2008) o tapiz rodante (Dutto & Smith, 2002; Hayes & Caplan, 2014; Morin, Samozino, et al., 2011; Rabita et al., 2013) a diferentes intensidades y duraciones.

Comenzando con las pruebas de montaña, tanto Degache et al. (2016), tras recorrer 330 km de carrera, como Morin, Tomazin, Edouard & Millet (2011) tras hacer lo propio en 166 km, mostraron como no cambia de forma significativa ni el *stiffness* de la pierna ni el *stiffness* vertical.

Por su parte, Le Meur et al. (2013) analizaron el comportamiento masa-muelle en la parte de carrera de un triatlón internacional en 43 hombres y 36 mujeres que corrían en el circuito de la Unión Internacional de Triatlón, donde mostraron como el *stiffness* de la pierna y vertical descendieron entre la primera y la penúltima de las 5 vueltas que tenían que dar al circuito para completar los 10 km, pero no mostraron cambios entre el inicio y el final de la prueba de carrera. Estos autores sugieren que el descenso del *stiffness* entre la vuelta y el final puede ser debido al aumento de la velocidad de carrera en ésta última fase, ya que se conoce que la velocidad podría influir en el *stiffness* vertical, pero se desconoce si esto también sucede en la variables *stiffness* de la pierna (Le Meur et al., 2013).

Con respecto a las pruebas en pista de atletismo, a una intensidad más elevada que las pruebas comentadas anteriormente, Girard et al. (2010) y Girard et al. (2013) muestran como desciende el *stiffness* vertical mientras el *stiffness* de la pierna se mantiene constante tras recorrer 5000 metros a la máxima velocidad posible. Resultados totalmente opuestos a los encontrados por Rabita et al. (2011), quienes comprobaron cómo descendía el *stiffness* de la pierna mientras el *stiffness* vertical no se vio alterado tras correr al 95% VO<sub>2</sub>max hasta la extenuación en pista indoor. Por otro lado, Slawinski et al. (2008) no muestran cambios en ninguno de estos parámetros tras una prueba de 2000 metros.

En cuanto a los estudios realizados sobre tapiz rodante, Morin, Samozino, et al. (2011) vislumbraron como el *stiffness* vertical y el *stiffness* de la pierna aumentaron un  $9.96 \pm 10.8\%$  y un  $8.58 \pm 10.0\%$  respectivamente después de 24 horas corriendo. Pasando a pruebas en tapiz con una intensidad semejante a la del VO<sub>2</sub>max hasta la extenuación, aproximadamente 4-6 minutos de duración, Hayes & Caplan (2014) y Rabita et al. (2013) reflejan como el *stiffness* vertical no varía mientras el *stiffness* de la pierna desciende, mismos resultados que muestran

Fourchet et al. (2015) tras una prueba en tapiz a una intensidad del 95% VO<sub>2</sub>max. Por último, a una intensidad algo inferior, correspondiente al 80% VO<sub>2</sub>max o VAM, Dutto & Smith (2002) reflejan como tanto la rigidez de la pierna como la rigidez vertical descienden después de los aproximadamente 45 minutos que duraba la prueba, mientras Hunter & Smith (2007) no mostraron cambios en estos parámetros durante una hora de carrera a una intensidad alrededor del 78% VO<sub>2</sub>max.

Para Girard et al. (2010), esta inconsistencia de resultados puede deberse a la diferente naturaleza, intensidad o duración de los protocolos de fatiga propuestos y el equipamiento empleado en los estudios analizados. Así, nuestros resultados coinciden con aquellos que no muestran diferencias en el *stiffness* vertical y en el *stiffness* de la pierna, ya que el protocolo de fatiga en tapiz al 85% VAM empleado no alteró estos parámetros mecánicos. Este mantenimiento constante (Girard et al., 2010) del *stiffness* de la pierna podría explicarse debido a la reducción del pico de fuerza en el momento de máxima compresión de la pierna, posiblemente por el cambio del ángulo de carga de la pierna. Por el contrario, muchos estudios de los mencionados reflejan descensos en el *stiffness* de la pierna, lo que puede ser provocado por el aumento de la compresión de la pierna (Girard et al., 2010) o estar relacionada con la fuerza vertical (Rabita et al., 2011) y desencadenar cambios tempranos en los mecanismos de zancada que podrían reducir el rendimiento (Hayes & Caplan, 2014).

Debido a ello, estos resultados no pueden ser generalizados, ya que existen resultados muy dispares y son necesarias más investigaciones con protocolos y pruebas más cercanas.

#### 6.1.3.2. Efectos de la fatiga periférica sobre las características de rigidez durante la carrera a pie

Al realizar la búsqueda de los efectos de la fatiga periférica sobre las características de rigidez, solamente encontramos un estudio donde aplicaban este tipo de fatiga. Fischer, Storniolo & Eyre-Tartaruga (2015) estudiaron los efectos del test de Bosco de 60 segundos de saltos con contramovimiento sobre el comportamiento del modelo masa-muelle en corredores recreacionales a la

velocidad que ellos considerasen con respecto a sus ritmos habituales, una inferior y otra superior a la misma. Estos autores no muestran cambios en estado de post-fatiga en el *stiffness* vertical, no evaluando el *stiffness* de la pierna. Además, afirman que el hecho de no evidenciar cambios la rigidez vertical, se debe a los descensos de la fuerza vertical máxima y del desplazamiento vertical máximo del centro de masas, coincidiendo con nuestros resultados.

#### *6.1.3.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de rigidez durante la carrera a pie*

En nuestros deportistas, la fatiga central refleja unos valores significativamente menores en condiciones de fatiga en las características de rigidez vertical ( $27.58 \pm 4.77 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  vs  $25.83 \pm 4.11 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) y de la pierna ( $10.85 \pm 2.48 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  vs  $9.83 \pm 2.20 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) en comparación con la fatiga periférica. No conocemos estudios que comparen las características de rigidez en ambos tipos de fatiga, pero éstos valores más bajos de *stiffness* en estado de fatiga central podría deberse, como hemos comentado en los efectos de la fatiga central sobre estos parámetros, a un posible aumento de la compresión de la pierna (Girard et al., 2010) o a variaciones en la fuerza vertical (Rabita et al., 2011).

#### **6.1.4. Efectos de la fatiga sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie**

La coordinación de las extremidades inferiores ha sido estudiada en los últimos años como mecanismo de lesión en el ámbito científico (MacLean et al., 2010). Por ello, la hipótesis planteada sugiere que la variabilidad en la coordinación de los segmentos corporales durante la carrera a pie disminuirá en mayor medida con la fatiga central pero también se verá descendida en estado de fatiga periférica (H4).

##### *6.1.4.1. Efectos de la fatiga central la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie*

La relación de la fatiga central y la variabilidad de la coordinación fue estudiada por Hafer et al. (2017), quienes analizaron las modificaciones en la variabilidad de la coordinación tras un protocolo de carrera en tapiz rodante hasta

la extenuación en corredores sin lesiones y con síndrome de la banda iliotibial. Centrándonos en los corredores no lesionados, no se evidencian diferencias estadísticamente significativas entre el inicio y el final del protocolo, aunque pueden apreciarse ligeros descensos en la variabilidad de la coordinación sin llegar a ser estadísticamente significativos cuando comparamos los segmentos de la pelvis en el plano frontal con respecto al muslo en el mismo plano ( $13.37 \pm 7.54^\circ$  y  $11.29 \pm 4.19^\circ$ ), el muslo sagital con respecto a la pierna baja sagital ( $2.85 \pm 1.18^\circ$  y  $2.52 \pm 0.61^\circ$ ), el muslo sagital con respecto a la pierna baja transversal ( $6.93 \pm 2.80^\circ$  y  $6.45 \pm 1.91^\circ$ ) y la pierna baja transversal con respecto al retropié frontal ( $11.61 \pm 3.53^\circ$  y  $11.00 \pm 4.06^\circ$ ).

A pesar de ello, estos autores sugieren que mientras correr hasta la extenuación parece producir cambios cinéticos y cinemáticos, la variabilidad de la coordinación no se ve afectada entre los distintos segmentos corporales (Hafer et al., 2017). Estos resultados coinciden con los reflejados en nuestro trabajo, ya que las variables relacionadas con la metodología del *vector coding*, analizando la coordinación entre dos segmentos corporales, no reflejan diferencias significativas en condiciones de post-fatiga central. Quizás, el motivo por el que no se reflejaron diferencias significativas en las variables de *vector coding* pueda deberse a que se realizó un análisis promedio de la coordinación para cada una de las fases analizadas. Por el contrario, al estudiar la variabilidad de la coordinación en un único segmento, el coeficiente de variación de la pierna durante la fase de propulsión terrestre si se muestra un descenso significativo de la variabilidad de la coordinación. En este aspecto, para Hamill, Palmer & Van Emmerik (2012), una menor variabilidad se relaciona con patologías o lesiones y una mayor variabilidad en la coordinación de movimientos indica un estado saludable del sistema, pero una excesiva variabilidad también sería indicativo de alguna lesión individual (Hamill et al., 2012). Por lo que este descenso de la variabilidad de la pierna durante la propulsión podría suponer un factor de riesgo.

#### *6.1.4.2. Efectos de la fatiga periférica sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie*

No conocemos, hasta la fecha, estudios que analicen la variabilidad de la coordinación en la carrera a pie induciendo fatiga localizada. En nuestros resultados, se muestra un descenso significativo al comparar el segmento de la rodilla en el plano sagital con la inversión-eversión de tobillo en el plano frontal durante la fase de absorción terrestre. Dado que la variabilidad de la coordinación de los segmentos podría cambiar a lo largo de la carrera a pie como consecuencia de la extenuación o la fatiga muscular, esta fatiga localizada en la musculatura flexores y extensora de rodilla y cadera podría acentuar la reproducción de efectos lesivos o mecanismos repetitivos restringidos en un área concentra de tejidos que podrían incrementar el riesgo de lesión (Hafer et al., 2017; Hamill et al., 2012).

#### *6.1.4.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre la coordinación intersegmentaria durante la carrera a pie*

Al comparar entre las condiciones de post-fatiga periférica y central, vislumbramos cómo la variabilidad es significativamente menor en estado de post-fatiga central en la variabilidad de la pierna y la rodilla durante la fase de propulsión terrestre y al comparar el segmento del tobillo en el plano sagital con la inversión-eversión del mismo durante la fase de absorción terrestre. Estos resultados no pueden ser comparados con estudios precedentes, debido a su inexistencia, pero lo descrito anteriormente podría indicar que la extenuación producida por la fatiga central en tapiz rodante desencadenaría efectos más nocivos, debido a que una menor variabilidad en la coordinación podría indicar mecanismos que están restringidos a un área estrecha o en un rango de tejidos y podrían representar el intento del corredor de evitar el dolor, o su incapacidad de acceder a su rango completo de patrones de movimiento debido a una lesión (Hafer et al., 2017; Hamill et al., 2012) o, incluso, reproducir los efectos de una lesión (Hafer et al., 2017).

#### **6.1.5. Efectos de la fatiga sobre las características de impacto**

Las hipótesis planteadas relacionadas con los efectos de la fatiga sobre las características de impactos se basan el aumento de la magnitud del impacto en tibia

y de la atenuación en el dominio del tiempo durante la carrera a pie en ambos tipos de fatiga, siendo más marcada en estado de fatiga central y manteniendo constantes las aceleraciones percibidas en cabeza (H5) y en el aumento de los componentes de impacto en tibia en la zona de altas frecuencias y la atenuación, mientras se mantienen los niveles de impacto en cabeza en ambos tipos de fatiga en el dominio de las frecuencias, marcándose estos cambios en mayor medida con la presencia de fatiga central (H6).

#### *6.1.5.1. Efectos de la fatiga central sobre las características de impacto en el dominio del tiempo*

El análisis de la magnitud de la carga y atenuación de la onda de choque ha adquirido un papel muy importante en la comunidad científica relacionada con la carrera a pie debido a su vínculo con las lesiones por sobreuso, rendimiento y confort (Lucas-Cuevas et al., 2015). Existen dos picos de aceleración durante la fase de zancada; el primer pico o pico pasivo y el segundo pico o pico activo. El pico pasivo se alcanza en la cabeza entre el 1 y el 30% de la fase de pisada, mientras el segundo tiene lugar entre el 31 y el 101% de la misma. Por su parte, el pico positivo, el más estudiado como factor de riesgo de lesión y del cual versará la discusión, se localiza en la tibia entre el 1 y el 20% de la fase de pisada (Gruber et al., 2014), coincidiendo con el instante del contacto inicial del pie con la superficie (Encarnación-Martínez et al., 2017; García-Gallart et al., 2015). Cabe destacar que la magnitud de ambos picos se encuentran influenciada principalmente por la aceleración de los segmentos de la pierna y todo el centro de masas del cuerpo (Bobbert, Schamhardt & Nigg, 1991; Gruber et al., 2014).

Existen suficientes estudios a nivel científico como para considerar que el pico o máxima amplitud de aceleración tibial aumenta con la fatiga (Derrick et al., 2002; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998), así como la magnitud de la aceleración tibial, entendida como la diferencia entre el pico positivo y negativo de la señal de aceleración, considerándose una medida cuantitativa que refleja la cantidad absoluta de aceleración experimentada por la tibia en cada impacto del pie (Lucas-Cuevas et al., 2015). En este sentido, Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al. (2000)



sugieren que el incremento de los impactos en tibia a medida que avanza la fatiga, puede aumentar hasta un 50% aproximadamente ( $6.9 \pm 2.9$  g vs  $11.1 \pm 4.2$  g) tras un protocolo de fatiga de 30 minutos a una velocidad correspondiente al umbral anaeróbico.

El incremento del impacto puede explicarse por el descenso de la frecuencia de zancada, que está directamente relacionada con el incremento de la amplitud de la onda de choque registrada en tibia (Verbitsky et al., 1998), y por el incremento gradual del ángulo de rodilla en la posición de extensión máxima durante la fatiga, inmediatamente anterior a la posición de primer contacto del pie con el suelo, y por el descenso gradual del rango de flexión de rodilla siguiendo la pisada, lo que desencadena el citado aumento del impacto (Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000).

Como hemos comentado anteriormente, este incremento de la flexión de rodilla originado con la fatiga conlleva un descenso de masa efectiva, donde cuanto menor sea la masa efectiva, mayor será el impacto de la pierna y la atenuación del choque (Kellis et al., 2011), provocando al mismo tiempo un descenso de las fuerzas de impacto, las cuales han sido demostradas que descienden con el incremento de fatiga (Brüggemann, Arndt, Kersting & Knicker, 1995; Derrick et al., 2002; Nicol, Komi & Marconnet, 1991; Willson & Kernozek, 1999). Por lo que, si el impacto incrementa debido a un descenso de la masa efectiva del cuerpo, no hay un aumento potencial del riesgo de lesión por el incremento del impacto, ya que las fuerzas de impacto disminuirían y el aumento de éstas son las que están verdaderamente relacionadas con el riesgo de lesión (Derrick et al., 2002).

En este sentido, Derrick et al. (2002) ponen un ejemplo de un descenso con la fatiga de la masa efectiva del 20% de la masa corporal al 15% de la misma. Con este descenso, el pico de aceleración incrementó de 5.5 g a 6.6 g y el pico de impacto de la curva de GRF descendió de 950 N a 850 N. Además, muestran como en el estudio de Gerritsen, van den Bogert & Nigg (1995), la flexión de rodilla durante el contacto con el pavimento reduce las fuerzas de impacto aproximadamente en 68 N por cada grado de flexión. Del mismo modo, una posición de rodilla más extendida durante

el contacto incrementa las fuerzas que experimenta el cuerpo, y por lo tanto, aumenta el riesgo de lesión (Derrick, 2004). Por lo que, aumentar la flexión de rodilla puede dar margen al corredor para hacer frente a los errores cinemáticos que aumentan las fuerzas de impacto, pero aumentar dicha flexión de rodilla supondría un mayor coste metabólico que podría reducir el rendimiento (Derrick, 2004).

Este supuesto aumento del impacto podría indicar la menor capacidad o tolerancia del sistema músculo-esquelético para soportar las ondas de choque generadas en estado de fatiga (Clansey et al., 2012; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998). Además, el deterioro del ciclo de estiramiento acortamiento y el control excéntrico de las extremidades inferiores originado por la carrera continua a intensidad elevadas durante 20-30 minutos provocan también fatiga periférica, lo que afianza esta menor tolerancia a sostener las ondas de choque (Clansey et al., 2012; Skof & Strojnik, 2006).

En contra de los resultados ofrecidos por la literatura, nuestros resultados no muestran cambios significativos en la magnitud del impacto en tibia ni en la atenuación de los mismos. A pesar de todos los estudios que muestran lo contrario, existen investigaciones que, como nuestro trabajo, no muestran cambios en la aceleración pico tibial o que sugieren que los efectos de la fatiga sobre los impactos recibidos no son concluyentes (Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; Dierks et al., 2011; García-Pérez et al., 2014; Mercer et al., 2003).

En cuanto a las aceleraciones recibidas en cabeza, no se reflejaron cambios significativos en las mismas en estado de fatiga, coincidiendo con la mayoría de estudios analizados, ya que parece que la magnitud de las aceleraciones en cabeza se mantiene constante (García-Pérez et al., 2014; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mercer et al., 2003) con el fin de mantener los niveles de aceleración y vibraciones en la cabeza para prevenir la posible disrupción de los sistemas visual y vestibular por un exceso de aceleración (Edwards & Gibson, 1991; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015). Aun así, existe un estudio que no muestra este

mantenimiento de las aceleraciones, sugiriendo un aumento de la aceleración de la cabeza en su estudio (Clansey et al., 2012).

Centrándonos en las características de absorción o atenuación del impacto, parece lógica una atenuación del impacto significativamente mayor en estado de fatiga (Derrick et al., 2002; Lucas-Cuevas et al., 2015; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000), estando el incremento flexión de rodilla directamente relacionada con la transmisión y atenuación del impacto (Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000) al descender la masa efectiva e incrementar la magnitud y la atenuación del impacto (Kellis et al., 2011). Este aumento de la atenuación de la onda de choque en condiciones de fatiga, como hemos comentado anteriormente, se debe al intento del sistema musculo-esquelético de mantener constantes los niveles de aceleración y vibraciones en la cabeza (Edwards & Gibson, 1991; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015). En cambio, en nuestro estudio la atenuación del impacto en el dominio del tiempo no se ve alterada por la presencia de fatiga, coincidiendo con el estudio de García-Pérez et al. (2014) que tampoco evidencian una mayor atenuación.

Los resultados tan dispares mostrados en la literatura, a pesar de existir una evidencia más robusta que sugiere que los impactos en tibia y la atenuación incrementan en estado de fatiga, podría deberse a posibles diferencias en la metodología empleada, diferentes superficies de medición, distintos protocolos de fatiga y diferente muestra de corredores (García-Pérez et al., 2014). Además, otra posible explicación a esta falta de diferencias podría ser la colocación del acelerómetro en tibia. La ubicación del acelerómetro en la parte proximal de la tibia hace que la cinemática angular de este segmento durante el apoyo cambie (Lucas-Cuevas et al., 2016), ya que los cambios cinemáticos son mayores al ubicar el acelerómetro en la parte proximal de la tibia debido a la aceleración de la pierna, pudiendo explicar esta diferencia de resultados.

#### *6.1.5.2. Efectos de la fatiga periférica sobre las características de impacto en el dominio del tiempo*

La literatura que estudia los efectos de la fatiga periférica sobre las características de impacto en el dominio del tiempo es muy escasa. Kellis & Liassou (2009) sugieren que, durante la carrera con fatiga periférica, al igual que hemos comentado durante la fatiga central, una posición de rodilla más flexionada durante el contacto inicial producida con la fatiga de los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera, reduce las posibilidades de lesión al disminuir las fuerzas de reacción del suelo (GRF) y al aumentar la absorción de impactos, desarrollando dicha función corporal de absorción de impactos.

Estos mismos autores sugieren que, tras mostrar un descenso del ángulo de dorsiflexión de tobillo mostrado al fatigar los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera, una porción mayor del talón realiza el contacto con el suelo durante el impacto, lo que permite una mayor atenuación de las fuerzas de impacto y explicaría las alteraciones en la aceleración tibial y el aumento del ratio de carga mostrado durante la carrera en estado de fatiga (Kellis & Liassou, 2009).

En nuestro estudio, al igual que en el protocolo de fatiga central, no coincidimos con los resultados de estos autores, debido a que no vislumbramos cambios ni en la magnitud del impacto en tibia ni en la atenuación de las ondas de choque. Además, en nuestro caso la dorsiflexión del tobillo aumentó en estado de fatiga periférica, no descendió como reflejan Kellis & Liassou (2009). Por otro lado, debido al mecanismo de mantener constantes las aceleraciones en cabeza (Edwards & Gibson, 1991; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015) como hemos explicado en las consecuencias de la fatiga central, y que parece que no se ve alterado en condiciones de fatiga periférica, las aceleraciones en cabeza no mostraron ser significativamente distintas.

#### *6.1.5.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de impacto en el dominio del tiempo*

Desde nuestra búsqueda, no conocemos investigaciones que comparen las características de impacto en el dominio del tiempo durante la carrera a pie.

Basándonos en una investigación, someter al deportista a un protocolo de fatiga periférica o central muestra resultados similares en las características de impacto para la muestra y metodología empleada.

#### 6.1.5.4. Efectos de la fatiga central sobre las características de impacto en el dominio de las frecuencias

Mizrahi, Verbitsky, et al. (2000a) y Mizrahi, Verbitsky & Isakov (2000b) muestran como en el primer minuto de un test de fatiga central de 30 minutos a velocidad de umbral anaeróbico, la señal PSD muestra dos picos, un primer pico activo ubicado en la zona de baja frecuencias (4-9 Hz) y un pico mayor de impacto ubicado entre la zona entre 12-20 Hz asociado con contenidos de altas frecuencias del impacto del pie con el suelo correspondiente al primer 15% de la fase de pisada. Con el desarrollo de la fatiga, aparece un tercer pico en la región entre los 25 y 35 Hz a la vez que incrementa el pico de impacto en tibia en el dominio del tiempo (Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a, 2000b) (Figura 75).

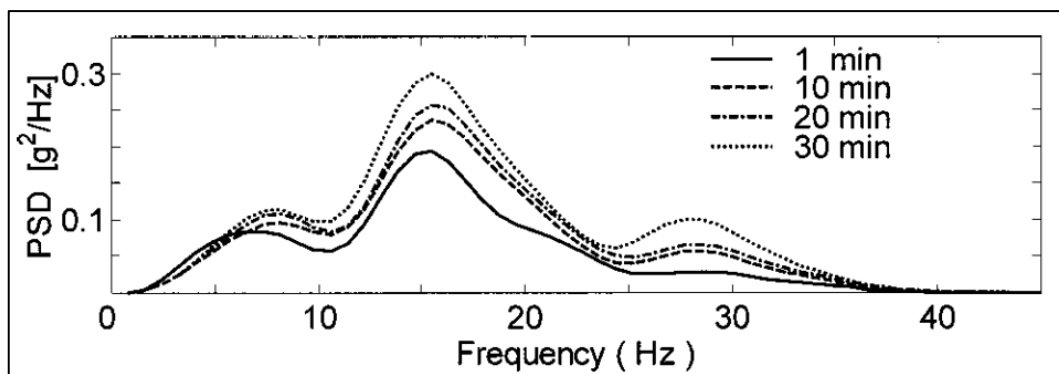


Figura 75. Promedio del perfil de PSD de la señal de aceleración en tibia durante la fase de pisada. Adaptado de "Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures" por J. Mizrahi, O. Verbitsky, & E. Isakov, 2000, *Annals of Biomedical Engineering*, 28, 466.

En nuestra investigación, vislumbramos como en estado de fatiga central incrementa de forma significativa la potencia, tanto máxima como total, localizada en la tibia en la zona de altas frecuencias, coincidiendo con lo reflejado en la Figura

75, donde a medida que pasa el tiempo, la potencia es cada vez más elevada, sobre todo en la zona de altas frecuencias (Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a, 2000b). Debido a que seguimos el método de Gruber et al. (2014), nuestro análisis fue limitado hasta los 20 Hz de frecuencia, por lo que no podemos afirmar que se crease ese tercer pico de potencia en la zona entre los 25 y 35 Hz que muestran estos autores. En contra de nuestros resultados, Mercer et al. (2003) no muestran cambios en la señal PSD de tibia.

Del mismo modo, este grupo de autores (Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a, 2000b) reflejan como los cambios en la frecuencia pico media (MNF), entendida como la frecuencia que divide la potencial espectral en dos regiones con la misma cantidad de potencia (Voloshin, Mizrahi, Verbitsky & Isakov, 1998), no fueron significativos entre el inicio y el final del test en las regiones de bajas y altas frecuencias (Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a). Sin embargo, la frecuencia mediana (MDF) de la señal de aceleración en tibia, conocida como el centroide de curva de la densidad de la potencia espectral (Voloshin et al., 1998), incrementó significativamente al final de la prueba ( $p = 0.048$  en el minuto 25 y  $p = 0.043$  en el minuto 30) (Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a) (Figura 76).

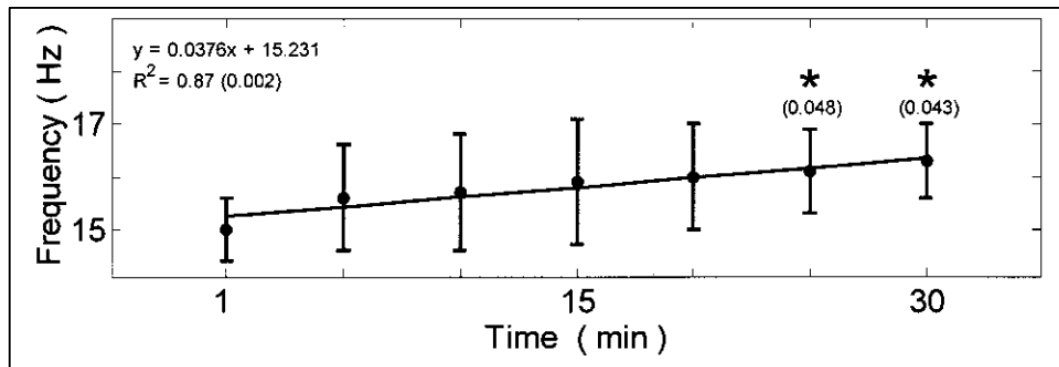


Figura 76. Frecuencia media durante la prueba. Adaptado de "Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures" por J. Mizrahi, O. Verbitsky, & E. Isakov, 2000, *Annals of Biomedical Engineering*, 28, 466.

Este incremento de la frecuencia mediana indicaría que durante la carrera, la pisada de retropié se vuelve más impulsiva en estado de fatiga central, incrementando la intensidad del impacto (Mizrahi, Verbitsky, et al., 2000a, 2000b).

Estos cambios coinciden con los publicados por Voloshin et al. (1998), quienes encontraron un cambio en MDF pasados los 25 minutos del test, mientras MNF se mantuvo constante. Dichos resultados que no coinciden con los mostrados en nuestra investigación, donde a pesar de estudiar únicamente la frecuencia máxima en el conjunto de la señal y en las zonas de bajas y altas frecuencias, dichos valores no mostraron cambios significativos en estado de fatiga central.

En cuanto a la cabeza, no mostramos cambios significativos en ninguna variable estudiada en el dominio de las frecuencias, coincidiendo con Hamill, Derrick & Holt (1995) y Mercer et al. (2003), volviendo a evidenciarse el mecanismo protector corporal para evitar cambios en los impactos en cabeza.

Dentro del grado de atenuación, podemos diferenciar entre atenuación en el rango de bajas (ATEN\_BF) y altas (ATEN\_AF) frecuencias, las cuales muestran la magnitud de la atenuación del choque, cuantificada como la integral del resultado de la función de transferencia dentro de sus rangos de frecuencia (Gruber et al., 2014). Una ganancia en los componentes de bajas frecuencias es normalmente el resultado de cambios en la velocidad vertical de la cabeza y los movimientos voluntarios de los segmentos durante la fase de apoyo, mientras valores negativos muestran una atenuación en la potencia de la señal, como el impacto de choque viaja a través del cuerpo (Gruber et al., 2014).

En nuestro estudio, aumentó la atenuación en la zona de bajas frecuencias en estado de fatiga. La fatiga aumenta la flexión de rodilla durante la pisada (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000), incrementando el desplazamiento de las extremidades inferiores. Al ser constantes las aceleraciones en cabeza (Edwards & Gibson, 1991; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2015), este aumento de los movimientos propios del deportista, explicaría el incremento de atenuación de bajas frecuencias.

En cuanto a las altas frecuencias la atenuación en esta franja no se alteró en nuestro estudio. Mizrahi, Verbitsky, et al. (2000b) encontraron un mejor pico de atenuación aproximadamente en los 9 Hz, observando que aumentaba este pico a

lo largo de la prueba, mejorando la atenuación entre la tibia y el sacro en este caso (Figura 77).

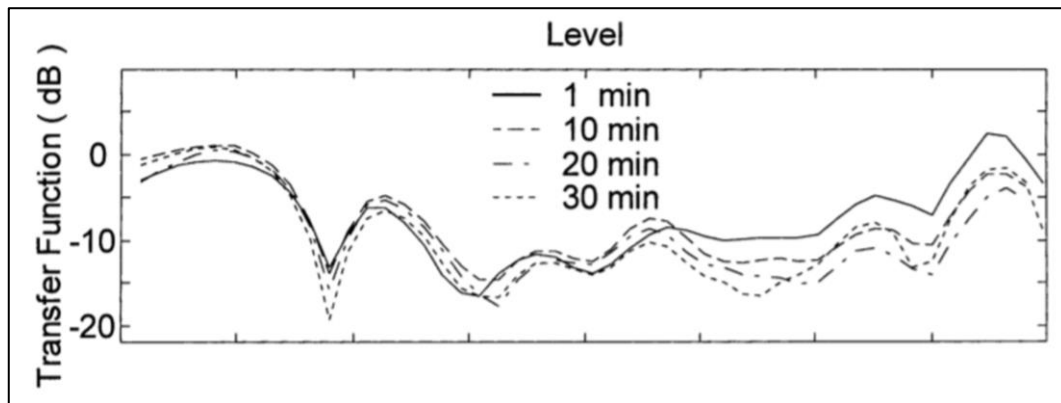


Figura 77. Atenuación en el dominio de las frecuencias de la señal de acelerometría entre tibia y sacro durante un protocolo de fatiga de 30 minutos. Adaptado de "Shock accelerations and attenuation in downhill and level running" por J. Mizrahi, O. Verbitsky, & E. Isakov, 2000, *Clinical Biomechanics*, 15, 19.

Hamill et al. (1995) sugieren que la atenuación del impacto en el dominio de las frecuencias incrementa a medida que aumenta la frecuencia de zancada. Por otro lado, Derrick et al. (2002) no muestra cambios en la atenuación del impacto en estado de fatiga central, mientras Mercer et al. (2003) mostraron como descendía significativamente la atenuación en el dominio de las frecuencias tras la fatiga ( $-11.3 \pm 2.7$  y  $-9.8 \pm 2.6$  dB pre y post-fatiga respectivamente). La presencia de estudios que indican que la atenuación de las altas frecuencias aumenta, disminuye o no varía, hace que sea un aspecto confuso dentro del ámbito científico y que necesita de más investigaciones para darle respuesta. Además, los rangos de frecuencias entre los distintos tipos de pisada son diferentes, pudiendo afectar a cómo son atenuadas estas frecuencias (Gruber et al., 2014; Hamill et al., 1995). Por lo que el tipo de pisada es un factor a tener en cuenta en este tipo de análisis.

#### 6.1.5.5. Efectos de la fatiga periférica sobre las características de impacto en el dominio de las frecuencias

Sobre los efectos de la fatiga localizada en los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera sobre las características de impacto en el dominio de las



frecuencias durante la carrera a pie, ninguna variable ha resultado cambiar de forma significativa. Por lo que, una vez más, las características de impacto en cabeza se mantienen constantes al igual que ocurría durante la fatiga central (Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2003).

#### 6.1.5.6. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre las características de impacto en el dominio de las frecuencias

No somos conscientes de la existencia de estudios que comparen las características de impacto en el dominio de las frecuencias durante la carrera a pie y los distintos tipos de fatiga (periférica vs central). Así, la fatiga central incrementa de manera general la magnitud de los impactos en tibia en las altas frecuencias, relacionadas relacionadas con la severidad de los impactos (Shorten & Winslow, 1992) y con la aparición de lesiones por sobreuso (Clansey et al., 2012; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000; Mizrahi et al., 1997; Verbitsky et al., 1998). Además, la atenuación de las bajas frecuencias es mayor en estado de fatiga central que con la presencia de fatiga periférica.

Estos mayores valores en fatiga central, pueden ser debidos a la mayor especificidad del protocolo de fatiga, ya que durante la fatiga periférica únicamente se fatiga los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera, mientras durante el protocolo central en tapiz rodante, el deportista se fatiga corriendo, el mismo gesto deportivo al que está acostumbrado y en el gesto que posteriormente va a ser testado. Además, están involucrados más grupos musculares que únicamente los fatigados en isocinético y se añaden una serie de aspectos cardiovasculares, respiratorios o volitovos entre otros, que no están presentes durante el protocolo de fatiga en isocinético.

## 6.2. EFECTOS DE LA FATIGA SOBRE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS Y DINÁMICAS ANALIZADAS CORRESPONDIENTES A LA ESTABILIDAD POSTURAL DINÁMICA

En la presente sección, se presentan los resultados de las variables cinemática analizadas durante la prueba *Modified Star Excursion Balance Test* o cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo, así como las variables dinámicas registradas mediante la prueba de *Dynamic*

*Postural Stability Index* o cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural.

### **6.2.1. Efectos de la fatiga sobre estabilidad postural dinámica evaluada con el test mSEBT.**

Con respecto a este grupo de variables, la hipótesis radica en la reducción de la estabilidad postural dinámica evaluada con el test mSEBT en ambos tipos de fatiga, presentando los efectos de la fatiga central y periférica un comportamiento similar (H7).

#### *6.2.2.1. Efectos de la fatiga central sobre la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo*

Steib et al. (2013), estudiaron los efectos de la fatiga inducida mediante carrera en tapiz rodante en cuatro direcciones del SEBT (anterior, posterior, medial y lateral), donde encontraron que el control postural dinámico disminuyó. Resultados en la misma línea de los encontrados por Whyte et al. (2015), que tras un protocolo de ejercicio intermitente de alta intensidad, encontraron un descenso del rendimiento en la prueba SEBT de 8 direcciones, con una diferencia media en todas las direcciones entre la evaluación previa y posterior a la realización del protocolo de fatiga del 6.49% ( $83.73 \pm 3.75$  vs  $78.28 \pm 5.36$ ).

Mientras en las direcciones que analizamos en nuestro trabajo, se redujo un 5.31% el rendimiento en la dirección anterior ( $84.84 \pm 4.83$  vs  $80.33 \pm 6.62$ ), un 8.05% en dirección posterolateral ( $84.63 \pm 5.65$  vs  $77.81 \pm 6.13$ ) y un 6.87% posteromedial ( $86.69 \pm 5.30$  vs  $80.74 \pm 5.49$ ). Estos resultados de descenso del rendimiento en la prueba mSEBT coinciden con los resultados de nuestro estudio, ya que mostramos descensos significativos entre las condiciones pre-fatiga y post-fatiga central del 4.2%, 6.3%, 4.5% y 5.3% en el promedio de las direcciones anterior, postero-lateral, postero-medial y sumatorio de las tres respectivamente, y del 3.3%, 5.8%, 4.5% y 4.6% en los valores máximos de las mismas variables. Este descenso del rendimiento en el mSEBT podría deberse a posibles cambios en la técnica y déficits en el control postural dinámico, donde estos cambios podrían incrementar el riesgo

de sufrir lesiones de las extremidades inferiores (Whyte et al., 2015; Wright, Lyons & Navalta, 2013; Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer, 2012).

Por el contrario, Zech et al. (2012) encontraron resultados que difieren con los mencionados anteriormente al analizar los efectos de la fatiga central tras un protocolo de carrera en tapiz rodante sobre la estabilidad postural dinámica evaluada a través del SEBT en 4 direcciones; anterior, posterior, medial y lateral, no encontrando efectos de la fatiga sobre el rendimiento del SEBT. A pesar de ello, sí muestran una fatiga de más del 47% después de aplicar fatiga central al valorar la velocidad de balanceo del centro de presiones en una prueba de control postural estático que consistía en mantenerse estable sobre una pierna.

#### *6.2.2.2. Efectos de la fatiga periférica sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test mSEBT*

Gribble, Hertel, Denegar & Buckley (2004) llevaron a cabo una investigación donde comprobaron los efectos de un protocolo de fatiga en dinamómetros isocinético de flexores y extensores de rodilla y cadera y dorsiflexores y flexores plantares de tobillo en el SEBT. Estos autores afirman que la fatiga produce una alteración en el control postural, ya que parece amplificar la disrupción de la activación muscular normal (Gribble et al., 2004), resultados similares a los obtenidos en nuestro estudio, ya que la fatiga periférica de los músculos flexores y extensores de cadera y rodilla propinó un descenso del rendimiento del mSEBT del 3.8%, 5.5%, 3.1% y 4.5% en el promedio de las direcciones anterior, posterolateral, posteromedial y sumatorio de las tres respectivamente, y del 3.6%, 4.1%, 3.2% y 3.7% en los valores máximos de las mismas variables.

Los posibles daños en los receptores articulares llevan a retrasos en la conducción aferente que recluta a las contracciones musculares correctivas de las señales eferentes cuando se responde a una perturbación, lo que deriva en una alteración de la estabilidad articular (Gribble et al., 2004). La fatiga incrementa el umbral de descarga del huso muscular lo que provoca una disrupción del feedback aferente que altera la estabilidad articular (Gribble et al., 2004; Rozzi,

Yuktanandana, Pincivero & Lephart, 2000). Por lo que parece una teoría confirmada que la fatiga afecte al control postural (Gribble et al., 2004).

Estos efectos negativos de la fatiga periférica sobre el control postural también los vislumbra Winter, Prince, Frank, Powell & Zabjek (1996), quienes sugieren que la fatiga de la musculatura proximal de rodilla y cadera origina incrementos más grandes en los puntajes de velocidad del centro de presiones, por lo que el mantenimiento estático a una pierna en estado de fatiga se basa más en el control neuromuscular proximal que en estrategias de tobillo de reclutamiento muscular distal previamente aceptadas. Esto coincide con los resultados de Gribble et al. (2004) ya que en su estudio los participantes se basaron en un control articular proximal durante la ejecución del SEBT, el cual cuando la fatiga fue inducida, se produjo una disrupción del control articular proximal y un descenso en el rendimiento del SEBT.

En relación con lo anterior, se ha demostrado que la actividad del tobillo es más dependiente de medidas de control postural estático mientras que el movimiento articular proximal está más relacionado con tareas posturales de desafío o logro (Riemann, Myers & Lephart, 2003) como el SEBT. Además, Hassanlouei, Arendt-Nielsen, Kersting & Falla (2012) demostraron que tras la inducción de fatiga muscular, la fuerza de flexión y extensión máxima de rodilla se reduce de forma significativa, y mostraron reducciones de la amplitud electromiográfica de la musculatura del cuádriceps e isquiosural, siendo mayor dicha reducción en este último, lo que podría estar vinculado con un cambio en la coactivación agonista-antagonista, además de mostrar un retraso en la activación de dichos grupos musculares en presencia de fatiga posiblemente relacionados con alteraciones en la actividad de los husos musculares que podrían aumentar la vulnerabilidad de la rodilla a daños y lesiones durante rápidas perturbaciones desestabilizadoras.

En contraposición, Zech et al. (2012) tras evaluar los efectos de la fatiga a través de inducir fatiga mediante diferentes ejercicios de subir a un banco a una pierna con sobrecarga y elevaciones de talones sobre el control postural evaluado mediante el SEBT en 4 direcciones; anterior, posterior, medial y lateral, no muestran

efectos significativos de la fatiga. En cambio, sí muestran una fatiga de más de un 10% tras inducir fatiga local y valorar la velocidad de balanceo del centro de presiones en una prueba de control postural estático que consistía en mantenerse estable sobre una pierna.

#### *6.2.2.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test mSEBT*

Únicamente somos conscientes de la existencia de un estudio que haga referencia a esta diferencia entre tipos de fatiga. Zech et al. (2012) no encontraron diferencias en los efectos de la aplicación de un protocolo de fatiga local o periférica y un protocolo de fatiga central en el rendimiento de la prueba mSEBT, coincidiendo con los resultados obtenidos en nuestra investigación.

El protocolo utilizado para inducir fatiga periférica estaba basado en la realización de tres series de subidas a un banco de 30 cm de altura a una pierna seguidos de elevaciones de tobillo con 1 minuto de descanso entre ellas, donde dentro de cada serie realizaron de 20 a 30 repeticiones con el peso correspondiente para cada participante para llevarlas a cabo, mientras el protocolo central consistió en correr en tapiz incrementado la velocidad 2 km/h por minuto, con un comienzo a 8 km/h y con una pendiente constante del 1.5%. Al igual que lo mostrado en nuestro trabajo, estos autores sugieren que ambos tipos de fatiga contribuyen de forma similar en cambios en los mecanismos neuromusculares y sensiomotores responsables del rendimiento en SEBT (Zech et al., 2012).

#### **6.2.2. Efectos de la fatiga sobre estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI**

Aquí, suponemos que la estabilidad postural dinámica cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural es disminuida por ambos tipos de fatiga, mostrando una conducta similar entre las mismas (H8).

*6.2.2.1. Efectos de la fatiga central sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI*

El éxito de un aterrizaje depende de la habilidad corporal para resistir el colapso de las extremidades inferiores por la aplicación de momentos extensores de fuerza para reducir la velocidad del cuerpo a cero sin lesionarse (Devita & Skelly, 1992; Wikstrom et al., 2004). Los momentos extensores trabajan fundamentalmente de forma excéntrica a nivel de la cadera y la rodilla para absorber la energía cinética de las tareas con aterrizaje (Wikstrom et al., 2004).

En este sentido, la fuerza excéntrica y el control neuromuscular de las extremidades inferiores tienen un rol determinante en la consistencia y la seguridad durante el aterrizaje, donde la musculatura del tobillo es la primera que inicia su actividad en el aterrizaje, seguida de la musculatura de la rodilla y la cadera (Wikstrom et al., 2004; Zhang, Bates & Dufek, 2000). Además, la parte con la que el pie entra en contacto con el suelo en el aterrizaje produce cambios, ya que se ha demostrado que un aterrizaje de antepié, alrededor del 90% de aterrizajes en el estudio de Wikstrom et al. (2004), desencadena una producción de potencia media mayor en los flexores plantares de tobillo, seguidos por los extensores de rodilla y cadera (Kovács et al., 1999; Wikstrom et al., 2004).

Así, Steib et al. (2013) además de evaluar la influencia de la fatiga inducida en tapiz rodante sobre el SEBT, comprobaron los efectos sobre el TTS en un salto anterior con aterrizaje a una pierna. Al igual que con el SEBT, el rendimiento en TSS descendió significativamente. Por lo que, la fatiga general mostró efectos negativos en el control postural estático y dinámico en los tres grupos posiblemente debido a que los patrones de activación muscular y de actividad reflexiva, responsable del control postural, son alterados cuando el deportista se encuentra fatigado (Steib et al., 2013).

Brazen, Todd, Ambegaonkar, Wunderlich & Peterson (2010) comprobaron los efectos de un protocolo de fatiga que combinaba 5 series de ejercicios diferentes en escalera de agilidad, 30 saltos laterales, 30 saltos en minitrampolín, saltos de vallas a dos piernas y saltos verticales máximos, sobre las características biomecánicas de un aterrizaje a una pierna tras una caída desde un banco. Los

resultados de este estudio muestran que la fatiga afectó claramente a la biomecánica del aterrizaje, ya que los participantes mostraron una mayor flexión de rodilla, mayor flexión plantar de tobillo, mayores GRF verticales y requerían de más tiempo para estabilizar el cuerpo tras el aterrizaje.

Siguiendo estas investigaciones parece evidente que el mecanismo protector que afianza la estabilidad dinámica articular se ve afectado por la fatiga general (Steib et al., 2013). En cambio, estas investigaciones no coinciden con nuestro estudio, ya que la estabilidad mejoró un 8.0% y un 6.8% en el índice de estabilidad en el eje vertical (VSI) y en el DPSI respectivamente entre las condiciones pre y post-fatiga central.

Estos resultados pueden deberse, a pesar de no ser una variable cuantificada en el estudio, a que el número de intentos necesarios para realizar los tres saltos válidos fue visiblemente mayor, ya que el participante con la presencia de fatiga requería más intentos para lograr aterrizar con una pierna y mantener la estabilidad durante tres segundos sin salirse de la plataforma, apoyar el pie contrario, ayudarse de las manos y/o realizar compensaciones. En los primeros saltos los participantes no eran capaces de ejecutar la prueba correctamente, siendo apreciable su pérdida de estabilidad con fatiga. En cambio, al realizar más intentos y pasar más tiempo entre ellos es posible que el promedio de los tres saltos válidos diera como resultado esa mejora de la estabilidad, suceso que es evidente que no fue así.

#### *6.2.2.2. Efectos de la fatiga periférica sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI*

Wikstrom et al. (2004) evaluaron el rendimiento en un salto dinámico similar al utilizado en nuestro estudio tras la aplicación de un protocolo de fatiga periférica de dorsiflexores y flexores plantares en dinamómetro isocinético. En este estudio se observó cómo después del protocolo de fatiga en dinamómetro isocinético el tiempo hasta la estabilización aumentó en el eje vertical un 19.1% ( $2059.4 \pm 567.6$  ms y  $2450.9 \pm 386.0$  ms en pre y post-test respectivamente), mientras que descendió en los ejes mediolateral ( $1547.2 \pm 427.2$  ms y  $1520.1 \pm 453.0$  ms en pre y post-test respectivamente) y anteroposterior ( $1444.4 \pm 331.8$  ms y  $1257.5 \pm 393.4$  ms en pre y

post-test respectivamente) con una disminución de 1.75% y 12.94% respectivamente (Wikstrom et al., 2004).

En cuanto a las fuerzas de reacción verticales del suelo, incrementaron de un  $3.9 \pm 0.70\%$  del pre-test a un  $4.2 \pm 0.90\%$  en el post-test. Según los autores, estas consecuencias podrían haberse desencadenado debido a la inhabilidad de la musculatura del cuádriceps y del tríceps sural para desacelerar de forma excéntrica el cuerpo en el aterrizaje del salto, ya que dicha imposibilidad para seguir controlando de igual forma la desaceleración que previa a la fatiga, crea un estilo de aterrizaje con el pie más plano asociado con una posición corporal más extendida que incrementa la GRF durante el aterrizaje (Wikstrom et al., 2004).

Además, Chappell et al. (2005) añaden como causa de este incremento de GRF un descenso en el ángulo de flexión de rodilla en estado de fatiga, lo que genera un estrés añadido sobreañadido en el ligamento cruzado anterior y un mayor momento de varo de rodilla. Este descenso de flexión de rodilla, originada por un incremento de la contracción muscular del cuádriceps, un descenso de la contracción muscular de los isquiosurales, o una combinación de ambas, desencadena que la fuerza de cizalla anterior aplicada a la tibia por la musculatura del cuádriceps aumente debido al incremento del ángulo patelar tendón-tibia, mientras la fuerza de cizalla posterior originada en la tibia por los músculos isquiosurales desciende, ya que se produce un descenso del ángulo isquiosurales-tibia. Como resultado del aumento de la fuerza de cizalla anterior y el descenso de la fuerza de cizalla posterior aplicadas en la tibia, se produce un aumento de la traslación anterior de la tibia (Chappell et al., 2005).

Según los artículos mencionados, parece evidente que el rendimiento de la prueba de salto y aterrizaje unilateral desciende con la presencia de fatiga periférica. Al igual que durante la fatiga central, no podemos coincidir con estos estudios ya que mostramos mejoras en la estabilidad del índice vertical o VSI y del DPSI en estado de fatiga periférica. Como hemos comentado anteriormente, resaltamos que el número de intentos necesarios para realizar los tres saltos válidos



correctamente era visiblemente superior en condiciones de post-fatiga, de ahí el posible sesgo en los resultados.

#### *6.2.2.3. Comparación de los efectos de la fatiga central y periférica sobre la estabilidad postural dinámica evaluada mediante el test DPSI*

Santamaria & Webster (2010) llevaron a cabo una revisión sistemática sobre los efectos de la fatiga en la biomecánica de las extremidades inferiores durante tareas de aterrizaje a una pierna, donde encontraron que, en todos los artículos revisados, tanto tras inducir fatiga periférica como central, el pico y el rango de flexión de cadera fue mayor tras la fatiga en todos los estudios con un tamaño del efecto moderado.

Por otro lado, Wikstrom et al. (2004) compararon el efecto de un protocolo de fatiga mediante dinamómetro isocinético y un protocolo funcional basado en series de carrera a máximo esfuerzo con un minuto de descanso entre ellas hasta que el tiempo aumente un 50% comparado con la serie inicial, donde concluyen que no hay diferencias entre la aplicación de ambos programas de fatiga en la estabilidad dinámica de un salto con aterrizaje. Las conclusiones de los autores anteriores coinciden con los resultados obtenidos, donde no hemos vislumbrado diferencias significativas entre ambos tipos de fatiga. Por lo que sugerimos que el rendimiento de la prueba de salto con aterrizaje a una pierna no se ve afectado de manera diferente en función del tipo de fatiga aplicada.

### 6.3. INFLUENCIA DE LOS FACTORES DE INVESTIGACIÓN SOBRE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS Y DINÁMICAS ANALIZADAS EN PRESENCIA DE FATIGA

Acto seguido, se discuten los resultados del análisis correlacional entre las características antropométricas, fuerza concéntrica isocinética y extensibilidad y las variables dependientes que creamos más relevantes y que resultaron ser significativas en presencia de fatiga, es decir, en condición de post-fatiga. En este aspecto, la hipótesis hace referencia a que mayores niveles de fuerza isocinética se relacionarán con una menor diferencia en los cambios pre y post-fatiga, tanto periférica como central, en las variables relacionadas con la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica (H9).

### **6.3.1. Influencia de los factores de investigación sobre las variables cinemáticas y dinámicas analizadas en presencia de fatiga central**

Para comenzar, al análisis de la influencia de fuerza concéntrica isocinética en las variables dependientes de cinemática angular en condiciones de post-fatiga central, se refleja como un mayor pico del par concéntrico normalizado al peso en el movimiento de flexión y una razón agonista-antagonista favorable a la musculatura del cuádriceps desencadenan una menor dorsiflexión durante el contacto inicial y una posición de la rodilla más extendida durante las fases de máxima absorción y despegue. Al comparar los factores analizados con la diferencia delta en las variables estudiadas, se describe como a medida que el pico par concéntrico en flexión es mayor, la diferencia en los cambios de las posiciones angulares de la cadera durante el contacto inicial es menor, mostrando los mismos resultados cuanto más alto se produce el salto CMJ, y añadiendo una menor diferencia en la posición de la rodilla en el contacto inicial. En este aspecto, nuestros resultados coinciden con los propuestos por Hayes et al. (2004), quienes sugieren que mayores valores de fuerza podrían hacer sostener los patrones de carrera durante más tiempo con la llegada de la fatiga. Mientras Kellis et al. (2011) afirman que los cambios cinemáticos que se producen en corredores fatigados son el resultado de deterioros en el rendimiento muscular que contribuyen a la imposibilidad del corredor para mantener la misma técnica de carrera durante un largo periodo de tiempo.

Continuando con la atenuación del impacto, una mayor fuerza del cuádriceps en una posición de la pierna más extendida, ósea, más contraídos muscularmente hablando, aumenta la atenuación de las aceleraciones de bajas frecuencias. Las aceleraciones de las bajas frecuencias se deben a movimientos del propio deportista (Gruber et al., 2014). Por lo que, una mayor fuerza en este rango muscular, podría hacer que el aumento de flexión de rodilla durante el contacto producida por la fatiga (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000), llevase al cuádriceps a una posición funcionalmente más exigente, aumentando los desplazamientos de la extremidad inferior y derivando en más aceleraciones de bajas frecuencias. Esta atenuación sería superior debido al

aumento de los movimientos o aceleraciones en tibia y al mantenimiento de las aceleraciones en cabeza.

Además, los resultados manifiestan como una mayor fuerza del cuádriceps con la pierna más flexionada, es decir, en posiciones musculares más estiradas o elongadas, provoca un descenso de la magnitud de la potencia de altas frecuencias máxima y total en tibia. Estos resultados parecen ser lógicos debido al rol determinante de la musculatura del cuádriceps en la absorción durante la fase de pisada (Novacheck, 1998). El aumento de la flexión de rodilla durante el contacto (Chan-Roper et al., 2012; Derrick et al., 2002; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, et al., 2000), podría incrementar el recorrido de trabajo de este grupo muscular y solicitar su participación en rangos musculares más extendidos. Por ello, presentar un nivel de fuerza mayor en posiciones más elongadas de cuádriceps sería importante para proteger al sistema corporal ante los impactos e incrementar su habilidad para recibir durante la carrera a pie.

Por otro lado, se muestra cómo una fuerza mayor en cuádriceps en rangos más extendidos de la pierna, ofrece una mayor variabilidad en las posiciones angulares de la pierna en la fase de propulsión terrestre. Durante la fase de propulsión, el cuádriceps actúa en esta fase en dichos rangos musculares más contraídos (Novacheck, 1998), por lo que esto hace hincapié en la importante de presentar unos adecuados niveles de fuerza en las posiciones angulares específicas en la que actúa cada grupo muscular en cada fase de carrera. A su vez, esta mayor variabilidad representaría un aspecto positivo contra lesiones, ya que una menor variabilidad en la coordinación pueden derivar en movimientos excesivamente restringidos que pueden provocar lesiones o disminuir el rendimiento (Hafer & Boyer, 2017).

Pasando a las variables espacio-temporales, una razón agonista-antagonista en la fuerza cuádriceps-isquiosurales favorable a los isquiosurales explica incrementos en el tiempo y porcentaje de apoyo, mientras una razón favorable al cuádriceps explica un mayor porcentaje de vuelo. Estos resultados son lógicos, una mayor relación de fuerza en los isquiosurales, músculos altamente implicados en

la propulsión, harán que la fase de apoyo sea más prolongada, mientras una relación superior hacia los músculos flexores de cadera y rodilla, fuertemente utilizados durante el impulso en el aire, harán que fase de vuelo sea más elevado (Novacheck, 1998).

Además, cuando la razón agonista-antagonista en la variable de fuerza isocinética es más elevada (favorable al cuádriceps), también desencadena en aumentos de la rigidez, tanto vertical como de la pierna. Esto podría significar que mayores desequilibrios de fuerza cuádriceps-isquiosurales a favor del cuádriceps pudiera aumentar los valores de rigidez, significando que cuanto más fuerza presenten los músculos isquiosurales menores valores de rigidez mostraremos. Este suceso corrobora la importancia de mantener unos niveles óptimos de fuerza isquiosural como medida preventiva de lesiones (Mendiguchia, Alentorn-Geli & Brughelli, 2012).

En cuanto a la estabilidad, los valores en la dirección posterolateral y sumatorio del mSEBT son mejores cuando el tiempo requerido para lograr el pico par concéntrico en extensión es mayor, es decir, cuando la pierna consigue mayores valores de fuerza en posiciones más extendidas. En relación con lo anterior, Lockie, Schultz, Callaghan & Jeffriess (2013) encontraron que los deportistas con una mayor fuerza de los extensores de rodilla, evaluada a través de isocinético, presentaban una mayor estabilidad dinámica unilateral evaluada mediante la prueba SEBT en 8 direcciones, en este caso en deportes de equipo.

Como podemos comprobar en los resultados, el rendimiento o la estabilidad de las variables VSI y DPSI en la prueba de aterrizaje unilateral es inferior cuando el ángulo al que se produce el pico par concéntrico en extensión describe una posición de la pierna más flexionada. Del mismo modo, la estabilidad es inferior cuando se requiere un mayor tiempo para lograr el pico par del cuádriceps, ya que la velocidad del isocinético es constante, remarca que a medida que la pierna, desde una posición inicial de flexionada a 90°, se ubica en posiciones más extendidas, la estabilidad es inferior. En este tipo de pruebas, Williams et al. (2016b) sugieren que

posibles déficits en la fuerza de flexo-extensión de rodilla, entre otras variables, podrían disminuir la estabilidad postural dinámica y aumentar el riesgo de lesión.

Analizando la influencia de las características antropométricas, presentar una masa mayor hace que la rigidez vertical y de la pierna sea más elevada, así como el ángulo de la pierna durante el despegue, es decir, la inclinación anterior de la pierna sería más elevada. La mayor inclinación anterior de la pierna puede deberse a las mayores necesidades de propulsión para conseguir vencer una masa corporal mayor. En las variables de estabilidad, comprobamos cómo el rendimiento en las direcciones posterolateral y posteromedial, así como los sumatorios de las tres direcciones de la prueba mSEBT, está altamente relacionado con la masa de los participantes. Una masa corporal mayor desencadena menores valores de alcance, y por tanto, menor estabilidad post-fatiga en los corredores con más masa corporal. Estos resultados, los cuales indican que con mayor masa corporal aumentan los valores de rigidez, se generan mayores esfuerzos durante la propulsión y desciende la estabilidad, no hacen más que rubricar que una masa corporal aumentada podría suponer un factor de riesgo de lesión (Hartley, Hoch & Boling, 2017; Wen et al., 1997).

Evaluando la influencia de la extensibilidad, un mayor ROM en la musculatura del cuádriceps refleja un menor tiempo de propulsión, mientras un ROM del sóleo incrementado ofrece una mayor variabilidad post-fatiga en la variable de *vector coding* que compara el movimiento de la rodilla en el plano sagital con respecto a la inversión-eversión del tobillo en la fase de absorción terrestre. Por último, mostramos unos resultados muy interesantes con respecto a las variables de impactos en el dominio de las frecuencias. El rango de movimiento isquiosural y del sóleo están relacionados con la potencia que se produce durante el contacto del pie con el suelo en la tibia en la zona de altas frecuencias, mostrando cómo a medida que el ROM es mayor, la potencia sufrida es inferior. Un acortamiento isquiosural conlleva modificaciones del rango de movimiento de los segmentos corporales mientras nos movemos debido a que el rango de movimiento de este grupo muscular estaría restringido. Podría reducir la flexión de cadera y alterar la extensión de la misma, lo que puede alterar el control del complejo lumbo-pélvico,

alterando la propiocepción (Miranda et al., 2016). Durante la marcha, un acortamiento isquiosural puede alterar la frecuencia y longitud de zancada, incrementar la oscilación posterior de la pelvis, descender la oblicuidad pélvica y generar rotaciones y movimientos de eversión-inversión prematuros (Whitehead, Hillman, Richardson, Hazlewood & Robb, 2007). Por ello, un acortamiento isquiosural parece estar relacionado con determinadas lesiones de las extremidades inferiores y con reducciones del rendimiento deportivo (García-Pinillos, Ruíz-Ariza, Moreno del Castillo & Latorre-Román, 2015).

### **6.3.2. Influencia de los factores de investigación sobre las variables cinemáticas y dinámicas analizadas en presencia de fatiga periférica**

Un mayor torque pico en los músculos isquiosurales y una razón agonista-antagonista favorable hacia el cuádriceps genera un mayor descenso de la flexión de rodilla durante las fases de máxima absorción y despegue. En las variables de coordinación, se ha encontrado una correlación positiva entre el torque pico de la musculatura del cuádriceps, el ángulo de obtención del pico torque (menores ángulos, pierna más extendida); mayor será la variabilidad de la posición angular de la rodilla.

A su vez, tanto los cambios delta de la posición angular de la rodilla durante el contacto inicial como de la potencia total en tibia son menores a medida que el ángulo del pico par en extensión se produce en una posición más elongada, es decir con la pierna más extendida. Estos resultados, como hemos comentado en el apartado anterior, coinciden con la literatura, ya que mayores valores de fuerza podrían hacer sostener los patrones de carrera durante más tiempo con la llegada de la fatiga (Hayes et al., 2004), debido a que los posibles cambios cinemáticos que se producen en corredores fatigados son el resultado de deterioros en el rendimiento muscular que contribuyen a la imposibilidad del corredor para mantener la misma técnica de carrera durante un largo periodo de tiempo (Kellis et al., 2011).

Pasando a las variables de estabilidad, el rendimiento en la dirección anterior del mSEBT es superior a medida que la fuerza tanto de los isquiosurales como de cuádriceps es superior en rangos más flexionados. Mayores valores en la dirección anterior del mSEBT se relacionan con menores incidencias de lesión (Hartley et al., 2017). Para realizar un mejor alcance en esta dirección, es necesario una flexión de la pierna de apoyo, donde la activación del cuádriceps es muy alta (Earl & Hertel, 2001), por lo que mayores valores de fuerza en esta posición desencadenarán un mayor alcance.

Al estudiar la influencia de las características antropométricas sobre las variables dependientes comprobamos como una mayor masa corporal explica una inclinación anterior mayor de la pierna durante el despegue, una mayor rigidez vertical y de la pierna durante el contacto inicial de la carrera y un descenso del rendimiento del mSEBT en las direcciones posterolateral y posteromedial. Esto coincide con los resultados de Hartley et al. (2017), quienes proponen una mayor masa corporal como un factor de riesgo de lesión.

Como último factor analizado encontramos la influencia de la extensibilidad o ROM articular. Un mayor ROM de la musculatura del cuádriceps y del sóleo ofrece una mejor estabilidad de las variables VSI y DPSI durante la prueba de aterrizaje unilateral post-fatiga. Coincidiendo con Williams et al. (2016b), quienes proponen la dorsiflexión de tobillo como una variable determinante en esta prueba, donde posibles déficits podrían descender la estabilidad postural dinámica e incrementar el riesgo de lesión. Al igual que C. Shah (2013), quienes sugieren que un acortamiento en la musculatura del tríceps sural correlaciona de forma negativa con el equilibrio estático y dinámico y con la movilidad. Así, parece claro que el ROM del tobillo podría suponer ser predictor del éxito en la tares de aterrizaje a una pierna (Williams et al., 2016a).

Para finalizar, remarcamos que, debido a los posibles déficits de fuerza o extensibilidad, es posible que se produjera una estrategia compensatoria en la variabilidad de la coordinación que hiciera que ciertas variables no se modificasen con la fatiga.





## **VII – CONCLUSIONES**



## VII - CONCLUSIONES

A continuación, en función de los resultados obtenidos, aceptamos o rechazamos las hipótesis planteadas y exponemos las conclusiones del presente trabajo:

- **Se acepta la hipótesis (1)** “Tanto la fatiga central como la fatiga periférica producirán modificaciones en los patrones de movimiento angulares durante la carrera a pie, siendo más acentuados en estado de fatiga central”.
  - **Conclusión 1:** La fatiga central se produce un aumento del ángulo de flexión de rodilla durante la fase de máxima absorción, y una mayor inclinación anterior de la pierna durante el despegue, mientras que la fatiga periférica provoca una disminución de la dorsiflexión de tobillo durante el contacto inicial y una mayor flexión de rodilla y modificaciones en la posición angular de la pierna durante el despegue. Por otro lado, la fatiga central provoca una mayor dorsiflexión de tobillo en las fases de contacto inicial y absorción en comparación con la fatiga periférica. Los cambios más pronunciados en las posiciones angulares de cadera y rodilla ocurrieron en las fases de contacto inicial y absorción.
- **Se acepta parcialmente la hipótesis (2)** “Ambos tipos de fatiga, central y periférica, desencadenarán cambios en los parámetros espacio-temporales durante la carrera a pie, presentando una magnitud mayor del cambio tras la fatiga central”.
  - **Conclusión 2:** El tiempo de apoyo aumenta en estado de fatiga central. En cambio, la presencia de fatiga periférica en los músculos flexores y extensores de rodilla / cadera no altera ningún parámetro espacio-temporal durante la carrera a pie. A su vez, la fatiga general desencadena un menor porcentaje de vuelo y un mayor tiempo de

contacto y propulsión comparado con la fatiga periférica.

- **Se acepta parcialmente la hipótesis (3)** “La rigidez vertical y la rigidez de la pierna durante la carrera a pie disminuirán en estado de fatiga central y periférica, siendo más pronunciados en estado de fatiga central”.
  - **Conclusión 3:** Las características de rigidez vertical y rigidez de la pierna no se vieron alteradas con la presencia de ningún tipo de fatiga. En cambio, la fatiga central produce valores inferiores de rigidez vertical y de la pierna que la fatiga periférica.
- **Se acepta la hipótesis (4)** “La variabilidad en la coordinación de los segmentos corporales durante la carrera a pie disminuirá en mayor medida con la fatiga central pero también se verá descendida en estado de fatiga periférica”.
  - **Conclusión 4:** La variabilidad de la coordinación de la pierna durante la fase de propulsión desciende en estado de fatiga central. A su vez, la fatiga periférica disminuye la variabilidad de la rodilla en el plano sagital con respecto a la eversión-inversión del tobillo durante la fase de absorción. Por último, la variabilidad disminuye en mayor medida con la presencia de fatiga central en los segmentos de pierna y rodilla durante la fase de propulsión, y al comparar los movimientos del tobillo en el plano sagital con la inversión-eversión durante la fase de absorción terrestre.
- **Se acepta parcialmente la hipótesis (5)** “Se producirá un aumento de la magnitud del impacto en tibia y de la atenuación en el dominio del tiempo en ambos tipos de fatiga durante la carrera a pie, siendo más marcado el aumento en estado de fatiga central y manteniendo constantes las aceleraciones recibidas en cabeza”.
  - **Conclusión 5:** Tanto la magnitud del impacto en tibia como la atenuación en el dominio del tiempo no sufren modificaciones durante

la carrera con la existencia de fatiga, ni reflejan comportamientos distintos entre la fatiga periférica y central. No obstante, las aceleraciones en cabeza sí permanecen constantes en ambos tipos de fatiga.

- **Se acepta parcialmente la hipótesis (6)** “Los componentes de impacto en tibia en la zona de altas frecuencias y la atenuación de las altas frecuencias aumentarán, mientras se mantienen los niveles de impacto en cabeza en ambos tipos de fatiga. Asimismo, estos cambios serán más acentuados con la presencia de fatiga central”.
  - **Conclusión 6:** La potencia máxima y total localizada en tibia en la zona de altas frecuencias y la atenuación de las bajas frecuencias aumentan con la presencia de fatiga central. Por el contrario, dichos parámetros no varían con la fatiga periférica. Por otro lado, las características de impacto en cabeza en el dominio de las frecuencias no se ven alteradas con ningún tipo de fatiga, mientras la atenuación de las bajas frecuencias, la potencia máxima de tibia y la potencia máxima / total de tibia en la zona de altas frecuencias fueron superiores con la fatiga central.
- **Se acepta la hipótesis (7)** “La fatiga central y periférica reducirán la estabilidad postural dinámica cuando la base de apoyo se encuentra en un lugar y el participante se mueve dentro de esa base de apoyo, presentando los efectos de la fatiga central y periférica un comportamiento similar”.
  - **Conclusión 7:** La estabilidad postural dinámica descendió en ambos tipos de fatiga, sin mostrar comportamientos dispares entre ellas.
- **Se rechaza la hipótesis (8)** “La estabilidad postural dinámica, cuando el participante tiene que cambiar la ubicación de la base de apoyo y mantener su estabilidad postural disminuirá por el efecto de ambos tipos de fatiga, mostrando una conducta similar entre las mismas”.

- **Conclusión 8:** La estabilidad postural dinámica aumenta con la presencia ambos tipos de fatiga, vislumbrándose una conducta similar entre la fatiga periférica y central.
- **Se acepta la hipótesis (9)** “Mayores niveles de fuerza isocinética y extensibilidad se relacionarán con una menor diferencia en los cambios pre y post-fatiga, tanto periférica como central, en las variables relacionadas con la carrera a pie y la estabilidad postural dinámica”.
- **Conclusión 9:** Mayores valores de fuerza isocinética suponen que las consecuencias de la fatiga fueran menos pronunciadas. Por otro lado, un acortamiento y/o un rango de movimiento inferior en la musculatura isquiosural y del sóleo, se relacionan con mayores magnitudes de potencia en tibia en el análisis de los impactos de altas frecuencias, mientras un acortamiento y/o un rango de movimiento inferior en la musculatura del cuádriceps y del sóleo descenden la estabilidad en tareas de recepción a una pierna. Del mismo modo, la posible estrategia compensatoria mostrada en los cambios en la variabilidad de la coordinación ante posibles déficits de fuerza y/o extensibilidad, hace que ciertas variables no se modifiquen con la fatiga.

# **VIII – APLICACIONES PRÁCTICAS**





## VIII – APLICACIONES PRÁCTICAS

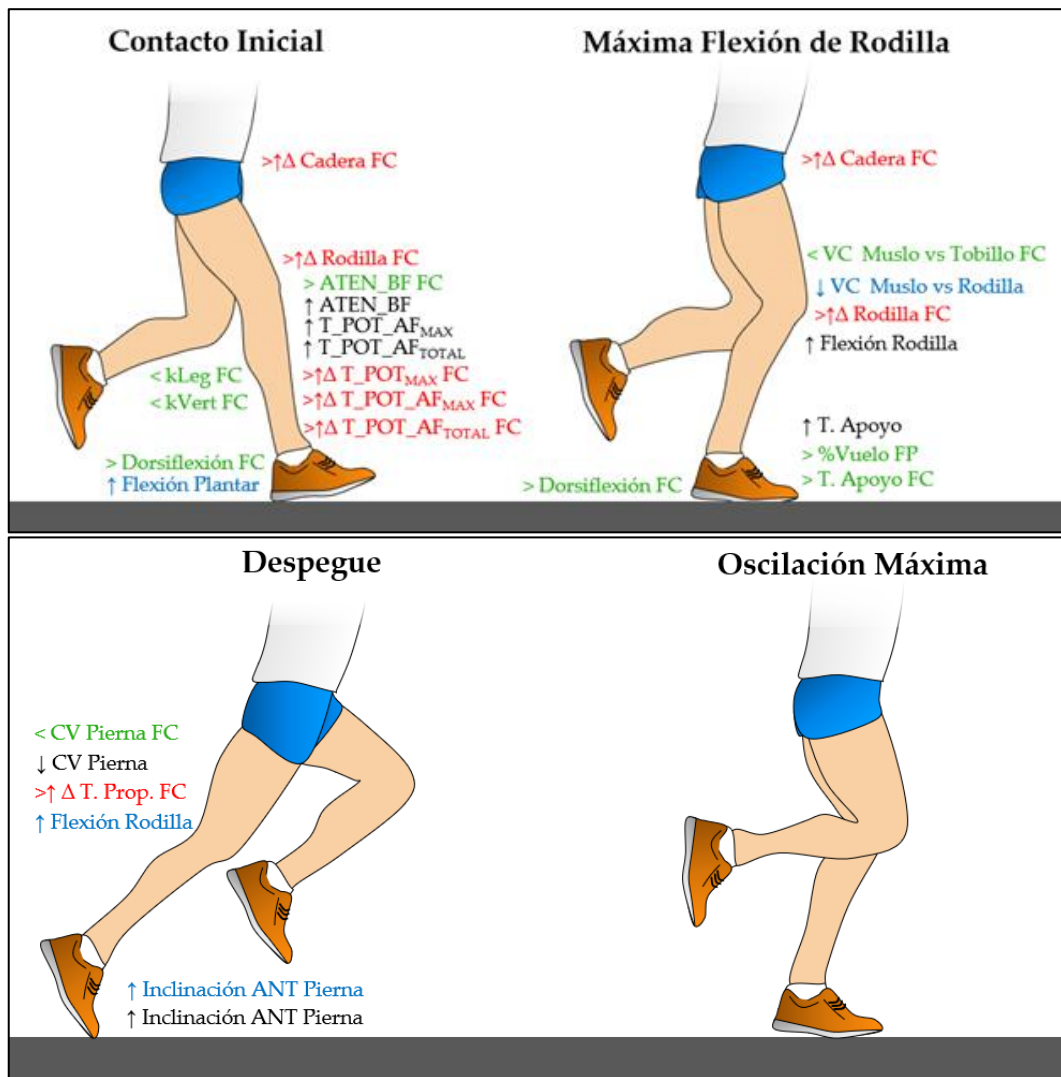
A modo de resumen, la fatiga central produce mayores modificaciones en los parámetros biomecánicos de la carrera a pie, donde las diferencias delta son significativamente más pronunciadas en las posiciones angulares de cadera y rodilla durante el contacto inicial y la máxima flexión de rodilla, en el tiempo de propulsión en el despegue, o en potencias mayores en tibia en el análisis de los impactos.

Además, este tipo de fatiga aumenta significativamente la flexión de rodilla durante la fase de máxima absorción en tierra, hace que la rigidez se ubique en valores más bajos, atenúa en mayor medida los impactos en bajas frecuencias, provoca una mayor dorsiflexión, un mayor porcentaje de apoyo y una menor variabilidad de la pierna en el despegue (Figura 78).

Debido a estos resultados, creemos que aportamos un paso adelante en el conocimiento de los efectos que producen tanto la fatiga central como periférica durante la carrera a pie. Esto nos permite explicar qué sucede cuando el deportista se encuentra fatigado, aspecto que ha sido altamente estudiado como posible riesgo de lesión en esta actividad.

Como recomendación práctica se sugiere que ante cualquier valoración biomecánica de la carrera (cinemática angular, variables espacio-temporales, rigidez o las características de impacto), se realice un protocolo de fatiga central, ya que los efectos de la fatiga provocan más alteraciones en el patrón biomecánico de carrera con este tipo de fatiga. Igualmente, se recomienda un protocolo de fatiga central en corredores, ya que es mucho más específico al tratarse del gesto natural sobre el que se entrena y compite. De este modo se puede reproducir el tipo y efectos de la fatiga que aparecen en cada entrenamiento o competición. En cambio, si la propuesta radica en evaluar la pérdida de estabilidad postural dinámica con

la fatiga, podríamos emplear cualquiera de las pruebas, ya que los resultados son similares y no se reflejan diferencias entre las pruebas.



**Figura 78.** Modificaciones post-fatiga durante la carrera a pie mostradas en el presente estudio, donde se reflejan los cambios post-fatiga central (negro) y post-fatiga periférica (azul), las diferencias post-fatiga entre la fatiga periférica y central (verde) y las diferencias delta ( $\Delta$ ) (rojo). FC: Fatiga Central, FP: Fatiga Periférica. ↑: Aumento, ↓: Descenso, >: Mayores valores en un determinado tipo de fatiga, <: Menores valores en un determinado tipo de fatiga. Elaboración propia.

Relacionado con el riesgo de lesión, a modo de aplicación práctica en los programas de entrenamiento se proponen dos aspectos que podrían ayudar con este problema.

1. **La importancia de la fuerza:** el análisis estadístico refleja que mayores valores de fuerza están relacionados con las consecuencias de la fatiga, haciendo que éstas fuesen menos pronunciadas en determinados parámetros biomecánicos.
2. **La importancia del rango de movimiento:** un mayor rango de movimiento en la musculatura isquiosural y del sóleo hacen que los impactos en tibia (la potencia máxima en el análisis en el dominio de las frecuencias) sean inferiores. Este aspecto es importante, pues los impactos recibidos durante la carrera es uno de los parámetros altamente relacionados con el riesgo de lesión durante la carrera a pie.

Por lo que, aumentar los niveles de fuerza e incrementar el rango de movimiento de la musculatura isquiosural y del sóleo podrían disminuir el riesgo de lesión durante la carrera a pie y mantener los parámetros de carrera durante más tiempo.



# **IX – LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN**



## IX –LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Como principal limitación, a pesar de existir estudios que sugieren que la fatiga afecta de forma similar a la extremidad dominante y no dominante (Brown et al., 2014), creemos que el análisis de las dos extremidades podría proporcionar un extra de calidad a estas investigaciones. Aunque hicimos hincapié en ello, el hecho de fatigar de forma localizada únicamente la extremidad dominante podría hacer que el deportista corriese compensando esta fatiga con la pierna no dominante y no fatigada. Pero el tiempo requerido para fatigar las dos extremidades en el dinamómetro isocinético era demasiado elevado, ya que después de fatigar una extremidad, tendríamos que volver a comenzar todo el proceso de calibración y elección del sistema del instrumento y cambiar el brazo del isocinético entre otros pasos, que harían que el tiempo transcurrido entre la primera y la segunda pierna testada fuese demasiado elevado y, por tanto, los procesos de recuperación de la fatiga estarían muy avanzados.

Igualmente, el sistema de cámaras infrarrojas utilizadas no permitió registrar las dos extremidades al mismo tiempo, aspecto que habría aportado más información sobre los procesos de fatiga en los deportistas.

Por otro lado, si bien hemos encontrado diferencias en los patrones de movimiento angulares, espacio-temporales y en las características de impactos en el dominio de las frecuencias, no vislumbramos aumentos de la magnitud del impacto ni de la atenuación en el dominio del tiempo. Este suceso puede deberse a la diferente metodología empleada, donde los principales estudios analizados realizan dichas mediciones dentro del protocolo de fatiga central, evaluando los cambios cada cierto periodo de tiempo dentro de la misma prueba de fatiga, sin necesidad de que el participante pare para instrumentarlo. En nuestro estudio, por la fragilidad del material de acelerometría empleado, no era posible realizar ese

tipo de evaluación, teniendo que proponer una prueba post-fatiga, donde el participante terminaba el protocolo de fatiga central, era instrumentado rápidamente y posteriormente sometido a la prueba de carrera post-fatiga. Creemos que esta parada para la instrumentación, a pesar de ser muy breve, podría ser suficiente como para no mostrar los cambios que reflejan los estudios con análisis dentro del protocolo de fatiga.

Por ello, debido a la experiencia y a los resultados obtenidos en nuestro estudio, como **futuras líneas de investigación**, creemos que las investigaciones deberían poner la atención en conocer el efecto de la fatiga central en ambas extremidades al mismo tiempo, buscando protocolos e instrumentos que permitan fatigar de forma localizada un determinado o determinados grupos musculares en ambas extremidades a la vez, además de utilizar un sistema de filmación en tres dimensiones que permita registrar ambas extremidades durante la carrera a pie. Del mismo modo, pensamos que el instrumental empleado para analizar los parámetros angulares y las características de impactos deberían poder registrar de forma segura y fiable dentro del protocolo de fatiga central, sin necesidad de parar, debido a que los deportistas se fatigan y/o se lesionan en la parte final del entrenamiento o competición, donde no hay pausas, pudiendo ser un protocolo y unos resultados quizás más robustos.



# **X - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**



**X – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- Abián-Vicén, J., Del Coso, J. G., Millán, C. G., & Martín, J. J. S. (2013). *La biomecánica y la tecnología aplicadas al calzado deportivo*. Universidad Camilo José Cela. Cátedra Olímpica Marqués de Samaranch. Madrid: International Marketing & Communication.
- Adrian, M. J., & Cooper, J. M. (1989). *The biomechanics of human movement*. Indianapolis: Benchmark Press.
- Almonroeder, T., Willson, J. D., & Kernozek, T. W. (2013). The effect of foot strike pattern on achilles tendon load during running. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(8), 1758-1766. doi: 10.1007/s10439-013-0819-1
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2009). *Is midfoot striking during running advantageous over rearfoot or forefoot striking*. En State College (PA), American Society of Biomechanics.
- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287-332. doi: 10.1152/physrev.00015.2007
- American College of Sports Medicine. (2006). *American College of Sports Medicine. Advanced Exercise Physiology*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.029
- Ardigo, L. P., Lafortuna, C., Minetti, A. E., Mognoni, P., & Saibene, F. (1995). Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and

- rearfoot strike, in human running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 155(1), 17-22. doi: 10.1111/j.1748-1716.1995.tb09943.x
- Avin, K. G., Naughton, M. R., Ford, B. W., Moore, H. E., Monitto-Webber, M. N., Stark, A. M., . . . Law, L. A. (2010). Sex differences in fatigue resistance are muscle group dependent. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(10), 1943-1950. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181d8f8fa
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., Cejudo, A., & Santonja, F. (2013). Pruebas angulares de estimación de la flexibilidad isquiosural: descripción de los procedimientos exploratorios y valores de referencia. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 6(3), 120-128.
- Bahlsen, H. A., & Nigg, B. M. (1987). Influence of attached masses on impact forces and running style in heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3(3), 264-275.
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries-a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 384-392.
- Barbany, J. R. (2006). Fatiga física, ayudas ergogénicas y dopaje. En J. R. Barbany (Ed.), *Fisiología del ejercicio físico y del entrenamiento* (pp. 169-186). Badalona: Paidotribo.
- Bennell, K. L., Malcolm, S. A., Thomas, S. A., Reid, S. J., Brukner, P. D., Ebeling, P. R., & Wark, J. D. (1996). Risk factors for stress fractures in track and field athletes. A twelve-month prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 810-818. doi: 10.1177/036354659602400617
- Bennett, J. E., Reinking, M. F., & Rauh, M. J. (2012). The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(3), 267-278.

- Benson, L. C., & O'Connor, K. M. (2015). The Effect of Exertion on Joint Kinematics and Kinetics During Running Using a Waveform Analysis Approach. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(4), 250-257. doi: 10.1123/jab.2014-0138
- Bergstra, S. A., Kluitenberg, B., Dekker, R., Bredeweg, S. W., Postema, K., Van den Heuvel, E. R., . . . Sobhani, S. (2015). Running with a minimalist shoe increases plantar pressure in the forefoot region of healthy female runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(4), 463-468. doi: 10.1016/j.jsams.2014.06.007
- Bertelsen, M. L., Jensen, J. F., Nielsen, M. H., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 38(2), 354-356. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.11.022
- 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. doi: 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. doi: 10.1080/02701367.2013.762259
- Billat, V. (2002). *Fisiología y metodología del entrenamiento. De la teoría a la práctica*. Barcelona: Paidotribo.
- Bisquerra, R. (2004). *Metodología de la Investigación Educativa*. Madrid: La Muralla, S.A.
- Blackah, Nicholas, Bradshaw, Elizabeth J, Kemp, Justin G, & Shoushtarian, Mehrnaz. (2013). The Effect of Exercise-Induced Muscle Damage on Shock

- Dissipation during Treadmill Running. *Asian Journal of Exercise & Sports Science*, 10(1), 16-30.
- Bobbert, M. F., Schamhardt, H. C., & Nigg, B. M. (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal of Biomechanics*, 24(12), 1095-1105.
- 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.
- Boccia, G., Dardanello, D., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Cescon, C., Schneebeli, A., . . . Pellegrini, B. (2016). Central and peripheral fatigue in knee and elbow extensor muscles after a long-distance cross-country ski race. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. doi: 10.1111/sms.12718
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5), 377-381.
- Bove, M., Faelli, E., Tacchino, A., Lofrano, F., Cogo, C. E., & Ruggeri, P. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. *Neuroscience Letters*, 418(3), 276-281. doi: 10.1016/j.neulet.2007.03.036
- Boyer, K. A., Freedman Silvernail, J., & Hamill, J. (2014). The role of running mileage on coordination patterns in running. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(5), 649-654. doi: 10.1123/jab.2013-0261
- Boyer, K. A., & Nigg, B. M. (2004). Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1583-1588. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.01.002
- Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R., & Peterson, C. (2010). The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(4), 286-292. doi: 10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc

- Breine, B., Malcolm, P., Frederick, E. C., & De Clercq, D. (2014). Relationship between running speed and initial foot contact patterns. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(8), 1595-1603. doi: 10.1249/mss.0000000000000267
- 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.007
- Bruce, R. A. (1971). Exercise testing of patients with coronary heart disease. Principles and normal standards for evaluation. *Annals of Clinical Research*, 3(6), 323-332.
- Bruce, R. A., Blackmon, J. R., Jones, J. W., & Strait, G. (2004). Exercising testing in adult normal subjects and cardiac patients. 1963. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 9(3), 291-303. doi: 10.1111/j.1542-474X.2004.93003.x
- Brüggemann, G. P., Arndt, A., Kersting, U. G., & Knicker, A. J. (1995). *Influence of fatigue on impact force and rearfoot motion during running*. En XVth Congress of the International Society of Biomechanics.
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Lemmink, K. A., van Mechelen, W., & Diercks, R. L. (2010). Predictors of running-related injuries in novice runners enrolled in a systematic training program: a prospective cohort study. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(2), 273-280. doi: 10.1177/0363546509347985
- Bus, S. A. (2003). Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(7), 1167-1175. doi: 10.1249/01.mss.0000074441.55707.d1
- Butler, R. J., Lehr, M. E., Fink, M. L., Kiesel, K. B., & Plisky, P. J. (2013). Dynamic balance performance and noncontact lower extremity injury in college football players: an initial study. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 5(5), 417-422. doi: 10.1177/1941738113498703

- Butler, R. J., Southers, C., Gorman, P. P., Kiesel, K. B., & Plisky, P. J. (2012). Differences in soccer players' dynamic balance across levels of competition. *Journal of Athletic Training, 47*(6), 616-620. doi: 10.4085/1062-6050-47.5.14
- Cárdenas-Castro, M., & Arancibia-Martini, H. (2014). Potencia estadística y cálculo del tamaño del efecto en G\*Power: Complementos a las pruebas de significación estadística y su aplicación a la psicología. *Salud & Sociedad, 5*(2), 210-224.
- Carroll, T. J., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2017). Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. *Journal of Applied Physiology, 122*(5), 1068-1076. doi: 10.1152/jappphysiol.00775.2016
- Casáis-Martínez, L. (2008). Revisió de les estratègies per a la prevenció de lesions des de l'activitat física. *Apunts Medicina de l' Esport, 43*(157), 30-40.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics, 13*(5), 397-406.
- Caylor, D., Fites, R., & Worrell, T. W. (1993). The Relationship between Quadriceps Angle and Anterior Knee Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 17*(1), 11-16.
- Cejudo, A., Sainz de Baranda, P., Ayala, F., & Santonja, F. (2014a). Fiabilidad absoluta de dos pruebas clínicas para la estimación de la flexibilidad del tríceps sural. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, 14*(54), 291-305.
- Cejudo, A., Sainz de Baranda, P., Ayala, F., & Santonja, F. (2014b). Perfil de flexibilidad de la extremidad inferior en jugadores senior de balonmano. *Cuadernos de Psicología del Deporte, 14*(2), 111-120.
- Cejudo, A., Sainz de Baranda, P., Ayala, F., & Santonja, F. (2015). Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity



- muscle flexibility in futsal and handball players. *Physical Therapy In Sport*, 16(2), 107-113. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.05.004
- Cissik, J. M. (2004). *Desarrollo de la Técnica y la Velocidad para la Carrera*: PubliCE Standard.
- 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 Exercise*, 44(10), 1917-1923. doi: 10.1249/MSS.0b013e318259480d
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., & Hamill, C. L. (1983). The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(5), 376-381.
- Coh, M. (2012). Overuse Syndrome in the running. *SportLogia*, 8(2), 259-268.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112, 155-159. doi: 10.1037/0033-2909.112.1.155
- Coren, S., & Porac, C. (1978). The validity and reliability of self-report items for the measurement of lateral preference. *British Journal of Psychology*, 69(2), 207-211.
- Coughlan, G. F., Fullam, K., Delahunt, E., Gissane, C., & Caulfield, B. M. (2012). A comparison between performance on selected directions of the star excursion balance test and the Y balance test. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 366-371. doi: 10.4085/1062-6050-47.4.03
- Cowan, D. N., Jones, B. H., & Robinson, J. R. (1993). Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Archives of Family Medicine*, 2(7), 773-777.

- Chan-Roper, M., Hunter, I., Myrer, J. W., Eggett, D. L., & Seeley, M. K. (2012). Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(1), 77-82.
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1022-1029. doi: 10.1177/0363546504273047
- Cheung, R. T., Wong, M. Y., & Ng, G. Y. (2011). Effects of motion control footwear on running: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 29(12), 1311-1319. doi: 10.1080/02640414.2011.591420
- Chevrolet, J. C., Tschopp, J. M., Blanc, Y., Rochat, T., & Junod, A. F. (1993). Alterations in inspiratory and leg muscle force and recovery pattern after a marathon. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25(4), 501-507.
- 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. doi: 10.1016/s0167-9457(01)00048-3
- Chu, J. J., & Caldwell, G. E. (2004). Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. *Journal of applied Biomechanics*, 20(3), 291-308.
- da Rocha, E. S., Machado, A. S., Kunzler, M. R., & Carpes, F. P. (2014). Influence of running distance on plantar pressure. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 16(5), 563-569.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective

- study. *Medicine Sciences Sports Exercise*, 44(7), 1325-1334. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182465115
- de Almeida, M. O., Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., & Lopes, A. D. (2015). Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport*, 16(1), 29-33. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.02.005
- de Noronha, M., Franca, L. C., Haupenthal, A., & Nunes, G. S. (2013). Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: a prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(5), 541-547. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x
- 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.
- Decorte, N., Lafaix, P. A., Millet, G. Y., Wuyam, B., & Verges, S. (2012). Central and peripheral fatigue kinetics during exhaustive constant-load cycling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(3), 381-391. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01167.x
- Degache, F., Morin, J. B., Oehen, L., Guex, K., Giardini, G., Schena, F., . . . Millet, G. P. (2016). Running Mechanics During the World's Most Challenging Mountain Ultramarathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(5), 608-614. doi: 10.1123/ijsp.2015-0238
- Demirhan, B., Cengiz, A., Turkmen, M., Tekbas, B., & Cebi, M. (2014). Evaluating maximum oxygen uptake of male soccer players with Bruce protocol. *Ovidius University Annals, Series Physical Education and Sport/Science, Movement and Health*, 14(2), 223-229.

- Dempsey, J. A., McKenzie, D. C., Haverkamp, H. C., & Eldridge, M. W. (2008). Update in the understanding of respiratory limitations to exercise performance in fit, active adults. *Chest Journal*, *134*(3), 613-622.
- Denadai, B. S., Greco, C. C., Tufik, S., & de Mello, M. T. (2007). Effects of high intensity running to fatigue on isokinetic muscular strength in endurance athletes. *Isokinetics and Exercise Science*, *15*(4), 281-285.
- Denoth, J. (1986). Load on the locomotor system and modeling. En B. M. Nigg (Ed.), *Biomechanics of Running Shoes* (pp. 63-116). Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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.
- Derrick, T. R., Dereu, D., & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *34*(6), 998-1002.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Sciences in Sports and Exercises*, *24*(1), 108-115.
- Dickin, D. C., & Doan, J. B. (2008). Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *18*(6), 765-772. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00760.x
- Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., & Davis, I. (2011). Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Medice and Science and Sports Exercise*, *43*(4), 693-700. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181f744f5
- Doherty, C., Bleakley, C. M., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015). Laboratory Measures of Postural Control During the Star Excursion Balance

- Test After Acute First-Time Lateral Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 651-664. doi: 10.4085/1062-6050-50.1.09
- Drought, J. H. (2012). Técnicas para las actividades cardiovasculares. En R. W. Earle & T. R. Baechle (Eds.), *Manual NSCA. Fundamentos del entrenamiento personal* (pp. 407-438). Badalona: Paidotribo.
- Dutto, D. J., Levy, M., Lee, K. K., Sidthalaw, S., & Smith, G. A. (1997). Effect Of Fatigue And Gender On Running Mechanics 469. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(5), S82.
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(8), 1324-1331.
- Earl, J. E., & Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 10(2), 93-104.
- Edwards, R. H. T., & Gibson, H. (1991). Perspectives in the study of normal and pathological skeletal muscle. En G. Atlan, L. Beliveau & P. Bouissou (Eds.), *Muscle fatigue. Biochemical and Physiological Aspects* (pp. 3-15). Paris: Masson.
- Ekstrand, J., & Nigg, B. M. (1989). Surface-related injuries in soccer. *Sports Medicine*, 8(1), 56-62.
- Ekstrand, J., Timpka, T., & Hagglund, M. (2006). Risk of injury in elite football played on artificial turf versus natural grass: a prospective two-cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 40(12), 975-980. doi: 10.1136/bjism.2006.027623
- Elliot, B., & Ackland, T. (1981). Biomechanical effects of fatigue on 10,000 meter running technique. *Research Quarterly for exercise and sport*, 52(2), 160-166.

- 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*, 5(4), 203-207.
- Encarnación-Martínez, A., García-Gallart, A., Gallardo, A. M., Sánchez-Sáez, J. A., & Sánchez-Sánchez, J. (2017). Effects of structural components of artificial turf on the transmission of impacts in football players. *Sports Biomechanics*, 1-10. doi: 10.1080/14763141.2017.1285347
- Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P., & Llana-Belloch, S. (2015). Differences in ground reaction forces and shock impacts between nordic walking and walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 86(1), 94-99. doi: 10.1080/02701367.2014.975178
- Engsberg, J. R., & Andrews, J. G. (1987). Kinematic analysis of the talocalcaneal/talocrural joint during running support. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(3), 275-284.
- Fairbank, J. C., Pynsent, P. B., van Poortvliet, J. A., & Phillips, H. (1984). Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 66(5), 685-693.
- Fellin, R. E., Rose, W. C., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 646-650. doi: 10.1016/j.jsams.2010.03.006
- Ferber, R., Davis, I. M., & Williams, D. S., 3rd. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350-357.
- Ferrer, V. (1998). *Repercusiones de la cortedad isquiosural sobre la pelvis y el raquis lumbar*. Universidad de Murcia, Murcia, España.

- 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. doi: 10.1249/JSR.0b013e3181de7ec5
- Fischer, G., Storniolo, J. L. L., & Peyre-Tartaruga, L. A. (2015). Effects of Fatigue on Running Mechanics: Spring-Mass Behavior in Recreational Runners After 60 Seconds of Countermovement Jumps. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(6), 445-451. doi: 10.1123/jab.2014-0235
- Fischer, G., Storniolo, J. Ll, & Eyre-Tartaruga, L. A. (2015). Effects of Fatigue on Running Mechanics: Spring-Mass Behavior in Recreational Runners After 60 Seconds of Countermovement Jumps. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(6), 445-451. doi: 10.1123/jab.2014-0235
- Flouris, A. D., Koutedakis, Y., Nevill, A., Metsios, G. S., Tsiotra, G., & Parasiris, Y. (2004). Enhancing specificity in proxy-design for the assessment of bioenergetics. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 7(2), 197-204.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., & Romero-Rodríguez, D. (2013). Rol del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular durante las actividades deportivas. *Apunts Medicina de l' Esport*, 48(178), 69-76.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., Romero-Rodríguez, D., Costa-Tutusaus, L., Bagur-Calafat, C., Lloret-Riera, M., & Montañola-Vidal, A. (2009). Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 44(162), 74-81.
- 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. doi: 10.1016/j.jsams.2014.01.007

- Frederick, E. C., & Hagy, J. L. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(1), 41-49.
- Frías-Navarro, D. (2009). Métodos y Diseños de Investigación. Validez de la investigación (II): Validez de conclusión estadística. Universidad de Valencia.
- Fullam, K., Caulfield, B., Coughlan, G. F., & Delahunt, E. (2014). Kinematic analysis of selected reach directions of the Star Excursion Balance Test compared with the Y-Balance Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 23(1), 27-35. doi: 10.1123/jsr.2012-0114
- Galanty, H., Matthews, C., & Hergenroeder, A. C. (1994). Anterior Knee Pain in Adolescents. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4(3), 176-181.
- Gallant, J. L., & Pierrynowski, M. R. (2014). A theoretical perspective on running-related injuries. *Journal Of The American Podiatric Medical Association*, 104(2), 211-220. doi: 10.7547/0003-0538-104.2.211
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789.
- García-Gallart, A., Encarnación-Martínez, A., Gallardo, A. M., Sánchez-Sáez, J. A., Sánchez-Sánchez, J., & Chicoy, I. (2015). Efectos de la existencia de capa elástica en los sistemas de césped artificial de tercera generación y la velocidad de carrera sobre la respuesta biomecánica de atenuación de impactos en jugadores de fútbol. *Biomecánica*, 23, 17-25. doi: 10.5821/sibb.23.1.4997
- García-Pérez, J. A., & Lucas-Cuevas, A. G. (2012). *Análisis de la aceleración corriendo en cinta en comparación con el suelo*. En I Simposio sobre biomecánica y pie durante la actividad física, Universidad de Valencia. Facultad de ciencias de la actividad física y del deporte.



- 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. doi: 10.1080/14763141.2014.909527
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.04.026
- García-Pinillos, F., Ruíz-Ariza, A., Moreno del Castillo, R., & Latorre-Román, P. A. (2015). Impact of limited hamstring flexibility on vertical jump, kicking speed, sprint, and agility in young football players. *Journal of Sports Sciences*, 33(12), 1293-1297. doi: 10.1080/02640414.2015.1022577
- García-Verdugo, M., & Landa, L. M. (2005). *Medio Fondo y Fondo. La Preparación del corredor de Resistencia*. Madrid: Real Federación Española de Atletismo.
- Gerritsen, K. G. M., van den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 661-668.
- Gheluwe, B. V., & Madsen, C. (1997). Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 66-75.
- Giandolini, M., Arnal, P. J., Millet, G. Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., & Morin, J. B. (2013). Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *European Journal of Applied Physiology*, 113(3), 599-609. doi: 10.1007/s00421-012-2465-y
- Giandolini, M., Vernillo, G., Samozino, P., Horvais, N., Edwards, W. B., Morin, J. B., & Millet, G. Y. (2016). Fatigue associated with prolonged graded

- running. *European Journal of Applied Physiology*, 116(10), 1859-1873. doi: 10.1007/s00421-016-3437-4
- Giovanelli, N., Taboga, P., Rejc, E., Simunic, B., Antonutto, G., & Lazzer, S. (2016). Effects of an Uphill Marathon on Running Mechanics and Lower-Limb Muscle Fatigue. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(4), 522-529. doi: 10.1123/ijsp.2014-0602
- Girard, O., Millet, G. P., Slawinski, J., Racinais, S., & Micallef, J. P. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *International Journal of Sports Medicine*, 34(9), 832-840. doi: 10.1055/s-0032-1329958
- Girard, O., Millet, G., Slawinski, J., Racinais, S., & Micallef, J. P. (2010). Changes in leg-spring behavior during a 5000m self-paced run in differently trained athletes. *Science & Sports*, 25(2), 99-102. doi: <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2009.10.001>
- Glover, B., & Glover, S. L. (2005). *Manual del corredor de competición*. Badalona: Paidotribo.
- Gonell, A. C., Romero, J. A. P., & Soler, L. M. (2015). Relationship between the Y Balance Test scores and soft tissue injury incidence in a soccer team. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(7), 955-966.
- Goss, D. L., & Gross, M. T. (1989). A review of mechanics and injury trends among various running styles. *US Army Medical Department Journal*, 62-71.
- Grabowski, A. M., & Kram, R. (2008). Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 288-297.
- Granell, J. C., & Lazcorreta, J. E. G. (2004). *Las técnicas de atletismo. Manual práctico de enseñanza*. Barcelona: Paidotribo.

- Gray, G. W. (1995). *Lower Extremity Functional Profile*. Adrian, MI: Wynn Marketing Inc.
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2003). Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 89-100.
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4), 589-592.
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 321-329.
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339-357. doi: 10.4085/1062-6050-47.3.08
- Gribble, P. A., Terada, M., Beard, M. Q., Kosik, K. B., Lepley, A. S., McCann, R. S., . . . Thomas, A. C. (2016). Prediction of Lateral Ankle Sprains in Football Players Based on Clinical Tests and Body Mass Index. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 460-467. doi: 10.1177/0363546515614585
- 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.
- Hafer, J. F., & Boyer, K. A. (2017). Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running. *Gait & Posture*, 51, 222-227. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.004

- 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. doi: 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 & Science in Sports & 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.
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, *4*(1), 45. doi: 10.1186/1758-2555-4-45
- Hamill, J., Russell, E. M., Gruber, A. H., & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*, *3*(1), 33-40.
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, *43*(14), 2709-2716. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Hanon, C., Thepaut-Mathieu, C., & Vandewalle, H. (2005). Determination of muscular fatigue in elite runners. *European Journal of Applied Physiology*, *94*(1-2), 118-125. doi: 10.1007/s00421-004-1276-1
- Hardin, E. C., van den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *36*(5), 838-844.
- Hart, J. M., Kerrigan, D. C., Fritz, J. M., & Ingersoll, C. D. (2009). Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. *Journal of Athletic Training*, *44*(5), 475-481. doi: 10.4085/1062-6050-44.5.475

- Hartley, E. M., Hoch, M. C., & Boling, M. C. (2017). Y-balance test performance and BMI are associated with ankle sprain injury in collegiate male athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 31664-X. doi: 10.1016/j.jsams.2017.10.014
- Harvey, D. (1998). Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *British Journal of Sports Medicine*, 32(1), 68-70.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 888-893. doi: 10.1519/r-22096.1
- Hassanlouei, H., Arendt-Nielsen, L., Kersting, U. G., & Falla, D. (2012). Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 342-347. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.01.014
- 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 vVO<sub>2</sub>max. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(4), 898-903.
- Hayes, P. R., & Caplan, N. (2014). Leg stiffness decreases during a run to exhaustion at the speed at VO<sub>2</sub>max. *European Journal of Sport Science*, 14(6), 556-562. doi: 10.1080/17461391.2013.876102
- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(3), 131-137. doi: 10.2519/jospt.2006.36.3.131
- Hesar, N. G. Z., Van Ginckel, A., Cools, A., Peersman, W., Roosen, P., De Clercq, D., & Witvrouw, E. (2009). A prospective study on gait-related intrinsic risk

- factors for lower leg overuse injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 43(13), 1057-1061. doi: 10.1136/bjism.2008.055723
- Hiemstra, L. A., Lo, I. K., & Fowler, P. J. (2001). Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), 598-605. doi: 10.2519/jospt.2001.31.10.598
- Hintermann, B., & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Medicine*, 26(3), 169-176.
- Hirschmuller, A., Frey, V., Konstantinidis, L., Baur, H., Dickhuth, H. H., Sudkamp, N. P., & Helwig, P. (2012). Prognostic value of Achilles tendon Doppler sonography in asymptomatic runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(2), 199-205. doi: 10.1249/MSS.0b013e31822b7318
- Homan, K. J., Norcross, M. F., Goerger, B. M., Prentice, W. E., & Blackburn, J. T. (2013). The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 411-415.
- Hong, Y., Wang, L., Li, J. X., & Zhou, J. H. (2012). Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(6), 554-560. doi: 10.1016/j.jsams.2012.01.004
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 845-849.
- Hreljac, A., & Ferber, R. (2006). A biomechanical perspective of predicting injury risk in running: review article. *International SportMed Journal*, 7(2), 98-108.
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635-1641.

- 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. doi: 10.1007/s00421-007-0456-1
- Hunter, J. E., & Schmidt, F. L. (2004). *Methods of Meta-Analysis. Correcting Error and Bias in Research Findings*. Thousand Oaks, CA: Sage.
- Hunter, S. K. (2009). Sex differences and mechanisms of task-specific muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 37(3), 113-122.
- Hunter, S. K., Critchlow, A., & Enoka, R. M. (2004). Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. *Journal of Applied Physiology*, 97(5), 1723-1732. doi: 10.1152/jappphysiol.00460.2004
- Hureau, T. J., Ducrocq, G. P., & Blain, G. M. (2016). Peripheral and Central Fatigue Development during All-Out Repeated Cycling Sprints. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(3), 391-401. doi: 10.1249/mss.0000000000000800
- Janakiraman, K., Shenoy, S., & Sandhu, J. S. (2012). Role of Shoes and Surfaces on Foot Strike Hemolysis During Running: A review. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 6(1).
- Jewell, C., Boyer, K. A., & Hamill, J. (2017). Do footfall patterns in forefoot runners change over an exhaustive run? *Journal of Sports Sciences*, 35(1), 74-80. doi: 10.1080/02640414.2016.1156726
- Jutel, A. (2000). *La carrera a pie*. Barcelona: Inde.
- Kasmer, M. E., Liu, X. C., Roberts, K. G., & Valadao, J. M. (2013). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International Journal Of Sports Physiology & Performance*, 8(3), 286-292.

- Kellis, E., & Liassou, C. (2009). The Effect of Selective Muscle Fatigue on Sagittal Lower Limb Kinematics and Muscle Activity During Level Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(3), 210-220. doi: 10.2519/jospt.2009.2859
- Kellis, E., Zafeiridis, A., & Amiridis, I. G. (2011). Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 11-19. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.11
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles, Testing and Function with Posture and Pain* (5th Ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kernozeck, T. W., Vannatta, C. N., Gheidi, N., Kraus, S., & Aminaka, N. (2016). Plantar loading changes with alterations in foot strike patterns during a single session in habitual rear foot strike female runners. *Physical Therapy In Sport*, 18, 32-37. doi: 10.1016/j.ptsp.2015.05.004
- Khassetarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M. M., & Sari-Sarraf, V. (2015). Fatigue and soft tissue vibration during prolonged running. *Human Movement Science*, 44, 157-167. doi: 10.1016/j.humov.2015.08.024
- Kim, G. M., & Ha, S. M. (2015). Reliability of the modified Thomas test using a lumbo-plevic stabilization. *Journal Of Physical Therapy Science*, 27(2), 447-449. doi: 10.1589/jpts.27.447
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A., & van Dieen, 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. doi: 10.1016/j.jsams.2013.05.013
- Koller, A., Sumann, G., Schobersberger, W., Hoertnagl, H., & Haid, C. (2006). Decrease in eccentric hamstring strength in runners in the Tirol Speed



- Marathon. *British Journal of Sports Medicine*, 40(10), 850-852; discussion 852. doi: 10.1136/bjism.2006.028175
- Kordich, J. A. C. (2012). Consulta y valoración de la salud del cliente. En R. W. Earle & T. R. Baechle (Eds.), *Manual NSCA. Fundamentos del entrenamiento personal* (pp. 191-231). Badalona: Paidotribo.
- Kordich, J. A. C., & Heinrich, S. L. (2012). Selección y administración de la evaluación de la forma física. En R. W. Earle & T. R. Baechle (Eds.), *Manual NSCA. Fundamentos del entrenamiento personal* (pp. 233-262). Badalona: Paidotribo.
- Korpelainen, R., Orava, S., Karpakka, J., Siira, P., & Hulkko, A. (2001). Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 304-310. doi: 10.1177/03635465010290030901
- Kovács, I., Tihanyi, J., Devita, P., RÁcz, L., Barrier, J., & HortobÁgyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 708-716.
- Kyrolainen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P., & Komi, P. V. (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Journal of Applied Physiology*, 82(4), 297-304. doi: 10.1007/s004210000219
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., . . . Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1665-1673. doi: 10.1080/02640414.2011.610347
- Le Meur, Y., Thierry, B., Rabita, G., Dorel, S., Honnorat, G., Brisswalter, J., & Hausswirth, C. (2013). Spring-mass behaviour during the run of an international triathlon competition. *International Journal of Sports Medicine*, 34(8), 748-755. doi: 10.1055/s-0032-1331205

- Leboeuf, F., Achard de Leluardière, F., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *Podologie, 20*, 1-16.
- Léger, L., & Mercier, D. (1983). Coût énergétique de la course sur tapis roulant et sur piste. *Motricité humaine, 2*, 66-69.
- Lepers, R., Maffiuletti, N. A., Rochette, L., Brugniaux, J., & Millet, G. Y. (2002). Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *Journal of Applied Physiology, 92*(4), 1487-1493. doi: 10.1152/jappphysiol.00880.2001
- Leskinen, A., Hakkinen, K., Virravirta, M., Isolehto, J., & Kyrolainen, H. (2009). Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomechanics, 8*(1), 1-9. doi: 10.1080/14763140802632382
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., . . . Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature, 463*(7280), 531-535. doi: 10.1038/nature08723
- Lockie, R. G., Jalilvand, F., Jordan, C. A., Callaghan, S. J., Jeffriess, M. D., Luczo, T. M., & Schultz, A. B. (2015). The Relationship between Unilateral Dynamic Stability and Multidirectional Jump Performance in Team Sport Athletes. *Sport Science Review, 24*(5-6), 321-344.
- Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J., & Jeffriess, M. D. (2013). The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. *Isokinetics and Exercise Science, 21*(4), 301-309.

- Lopes, A. D., Hespanhol Junior, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Medicine*, 42(10), 891-905. doi: 10.2165/11631170-000000000-00000
- López-Calbet, J. A., & Dorado-García, C. (2006). Fatiga, dolor muscular tardío y sobreentrenamiento. En J. López Chicharro & A. Fernández-Vaquero (Eds.), *Fisiología del Ejercicio*. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- López-Miñarro, P. A., & Rodríguez-García, P. L. (2010). Hamstring muscle extensibility influences the criterion-related validity of sit-and-reach and toe-touch tests. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(4), 1013-1018. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c7c60d
- López-Miñarro, P. A., Vaquero-Cristóbal, R., Muyor, J. M., Alacid, F., & Isorna, M. (2012). Validez de criterio del test sit-and-reach como medida de la extensibilidad isquiosural en piragüistas. *Cultura, Ciencia Y Deporte*, 7(20), 95-101. doi: 10.12800/ccd
- Lucas-Cuevas, A. G., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S., & Pérez-Soriano, P. (2016). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sport Science*, 1-5. doi: 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. doi: 10.1080/02640414.2014.915422
- 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. doi: 10.1055/s-0035-1548813
- Lun, V., Meeuwisse, W. H., Stergiou, P., & Stefanyshyn, D. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 38(5), 576-580. doi: 10.1136/bjism.2003.005488
- Lussiana, T., Gindre, C., Mourot, L., & Hebert-Losier, K. (2017). Do subjective assessments of running patterns reflect objective parameters? *European Journal of Sport Science*, 17(7), 847-857. doi: 10.1080/17461391.2017.1325072
- 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.
- Macera, C. A., Pate, R. R., Woods, J., Davis, D. R., & Jackson, K. L. (1991). Posttrace morbidity among runners. *American Journal of Preventive Medicine*, 7(4), 194-198.
- MacLean, C. L., van Emmerik, R., & Hamill, J. (2010). Influence of custom foot orthotic intervention on lower extremity intralimb coupling during a 30-minute run. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(4), 390-399.
- Mademli, L., & Morey, G. (2015). La marcha humana y la carrera. En P. Perez-Soriano & S. Llana-Belloch (Eds.), *Biomecánica Básica Aplicada a la Actividad Física y el Deporte* (pp. 401-423). Badalona: Paidotribo.
- Malisoux, L., Ramesh, J., Mann, R., Seil, R., Urhausen, A., & Theisen, D. (2015). Can parallel use of different running shoes decrease running-related injury risk? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(1), 110-115. doi: 10.1111/sms.12154
- Martin, B. (2011). *Running technique*. Australia: Smashwords Edition.

- Martin, D. E., & Coe, P. N. (2007). *Entrenamiento para corredores de fondo y medio fondo*. Barcelona: Paidotribo.
- Martin, V., Kerherve, H., Messonnier, L. A., Banfi, J. C., Geysant, A., Bonnefoy, R., . . . Millet, G. Y. (2010). Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *Journal of Applied Physiology, 108*(5), 1224-1233. doi: 10.1152/jappphysiol.01202.2009
- McConnell, A. K., Caine, M. P., & Sharpe, G. R. (1997). Inspiratory muscle fatigue following running to volitional fatigue: The influence of baseline strength. *International Journal of Sports Medicine, 18*(3), 169-173. doi: 10.1055/s-2007-972614
- McKean, K. A., Manson, N. A., & Stanish, W. D. (2006). Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clinical Journal of Sport Medicine, 16*(2), 149-154.
- Meardon, S., Klusendorf, A., & Kernozek, T. (2016). Influence of injury on dynamic postural control in runners. *International Journal of Sports Physical Therapy, 11*(3), 366-377.
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing Causation in Sport Injury: A Multifactorial Model. *Clinical Journal of Sport Medicine, 4*(3), 166-170.
- Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007). A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical Journal of Sport Medicine, 17*(3), 215-219. doi: 10.1097/JSM.0b013e3180592a48
- Menayo, R., Encarnación-Martínez, A., Gea, G. M., & Marcos, P. J. (2014). Sample entropy-based analysis of differential and traditional training effects on dynamic balance in healthy people. *Journal of Motor Behavior, 46*(2), 73-82. doi: 10.1080/00222895.2013.866932

- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., & Brughelli, M. . (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 81-86. doi: 10.1136/bjism.2010.081695
- Mercer, J. A., Bates, B. T., Dufek, J. S., & Hreljac, A. (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 911-919. doi: 10.1080/0264041031000140383
- Messier, S. P., Davis, S. E., Curl, W. W., Lowery, R. B., & Pack, R. J. (1991). Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(9), 1008-1015.
- Messier, S. P., & Pittala, K. A. (1988). Etiologic factors associated with selected running injuries. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(5), 501-505.
- Metsios, G. S., Flouris, A. D., Koutedakis, Y., & Theodorakis, Y. (2006). The effect of performance feedback on cardiorespiratory fitness field tests. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(3), 263-266. doi: 10.1016/j.jsams.2006.03.027
- 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.
- Milner, C. E., Davis, I. S., & Hamill, J. (2006). Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2819-2825. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.09.022
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323-328. doi: 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92

- Milner, C. E., & Paquette, M. R. (2015). A kinematic method to detect foot contact during running for all foot strike patterns. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3502-3505. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.036
- Millet, G. Y. (2011). Can Neuromuscular Fatigue Explain Running Strategies and Performance in Ultra-Marathons? The Flush Model. *Sports Medicine*, 41(6), 489-506. doi: doi: 10.2165/11588760-000000000-00000
- Millet, G. Y., Divert, C., Banizette, M., & Morin, J. B. (2010). Changes in running pattern due to fatigue and cognitive load in orienteering. *Journal of Sports Sciences*, 28(2), 153-160. doi: 10.1080/02640410903406190
- Millet, G. Y., & Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine*, 34(2), 105-116.
- Millet, G. Y., Martin, V., Lattier, G., & Ballay, Y. (2003). Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *Journal of Applied Physiology*, 94(1), 193-198. doi: 10.1152/jappphysiol.00600.2002
- Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (España). (2015). *Anuario de Estadísticas Deportivas 2015*. España: Secretaría General Técnica. Centro de Publicaciones.
- Miranda, D. L., Hsu, W. H., Gravelle, D. C., Petersen, K., Ryzman, R., Niemi, J., & Lesniewski-Laas, N. (2016). Sensory enhancing insoles improve athletic performance during a hexagonal agility task. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1058-1063. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.022
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000a). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(4), 463-469.

- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000b). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics*, *15*(1), 15-20.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*, *16*(3), 207-212. doi: 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.
- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitsky, O., & Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic and Applied Myology*, *7*(2), 111-118.
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyrolainen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, *21*(2), 167-180.
- 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. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181fec518
- Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, *44*(6), 1104-1107. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.01.028
- Moss, R. I., Devita, P., & Dawson, M. L. (1992). A biomechanical analysis of patellofemoral stress syndrome. *Journal of Athletic Training*, *27*(1), 64-69.
- Nadiv, Y., Vachbroit, R., Gefen, A., Elad, D., Zaretsky, U., Moran, D., . . . Ratnovsky, A. (2012). Evaluation of fatigue of respiratory and lower limb muscles



- during prolonged aerobic exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(2), 139-147.
- Nicol, C., Komi, P. V., & Marconnet, P. (1991). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(1), 10-17.
- Nigg, B. M. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 1(2), 73-79.
- Nigg, B. M., & Bahlsten, H. A. (1988). Influence of Heel Flare and Midsole Construction on Pronation Supination and Impact Forces for Heel-Toe Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4(3), 205-219.
- 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. doi: 10.1136/bjsports-2015-095054
- Nigg, B. M., Cole, G. K., & Brüggemann, G. (1995). Impact forces during heel-toe running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(4), 407-432.
- Nigg, B. M., & Yeadon, M. R. (1987). Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Sciences*, 5(2), 117-145. doi: 10.1080/02640418708729771
- Norcross, M. F., Lewek, M. D., Padua, D. A., Shultz, S. J., Weinhold, P. S., & Blackburn, J. T. (2013). Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing, part I: sagittal-plane energy absorption analyses. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 748-756.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Nummela, A., Keranen, T., & Mikkelsen, L. O. (2007). Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine*, 28(8), 655-661. doi: 10.1055/s-2007-964896

- O'Leary, T. J., Morris, M. G., Collett, J., & Howells, K. (2016). Central and peripheral fatigue following non-exhaustive and exhaustive exercise of disparate metabolic demands. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(11), 1287-1300. doi: 10.1111/sms.12582
- Ogueta-Alday, A., & García-López, J. (2016). Factores que afectan al rendimiento en carreras de fondo. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 12(45), 278-308. doi: 10.5232/ricyde2016.04505
- Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Gómez-Molina, J., & García-López, J. (2018). Similarities and differences among half-marathon runners according to their performance level. *PLoS One*, 13(1), e0191688. doi: 10.1371/journal.pone.0191688
- Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2013). Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(5), 1455-1462. doi: 10.1519/JSC.0b013e318269f760
- Ohya, T., Yamanaka, R., Hagiwara, M., Oriishi, M., & Suzuki, Y. (2016). The 400- and 800-m Track Running Induces Inspiratory Muscle Fatigue in Trained Female Middle-Distance Runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(5), 1433-1437. doi: 10.1519/jsc.0000000000001220
- Olivier, P. E. (2013). Effect of invertor/evertor and plantar-/dorsiflexor fatigue on plantar pressure distribution. *South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation*, 35(1), 143-152.
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar pressure assessment. *Physical Therapy*, 80(4), 399-409.

- Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, G. M., D'Ottavio, S., & Tihanyi, J. (2012). Kinematics of running at different slopes and speeds. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1331-1339. doi: 10.1519/JSC.0b013e318231aafa
- Pérez-Ruiz, M. (2006). Pruebas funcionales de valoración aeróbica. En J. López Chicharro & A. Fernández-Vaquero (Eds.), *Fisiología del Ejercicio* (pp. 442-470). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- Pérez-Soriano, P., & Llana-Belloch, S. (2015). Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva. En P. Pérez-Soriano & S. Llana-Belloch (Eds.), *Biomecánica Básica Aplicada a la Actividad Física y el Deporte* (pp. 381-400). Badalona: Paidotribo.
- Perl, D. P., Daoud, A. I., & Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(7), 1335-1343. doi: 10.1249/MSS.0b013e318247989e
- Pfile, K. R., Gribble, P. A., Buskirk, G. E., Meserth, S. M., & Pietrosimone, B. G. (2016). Sustained Improvements in Dynamic Balance and Landing Mechanics After a 6-Week Neuromuscular Training Program in College Women's Basketball Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(3), 233-240. doi: 10-1123/jsr.2014-0323
- Phillips, N. (2007). Measuring flexibility. En E. M. Winter, A. M. Jones, R. C. Richard-Davison, P. D. Bromley & T. M. Mercer (Eds.), *Sport and Exercise Physiology Testing Guidelines*. Londres: Routledge. Tylor & Francis Group.
- 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. doi: 10.1007/s00421-005-1323-6

- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy, 4*(2), 92-99.
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 36*(12), 911-919. doi: 10.2519/jospt.2006.2244
- Pluncecic, J., Gligoroska, S. M., Petrovska, S., Todorovska, L., & Nikolic, S. (2015). Heart rate's response during bruce treadmill test in adult soccer players. *Research in Physical Education, Sport and Health, 4*(1), 121-127.
- Pohl, M. B., Lloyd, C., & Ferber, R. (2010). Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait & Posture, 32*(4), 559-563. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.020
- Powers, C. M., Maffucci, R., & Hampton, S. (1995). Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 22*(4), 155-160. doi: 10.2519/jospt.1995.22.4.155
- Preece, S. J., Mason, D., & Bramah, C. (2016). The coordinated movement of the spine and pelvis during running. *Human Movement Science, 45*, 110-118. doi: 10.1016/j.humov.2015.11.014
- Quammen, D., Cortes, N., Van Lunen, B. L., Lucci, S., Ringleb, S. I., & Onate, J. (2012). Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *Journal of Athletic Training, 47*(1), 32-41.
- Queen, R. M., Haynes, B. B., Hardaker, W. M., & Garrett, W. E., Jr. (2007). Forefoot loading during 3 athletic tasks. *The American Journal of Sports Medicine, 35*(4), 630-636. doi: 10.1177/0363546506295938

- Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hausswirth, C., & Le Meur, Y. (2013). Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO<sub>2</sub>max. *Journal of Biomechanics*, 46(12), 2011-2017. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.011
- Rabita, G., Slawinski, J., Girard, O., Bignet, F., & Hausswirth, C. (2011). Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(4), 685-692. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181fb3793
- Radzak, K. N., Putnam, A. M., Tamura, K., Hetzler, R. K., & Stickley, C. D. (2017a). Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. *Gait & Posture*, 51, 268-274. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.005
- Radzak, K. N., Putnam, A. M., Tamura, K., Hetzler, R. K., & Stickley, C. D. (2017b). Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. *Gait & Posture*, 51, 268-274. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.005
- Ramskov, D., Pedersen, M. B., Kastrup, K., Lonbro, S., Jacobsen, J. S., Thorborg, K., . . . Rasmussen, S. (2014). Normative values of eccentric hip abduction strength in novice runners: an equation adjusting for age and gender. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(1), 68-75.
- Rauh, M. J., Macera, C. A., Trone, D. W., Shaffer, R. A., & Brodine, S. K. (2006). Epidemiology of stress fracture and lower-extremity overuse injury in female recruits. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(9), 1571-1577. doi: 10.1249/01.mss.0000227543.51293.9d
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm,

- foam, and multiaxial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 90-95. doi: 10.1053/apmr.2003.50004
- Roberts, T. J., & Azizi, E. (2011). Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement. *The Journal of Experimental Biology*, 214(Pt 3), 353-361. doi: 10.1242/jeb.038588
- Robinson, R. H., & Gribble, P. A. (2008a). Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17(4), 347-357.
- Robinson, R. H., & Gribble, P. A. (2008b). Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 364-370.
- Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., van Emmerik, R., & Hamill, J. (2015). Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(2), 88-94. doi: 10.1123/jab.2014-0067
- Rodríguez, F. A. (1994). Qüestionari d'Aptitud per a l'Activitat Física (Q-AAF), versió catalana/castellana del PAR-Q revisat^ Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física (C-AAF), versión catalana/castellana. *Apunts Medicina de l' Esport*, 31(122), 301-310.
- Ross, E., Middleton, N., Shave, R., George, K., & McConnell, A. (2008). Changes in respiratory muscle and lung function following marathon running in man. *Journal of Sports Sciences*, 26(12), 1295-1301. doi: 10.1080/02640410802104904
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Yu, B. (2005). Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 298-304.
- Rothschild, C. E. (2012). Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Strength & Conditioning Journal*, 34(2), 8-17.

- Rozzi, S., Yuktanandana, P., Pincivero, D., & Lephart, S. (2000). Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. En S. Lephart & F. Fu (Eds.), *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (pp. 375-383). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Sainz de Baranda, P., Cejudo, A., & Ayala, F. (2012). Fiabilidad absoluta del test de elevación de la pierna recta en jugadores de fútbol sala. *Kronos*, 11(2), 54-60.
- Saldanha, A., Ekblom, M. M. N., & Thorstensson, A. (2008). Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(3), 383-388. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00721.x
- 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. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00721.x
- Saltzman, C. L., & Nawoczenski, D. A. (1995). Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 354-360. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.354
- Sánchez-Zuriaga, D. (2010). *Estadística aplicada a la fisioterapia, las ciencias del deporte y la biomecánica*. Madrid: CEU Ediciones.
- Sanchis, M., Rosa, D., Pérez, V., Lahuerta, R., & Alcántara, E. (2015). Introducción a los pavimentos deportivos. En P. Pérez-Soriano & S. Llana- Belloch (Eds.), *Biomecánica Básica Aplicada a la Actividad Física y el Deporte* (pp. 313-328). Badalona: Paidotribo.
- Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *Journal of*

- Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(8), 464-473. doi: 10.2519/jospt.2010.3295
- Saragiotto, B. T., Di Pierro, C., & Lopes, A. D. (2014). Risk factors and injury prevention in elite athletes: a descriptive study of the opinions of physical therapists, doctors and trainers. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(2), 137-143.
- Satterthwaite, P., Norton, R., Larmer, P., & Robinson, E. (1999). Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. *British Journal of Sports Medicine*, 33(1), 22-26.
- Sawilowsky, S. S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, 8(2), 597-599.
- Schubert, C., Oriwol, D., & Sterzing, T. (2011). Gender and age related requirements of running shoes: a questionnaire on 4501 runners. *Footwear Science*, 3(sup1), 148-150.
- Seiler, S., & Tønnessen, E. (2009). Intervals, thresholds, and long slow distance: the role of intensity and duration in endurance training. *Sportscience*, 13, 32-53.
- Sell, T. C. (2012). An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport*, 13(2), 80-86. doi: 10.1016/j.ptsp.2011.06.006
- Shaffer, R. A., Rauh, M. J., Brodine, S. K., Trone, D. W., & Macera, C. A. (2006). Predictors of stress fracture susceptibility in young female recruits. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(1), 108-115. doi: 10.1177/0363546505278703
- Shah, B. N. (2013). On the 50th anniversary of the first description of a multistage exercise treadmill test: re-visiting the birth of the 'Bruce protocol'. *Heart*, 99(24), 1793-1794. doi: 10.1136/heartjnl-2013-304003



- Shah, C. (2013). The effect of Hamstring and Calf Tightness on Static, Dynamic Balance and Mobility-A Correlation Study. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 7(4), 17-22.
- Shih, Y., Chen, Y. C., Lee, Y. S., Chan, M. S., & Shiang, T. Y. (2016). Walking beyond preferred transition speed increases muscle activations with a shift from inverted pendulum to spring mass model in lower extremity. *Gait & Posture*, 46, 5-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.003
- Shih, Y., Ho, C. S., & Shiang, T. Y. (2014). Measuring kinematic changes of the foot using a gyro sensor during intense running. *Journal of Sports Sciences*, 32(6), 550-556. doi: 10.1080/02640414.2013.843013
- Shorten, M., & Mientjes, M. I. (2011). The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science*, 3(1), 41-58.
- Shorten, M. R., & Winslow, D. S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(4), 288-304.
- Sinclair, J., Taylor, P. J., & Hobbs, S. J. (2014). Kinematic regulation of time and frequency domain components of accelerations measured at the tibia during heel-toe running. *Human Movement*, 15(1), 51-55.
- Skof, B., & Strojnik, V. (2006). Neuromuscular fatigue and recovery dynamics following prolonged continuous run at anaerobic threshold. *British Journal of Sports Medicine*, 40(3), 219-222. doi: 10.1136/bjism.2005.020966
- Slawinski, J., Heubert, R., Quievre, J., Billat, V., & Hanon, C. (2008). Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 930-936. doi: 10.1519/JSC.0b013e31816a4475

- Smith, C. A., Chimera, N. J., & Warren, M. (2015). Association of y balance test reach asymmetry and injury in division I athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(1), 136-141. doi: 10.1249/mss.0000000000000380
- Sobhani, S., Dekker, R., Postema, K., & Dijkstra, P. U. (2013). Epidemiology of ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(6), 669-686. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01509.x
- Soidán, J. L. G., & Giráldez, V. A. (2003). Análisis de las lesiones más frecuentes en pruebas de velocidad, medio fondo y fondo. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 3(12), 260-270.
- Soleimanifar, M., Salavati, M., Akhbari, B., & Moghadam, M. (2012). The interaction between the location of lower extremity muscle fatigue and visual condition on unipedal postural stability. *European Journal of Applied Physiology*, 112(10), 3495-3502. doi: 10.1007/s00421-012-2330-z
- Sperlich, P. F., Holmberg, H. C., Reed, J. L., Zinner, C., Mester, J., & Sperlich, B. (2015). Individual versus Standardized Running Protocols in the Determination of VO<sub>2</sub>max. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(2), 386-393.
- Steffen, K., Andersen, T. E., & Bahr, R. (2007). Risk of injury on artificial turf and natural grass in young female football players. *British Journal of Sports Medicine*, 41 Suppl 1, i33-37. doi: 10.1136/bjism.2007.036665
- 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. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.009

- Stirling, L. M., Von Tscharnner, V., Fletcher, J. R., & Nigg, B. M. (2012). Quantification of the manifestations of fatigue during treadmill running. *European Journal of Sport Science*, 12(5), 418-424.
- 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.
- Temesi, J., Rupp, T., Martin, V., Arnal, P. J., Feasson, L., Verges, S., & Millet, G. Y. (2014). Central Fatigue Assessed by Transcranial Magnetic Stimulation in Ultratrail Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(6), 1166-1175. doi: 10.1249/mss.0000000000000207
- TenBroek, T. M., Rodrigues, P., Frederick, E. C., & Hamill, J. (2013). Effects of unknown footwear midsole thickness on running kinematics within the initial six minutes of running. *Footwear Science*, 5(1), 27-37.
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., & Sacco Ide, C. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 151-155. doi: 10.1016/j.jsams.2008.07.008
- Thomas, K., Goodall, S., Stone, M., Howatson, G., St Clair Gibson, A., & Ansley, L. (2015). Central and peripheral fatigue in male cyclists after 4-, 20-, and 40-km time trials. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(3), 537-546. doi: 10.1249/mss.0000000000000448
- Tong, T. K., Wu, S., Nie, J., Baker, J. S., & Lin, H. (2014). The occurrence of core muscle fatigue during high-intensity running exercise and its limitation to performance: the role of respiratory work. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(2), 244-251.

- Valiant, G. A. (1990). Transmission and attenuation of heelstrike accelerations. En P. R. Cavanagh (Ed.), *Biomechanics of Distance Running* (pp. 225-247). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Van-Roy, P., & Borms, J. (2009). Flexibility. En R. Eston & T. Reilly (Eds.), *Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual: Test, Procedures and Data* (3<sup>a</sup> ed., pp. 129-160). Londres: Routledge. Tylor & Francis Group.
- van der Worp, M. P., ten Haaf, D. S., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W., & Staal, J. B. (2015). Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PLoS One*, *10*(2), e0114937. doi: 10.1371/journal.pone.0114937
- van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *41*(8), 469-480. doi: 10.1136/bjism.2006.033548
- van Lieshout, R., Reijneveld, E. A., van den Berg, S. M., Haerkens, G. M., Koenders, N. H., de Leeuw, A. J., . . . Stukstette, M. J. (2016). Reproducibility of the modified star excursion balance test composite and specific reach direction scores. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *11*(3), 356-365.
- van Mechelen, W. (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Medicine*, *14*(5), 320-335.
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M., & Koes, B. W. (2008). Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *18*(6), 691-697. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00768.x

- 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.
- Vercruyssen, F., Tartaruga, M., Horvais, N., & Brisswalter, J. (2016). Effects of Footwear and Fatigue on Running Economy and Biomechanics in Trail Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *48*(10), 1976-1984. doi: 10.1249/mss.0000000000000981
- Vernillo, G., Savoldelli, A., Zignoli, A., Skafidas, S., Fornasiero, A., La Torre, A., . . . 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. doi: 10.1080/02640414.2015.1022870
- Verrelst, R., De Clercq, D., Willems, T. M., Victor, J., & Witvrouw, E. (2014). Contribution of a muscle fatigue protocol to a dynamic stability screening test for exertional medial tibial pain. *The American Journal of Sports Medicine*, *42*(5), 1219-1225. doi: 10.1177/0363546514524923
- Voloshin, A. S., Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system -- effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, *13*(7), 515-520.
- Wakefield, C. B., Halls, A., Difilippo, N., & Cottrell, G. T. (2015). Reliability of goniometric and trigonometric techniques for measuring hip-extension range of motion using the modified Thomas test. *Journal Of Athletic Training*, *50*(5), 460-466. doi: 10.4085/1062-6050-50.2.05
- Walter, S. D., Hart, L. E., McIntosh, J. M., & Sutton, J. R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Archives of Internal Medicine*, *149*(11), 2561-2564.

- Wang, L., Hong, Y., Li, Jing-X., & Zhou, J. H. (2012). Comparison of plantar loads during running on different overground surfaces. *Research in Sports Medicine, 20*(2), 75-85.
- Wang, S. S., Whitney, S. L., Burdett, R. G., & Janosky, J. E. (1993). Lower extremity muscular flexibility in long distance runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 17*(2), 102-107. doi: 10.2519/jospt.1993.17.2.102
- 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.
- Wellenkotter, J., Kernozek, T. W., Meardon, S., & Suchomel, T. (2014). The effects of running cadence manipulation on plantar loading in healthy runners. *International Journal of Sports Medicine, 35*(9), 779-784. doi: 10.1055/s-0033-1363236
- Wen, D. Y. (2007). Risk factors for overuse injuries in runners. *Current Sports Medicine Reports, 6*(5), 307-313.
- Wen, D. Y., Puffer, J. C., & Schmalzried, T. P. (1997). Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 29*(10), 1291-1298.
- Wen, D. Y., Puffer, J. C., & Schmalzried, T. P. (1998). Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clinical Journal of Sport Medicine, 8*(3), 187-194.
- Whitehead, C. L., Hillman, S. J., Richardson, A. M., Hazlewood, M. E., & Robb, J. E. (2007). The effect of simulated hamstring shortening on gait in normal subjects. *Gait & Posture, 26*(1), 90-96.

- Whyte, E., Burke, A., White, E., & Moran, K. (2015). A high-intensity, intermittent exercise protocol and dynamic postural control in men and women. *Journal of Athletic Training, 50*(4), 392-399. doi: 10.4085/1062-6050-49.6.08
- Wiest, M. J., Diefenthaler, F., Mota, C. B., & Carpes, F. P. (2011). Changes in postural stability following strenuous running and cycling. *Journal of Physical Education and Sport, 11*(4), 406-413.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue. *Journal of Athletic Training, 39*(3), 247-253.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., Cauraugh, J. H., Naugle, K. E., & Borsa, P. A. (2010). Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 20*(1), e137-e144.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Kline, K. J., & Borsa, P. A. (2006). Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clinical Journal of Sport Medicine, 16*(4), 311-315.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training, 40*(4), 305-309.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2004). *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Barcelona: Paidotribo.
- 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.10.362
- Williams, D. S., 3rd, McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics, 16*(4), 341-347.

- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology*, 63(3), 1236-1245.
- Williams, K. R., Snow, R., & Agruss, C. (1991). Changes in distance running kinematics with fatigue. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 138-162.
- Williams, V. J., Nagai, T., Sell, T. C., Abt, J. P., Rowe, R. S., McGrail, M. A., & Lephart, S. M. (2016a). Ankle and knee flexibility and strength predict dynamic postural stability during single-leg jump landings. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(3), 266-272.
- Williams, V. J., Nagai, T., Sell, T. C., Abt, J. P., Rowe, R. S., McGrail, M. A., & Lephart, S. M. (2016b). Prediction of Dynamic Postural Stability During Single-Leg Jump Landings by Ankle and Knee Flexibility and Strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(3), 266-272. doi: 10-1123/jsr.2015-0001
- 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.
- Willson, J. D., Kernozek, T. W., Arndt, R. L., Reznichuk, D. A., & Scott Straker, J. (2011). Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 26(7), 735-740. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012
- Willwacher, S., Regniet, L., Fischer, K. M., Oberländer, K. D., & Brüggemann, G. P. (2014). The effect of shoes, surface conditions and sex on leg geometry at touchdown in habitually shod runners. *Footwear Science*, 6(3), 129-138.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334-2343.



- Wright, I. C., Neptune, R. R., van Den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1998). Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clinical Biomechanics*, 13(7), 521-531.
- Wright, K. E., Lyons, T. S., & Navalta, J. W. (2013). Effects of exercise-induced fatigue on postural balance: a comparison of treadmill versus cycle fatiguing protocols. *European Journal of Applied Physiology*, 113(5), 1303-1309.
- Xergia, S. A., Pappas, E., Zampeli, F., Georgiou, S., & Georgoulis, A. D. (2013). Asymmetries in functional hop tests, lower extremity kinematics, and isokinetic strength persist 6 to 9 months following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(3), 154-162.
- Yeung, E. W., & Yeung, S. S. (2001). A systematic review of interventions to prevent lower limb soft tissue running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 35(6), 383-389.
- Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H., & Pfeifer, K. (2012). Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 1162-1168. doi: 10.1519/JSC.0b013e31822dfbbb
- Zghal, F., Cottin, F., Kenoun, I., Rebai, H., Moalla, W., Dogui, M., . . . Martin, V. (2015). Improved tolerance of peripheral fatigue by the central nervous system after endurance training. *European Journal of Applied Physiology*, 115(7), 1401-1415. doi: 10.1007/s00421-015-3123-y
- Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 812-819.



## **XI – ANEXOS**



## XI – ANEXOS

Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q (revisado en 2002)	<b>PAR-Q* Y TÚ</b> Cuestionario para persona entre 15 y 69 años																
Con el propósito de asegurar su participación en el estudio de la forma más segura posible, conteste de la forma más honrada posible a las siguientes preguntas marcando una cruz en SÍ o NO.																	
<table border="1"><thead><tr><th>Sí</th><th>No</th></tr></thead><tbody><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr><tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td></tr></tbody></table>	Sí	No	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<p>1. ¿Le ha dicho alguna vez su médico que tiene una enfermedad del corazón y le ha recomendado realizar actividad física solamente con supervisión médica?</p> <p>2. ¿Nota dolor en el pecho cuando practica alguna actividad física?</p> <p>3. ¿Ha notado dolor en el pecho en reposo durante el último mes?</p> <p>4. ¿Ha perdido la consciencia o el equilibrio después de notar sensación de mareo?</p> <p>5. ¿Tiene algún problema en los huesos o articulaciones que podría empeorar a causa de la actividad física que se propone realizar?</p> <p>6. ¿Le ha prescrito su médico medicación arterial o para algún problema del corazón (p. ej. diuréticos)?</p> <p>7. ¿Está al corriente, ya sea por su propia experiencia o por indicación de un médico, de cualquier otra razón que le impida hacer ejercicio sin supervisión médica?</p>
Sí	No																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																
<b>Si ha contestado</b>	<table border="1"><thead><tr><th>Sí a una o más preguntas</th><th>No a todas las preguntas</th></tr></thead><tbody><tr><td>Hable con el médico por teléfono o en persona ANTES de realizar el estudio. Hable con el médico del PAR-Q y de las preguntas a las que dio contestación afirmativa.</td><td>Si contestó NO honradamente a todas las preguntas del PAR-Q, puede estar razonablemente seguro de poder realizar el estudio.</td></tr></tbody></table>	Sí a una o más preguntas	No a todas las preguntas	Hable con el médico por teléfono o en persona ANTES de realizar el estudio. Hable con el médico del PAR-Q y de las preguntas a las que dio contestación afirmativa.	Si contestó NO honradamente a todas las preguntas del PAR-Q, puede estar razonablemente seguro de poder realizar el estudio.												
Sí a una o más preguntas	No a todas las preguntas																
Hable con el médico por teléfono o en persona ANTES de realizar el estudio. Hable con el médico del PAR-Q y de las preguntas a las que dio contestación afirmativa.	Si contestó NO honradamente a todas las preguntas del PAR-Q, puede estar razonablemente seguro de poder realizar el estudio.																
<b>NOTAS:</b> 1. Si no se siente bien por una enfermedad temporal como un resfriado o fiebre, espere hasta estar mejor. 2. Si está o puede estar embarazada, hable con el médico antes de volver a ser más activa. 3. Si su salud cambia de tal forma que contesta Sí a alguna de las preguntas anteriores, háganoslo saber.																	
<b>&lt;&lt;He leído, entendido y completado este cuestionario. He respondido a todas las preguntas con mi aprobación.&gt;&gt;</b>																	
Nombre: _____	Fecha: _____																
Firma del participante	Firma del testigo																
<b>Nota: Esta autorización para la actividad física es válida durante un máximo de 12 meses desde la fecha que se completó y deja de ser válida si su salud cambia hasta el grado de contestar SÍ a alguna de las siete preguntas.</b>																	
<small>Si se presenta el PAR-Q a una persona antes de que realice el estudio, esta sección puede ser usada con fines legales o administrativos. Uso informado del PAR-Q: Los aquí presentes no asumen ninguna responsabilidad sobre aquellos que emprendan el estudio, y si tiene dudas después de realizar el cuestionario, consulte al médico antes de iniciar el mismo. Adaptado de Consulta y valoración de la salud del cliente (p. 219), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), <i>Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal</i>. Badalona: Paidotribo.</small>																	

ANEXO 1. Cuestionario PAR-Q. Modificado de Consulta y valoración de la salud del cliente (pp. 219), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), *Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal*. Badalona: Paidotribo.

<b>Umbrales de los factores de riesgo de enfermedad coronaria</b>	
<b>Factores de riesgo positivos</b>	<b>Criterios de definición</b>
1. Antecedentes familiares.	Infarto de miocardio, revascularización coronaria o muerte súbita antes de los 55 años del padre biológico o de un pariente varón de primer grado (hermano o hijo), o antes de los 65 años de la madre biológica u otro pariente femenino de primer grado (hermana o hija).
2. Tabaquismo.	Fumadores o personas que lo han dejado en los últimos seis meses.
3. Hipertensión.	Presión arterial sistólica >140 mmHg o diastólica >90 mmHg, confirmada por mediciones en al menos dos ocasiones distintas, o seguir una medicación antihipertensiva.
4. Hipercolesterolemia.	Colesterol total sérico >200 mg/dL (5,2 mmol x L <sup>-1</sup> ) o colesterol ligado a las lipoproteínas de alta densidad <35 mg/dL (0,9 mmol x L <sup>-1</sup> ), o medicación para reducir los lípidos. Si se dispone de la medicación de colesterol ligado a las lipoproteínas de baja densidad, emplear >130 mg/dL (3,4 mmol x L <sup>-1</sup> ) en vez del colesterol total de >200 mg/dL.
5. Alteración del nivel de glucemia en ayunas.	Glucemia en ayunas >110 mg/dL (6,1 mmol x L <sup>-1</sup> ) confirmada por mediciones en al menos dos ocasiones distintas.
6. Obesidad <sup>†</sup> .	Índice de masa corporal de >30 kg/m <sup>2</sup> o diámetro de la cintura >100 cm.
7. Estilo de vida sedentario.	Personas que no practican ejercicio con regularidad ni cumplen las recomendaciones <sup>‡</sup> mínimas de actividad física extraídas del informe del U.S. Surgeon General.
<b>Factores de riesgo negativos</b>	<b>Criterios de definición</b>
Colesterol ligado a las lipoproteínas de alta densidad.	>60 mg/dL (1,6 mmol x L <sup>-1</sup> ).

<sup>†</sup> Las opiniones profesionales varían respecto a los marcadores y umbrales más adecuados para la obesidad, por lo tanto, los profesionales del ejercicio deben recurrir a juicios clínicos cuando evalúen este factor de riesgo.  
<sup>‡</sup> Acumular 30 minutos o más de actividad física moderada casi todos los días de la semana.  
<sup>§</sup> Es habitual sumar los factores de riesgo al emitir juicios clínicos. El alto nivel de colesterol ligado a la lipoproteínas de alta densidad (HDL) resta un factor de riesgo de la suma de factores de riesgo positivos porque el HDL elevado reduce el riesgo de enfermedad coronaria.

**ANEXO 2.** Umbrales de los factores de riesgo de enfermedad coronaria. Reproducido de ACSM, 2000. Adaptado de Consulta y valoración de la salud del cliente (pp. 198), por J. A. C. Kordich, (2012). En R. W. Earle, y T. R. Baechle (Eds.), *Manual NSCA: Fundamentos del entrenamiento personal*. Badalona: Paidotribo.



### COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

#### DATOS DEL PROYECTO

<b>Título:</b>	"Efectos de la fatiga local y general en la respuesta biomecánica de la carrera a pie"	
<b>Investigador Principal</b>	<b>Nombre</b>	<b>Correo-e</b>
Dr.	Alberto Encarnación Martínez	aencarnacion@ucam.edu

#### INFORME DEL COMITÉ

<b>Fecha</b>	21/07/2017
--------------	------------

#### Tipo de Experimentación

Investigación experimental clínica con seres humanos.	
Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales.	
Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos.	
Investigación observacional con seres humanos, psicológica o comportamental en humanos.	X
Uso de datos personales, información genética, etc.	X
Experimentación animal.	
Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas.	
Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs).	

#### Comentarios Respecto al tipo de Experimentación

Nada Obsta

#### Comentarios Respecto a la metodología de experimentación

Nada Obsta



Universidad Católica San Antonio. Vicerrectorado de Investigación. Salida nº 6775 21/07/2017 13:16:11



### COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

#### Sugerencias al Investigador

A la vista de la solicitud de informe adjunto por el Investigador y de las recomendaciones anteriormente expuestas el dictamen del Comité es:

Emitir informe favorable	X
Emitir informe desfavorable	
Emitir informe favorable condicionado a subsanación	

#### MOTIVACIÓN

Incrementará conocimientos en su área

Vº Bº El Presidente,

Fdo.: José Alberto Cánovas Sánchez



El Secretario,

Fdo.: José Alarcón Teruel

ANEXO 3. Informe del Comité de Ética de la UCAM.

### CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, ....., con DNI:.....

DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación del Proyecto titulado: Efectos de la fatiga local y general en la respuesta biomecánica de la carrera a pie.

Los investigadores que van a acceder a mis datos personales y a los resultados de las pruebas son: Alberto Encarnación Martínez (Investigador Principal) y Antonio García Gallart.

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que me presto de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puedo abandonarlo sin que me suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Someterme a las siguientes pruebas exploratorias: Test de 5 minutos de carrera, pruebas de flexibilidad, estabilidad, fuerza, fatiga isocinética y en tapiz rodante y pruebas de carrera a 14 km/h.

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:

En cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESOCIAL, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS SOCIALES, JURÍDICAS, DE LA EMPRESA Y DE LA COMUNICACIÓN. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 20

El investigador,

Fdo:..... Fdo:.....

ANEXO 4. Consentimiento informado.





ANEXO V

**DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA SUJETOS SOMETIDOS A ESTUDIO  
(HOJA INFORMATIVA)**

**1. EN QUÉ CONSISTE Y PARA QUÉ SIRVE:** La carrera a pie es una de las formas más populares de hacer ejercicio contribuyendo a mantener la salud y el estado físico. A pesar de estos efectos beneficiosos de la carrera a pie en la salud, la evidencia epidemiológica indica una alta tasa de lesiones músculo-esqueléticas entre las personas que corren de forma regular, mostrando una tasa de incidencia de lesiones anual que afecta a entre el 37 y el 56% de los corredores, siendo más comunes las lesiones por sobreesfuerzo o uso excesivo. Dichas lesiones relacionadas con la carrera a pie representan una interacción compleja de factores que incluyen un insuficiente calentamiento, experiencia de carrera, características de práctica y entorno, fatiga y desequilibrios musculares. Dentro de estos factores está la fatiga, la cual puede afectar al tiempo de reacción, coordinación de movimientos, precisión del control motor, capacidad muscular para generar fuerza y rendimiento en la carrera. Estos cambios pueden alterar la cinemática y la carga de las extremidades inferiores, generando movimientos subóptimos que pueden incrementar el riesgo de lesión. Por ello, evaluaremos los efectos que tiene la fatiga, tanto de forma localizada como general, en los parámetros biomecánicos de la carrera a pie, para comprobar si los diferentes tipos de fatiga originan esos movimientos subóptimos documentados en la literatura como posibles causantes de lesiones.

**2. COMO SE REALIZA:** El desarrollo del estudio será dividido en tres días, donde el Dr. Alberto Encarnación Martínez será quien dirija el proyecto con la colaboración de Antonio García Gallart. El primer día estará dedicado a la descripción del proyecto por parte de los investigadores a los participantes, a la facilitación de los cuestionarios PAR-Q y Estratificación Inicial de Riesgos con el fin de asegurar la adecuada salud de los participantes para desarrollar el proyecto de forma segura para su salud, y la firma del consentimiento informado. Además, se llevará a cabo un test de carrera para determinar la capacidad cardiorespiratoria de cada participante, el cual consistirá en correr durante 5 minutos la máxima distancia posible en una pista de atletismo de 400 metros. Con respecto al segundo día, el objetivo estará fijado en determinar los efectos de la fatiga local sobre la estabilidad dinámica y la carrera. Para ello, los participantes serán fatigados de forma local, en los músculos flexores y extensores de rodilla y cadera, a través de un dinamómetro isocinético, donde para valorar dichos efectos de la fatiga, se llevarán a cabo anteriores y posteriores al mismo, un test de salto y caída sobre una pierna, el Star Excursion Balance Test, comúnmente conocido como test de la estrella, y correr sobre tapiz rodante a una velocidad de 14 km/h. En dicha prueba de carrera, los participantes serán instrumentados con acelerómetros en tibia y cabeza y por marcadores reflectantes en la extremidad inferior, en ningún caso invasivos, con el objetivo de registrar la actividad de acelerometría y filmación en 3D. Por último, el tercer día estará dedicado al estudio de los efectos de la fatiga general sobre los parámetros mencionados. Para provocar este tipo de fatiga, el participante correrá 30 minutos en tapiz rodante a una velocidad correspondiente al 80% de la velocidad aeróbica máxima estimada el primer día con el test de capacidad cardiorespiratoria. Además, se volverán a repetir las pruebas de estabilidad y carrera realizadas en el segundo día anteriores y posteriores al test de fatiga.

**3. QUÉ EFECTOS LE PRODUCIRÁ:** La participación en el estudio no presenta ningún efecto adverso, salvo el posible cansancio que pueda originar la realización de las pruebas.

**4. EN QUÉ LE BENEFICIARÁ:** Como beneficios por participar se le proporcionará un dossier que incluyan los resultados de prueba de fuerza isocinética y de estabilidad, así como un resumen de cómo le afecta la fatiga en la carrera y los aspectos que debe reforzar para que se intentará minimizar el riesgo de lesión por esos cambios en el patrón de movimiento.

**5. QUÉ RIESGOS TIENE:** Si responde "NO" a todas las preguntas del cuestionario PAR-Q o presenta un riesgo bajo en el cuestionario de Estratificación Inicial de Riesgos, la realización del estudio no tendría que suponer ningún riesgo, salvo posibles lesiones que puedan surgir en la prueba. Si responde "SI" a alguna pregunta del PAR-Q o presenta un riesgo moderado o alto, recomendamos hablar con su médico antes de realizar el proyecto. En el caso de que el participante decida participar a pesar de presentar algún tipo de riesgo, será bajo su única y expresa responsabilidad, excluyendo de cualquier responsabilidad a las personas vinculadas al proyecto.

**5.1 LOS MÁS FRECUENTES:** Cansancio dado que se somete a cierto nivel de fatiga al organismo.

**5.2 LOS MÁS GRAVES:** Posibles lesiones durante la prueba.

**6. SITUACIONES ESPECIALES QUE DEBEN SER TENIDAS EN CUENTA:** Cabe destacar que para participar en el estudio debéis cumplir con una serie de requisitos; ser corredores recreacionales o populares, correr de forma regular al menos dos veces a la semana en el último año y que no presentar lesiones en el momento de la investigación ni en los 6 meses previos a ella.

**7. OTRAS INFORMACIONES DE INTERÉS (a considerar por el/la profesional):** A las pruebas tendrán que acudir con ropa deportiva y el calzado de entrenamiento habitual, el cual debe ser el mismo en los tres días de medición.

**8. OTRAS CUESTIONES PARA LAS QUE LE PEDIMOS SU CONSENTIMIENTO:** Para utilizar los datos obtenidos de su participación siempre cumpliendo la norma vigente de protección de datos.

ANEXO 5. Documento de información para sujetos sometidos a estudio.