



Facultad de CC. de la
Actividad Física y el Deporte

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA FASE DE APOYO DE CARRERA EN DISTINTAS CONDICIONES DE FATIGA EN CORREDORES RECREACIONALES

TESIS DOCTORAL

Presentada por

BRUNO BAZUELO RUIZ

Co-Dirigida por

**SALVADOR LLANA BELLOCH
JUAN VICENTE DURÁ GIL**

Programa de Doctorado en Actividad Física y Deporte

Línea de Investigación – Rendimiento Deportivo

Valencia, 2017

Dr. D. **Salvador Llana Belloch**, Titular del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València, y

Dr. D. **Juan Vicente Durá Gil**, Investigador del Instituto de Biomecánica de Valencia, adscrito a la Universitat Politècnica de València

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, titulada “**Análisis biomecánico de la fase de apoyo de carrera en distintas condiciones de fatiga en corredores recreacionales**”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por D. **Bruno Bazuelo Ruiz**, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Actividad Física y Deporte de la Universitat de València.

Y para que conste firman el presente certificado en Valencia, a 20 de Diciembre de 2016.

Fdo.: Dr. D. Salvador Llana Belloch

Fdo.: Dr. D. Juan Vicente Durá Gil

AGRADECIMIENTOS

Esta Tesis Doctoral ha sido realizada gracias al trabajo, colaboración y apoyo de entidades y personas físicas a las cuales me gustaría trasladarle mi agradecimiento desde estas líneas:

- A mis directores de Tesis. Al Dr. D. Juan Vicente Durá Gil por su paciencia, confianza, humildad y enseñanzas desde el primer día que entré en el IBV. Fue un auténtico placer trabajar día a día con él en el centro. Al Dr. D. Salvador Llana Belloch por su apoyo, consejos y constante guiado durante esta Tesis. A ambos les estaré siempre muy agradecido.
- Al Instituto de Biomecánica de Valencia por permitirme llevar a cabo esta Tesis Doctoral tras la finalización de la relación laboral que nos unía. A todos los compañeros con lo que trabajé a diario en este proyecto y de los cuales aprendí mucho. A Nico y a Enric por hacer las horas de trabajo más llevaderas. A Ana, Mario y Juan Pablo por el enorme trabajo que llevó contactar con los corredores.
- A todos los corredores que participaron en el proyecto de forma desinteresada y voluntaria, y por su gran disposición a colaborar en todo momento.
- A mis padres, Ana y Enrique, por su enorme esfuerzo para poder darme la educación y formación que en cada momento he necesitado, y en transmitirme que sólo con la constancia y el trabajo duro se pueden conseguir los objetivos que uno se proponga. A mi hermano por ser quien ha ido abriendo camino en mi trayectoria formativa y profesional. A mi tía Grego por estar siempre dispuesta a ayudar en todo lo necesario.
- A Patricia por creer en mí en todo lo que me proponga, por la confianza, apoyo incondicional y estabilidad que me aportas cada día. Te debo mucho. También a su familia por estar tan pendientes de mí.
- Esta investigación recibió financiación del 7º Programa Marco de la Unión Europea (FP7-SME-2011-1) con número 285800.

RESUMEN

Los objetivos de esta tesis se centran en 1) caracterizar el patrón biomecánico del corredor de nivel recreacional, 2) determinar el efecto de la fatiga en parámetros cinéticos y cinemáticos en esta población, 3) establecer las diferencias de los parámetros biomecánicos entre hombres y mujeres, 4) analizar el efecto de la fatiga en hombres y mujeres, y 5) determinar las diferencias en las variables biomecánicas de interés en función de la dominancia de la pierna.

Sesenta corredores (30 hombres y 30 mujeres) de nivel recreacional fueron analizados en dos condiciones: pre y post-fatiga. En cada una de esas condiciones se obtuvieron cinco medidas de parámetros cinemáticos, de las fuerzas de reacción del suelo, aceleraciones de impactos y presiones plantares. La velocidad de carrera fue fijada en $3.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ para todos los sujetos. El protocolo de fatiga consistió en la realización de tres tareas: el Test Course-Navette, subida y bajada de escaleras durante cinco minutos, y cinco series de un minuto de saltos alternativos en escalón. Se dio por concluido el protocolo cuando los sujetos alcanzaron el 90% de la frecuencia cardiaca máxima teórica y cuando el corredor refería una puntuación de 18 en la escala de percepción subjetiva del esfuerzo de Borg (6-20). Durante el desarrollo del ensayo todos los participantes utilizaron el mismo modelo de calzado deportivo de pisada neutra.

La presente investigación pone de manifiesto que con la fatiga se produce una disminución del primer pico de impacto, un incremento de las fuerzas de propulsión, una menor flexión dorsal de tobillo en la fase de contacto con el suelo, una disminución de las aceleraciones de impactos en la pierna no dominante, presiones plantares reducidas en el pie dominante e incrementadas en el pie no dominante, una disminución del tiempo de contacto y un incremento de la frecuencia de zancada. Por otro lado, se encontraron diferencias significativas cuando se compararon los grupos de hombres y mujeres.

Por ello, podemos concluir que el patrón biomecánico se ve alterado cuando el corredor se encuentra en situación de fatiga. Futuros estudios se requieren para determinar si esas modificaciones constituyen un riesgo de lesión o si se trata de un proceso de optimización del patrón de carrera con la fatiga.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	1
1.1.	ORIGEN DE LA TESIS.....	1
1.2.	MARCO TEÓRICO	3
1.2.1.	BENEFICIOS DE LA CARRERA	7
1.2.2.	EPIDEMIOLOGÍA LESIONAL EN CARRERA.....	9
1.2.3.	FASES DEL GESTO TÉCNICO DE LA CARRERA.....	13
1.2.4.	LA CINEMÁTICA.....	18
1.2.5.	LAS FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO	22
1.2.6.	LA TRANSMISIÓN DE IMPACTOS AL APARATO LOCOMOTOR (ACELERACIONES DE IMPACTO)	27
1.2.7.	LAS PRESIONES PLANTARES	31
1.2.8.	FACTORES INFLUYENTES EN LA BIOMECÁNICA DE CARRERA	36
1.2.9.	LA FATIGA EN LA CARRERA	42
2.	OBJETIVOS DE LA TESIS Y PLAN DE TRABAJO.....	49
2.1.	OBJETIVOS DE LA TESIS.....	49
2.2.	PLAN DE TRABAJO.....	51
3.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	53
3.1.	DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA DE CORREDORES	53
3.2.	CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA	54
3.3.	DISEÑO EXPERIMENTAL.....	55
3.4.	CONDICIONES DE REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS	59
3.5.	PROTOCOLO DE FATIGA	60

3.6.	MEDICIÓN CINEMÁTICA.....	66
3.6.1.	MODELO BIOMECÁNICO	68
3.6.2.	PROCEDIMIENTO.....	70
3.7.	MEDICIÓN DE LAS FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO.....	72
3.7.1.	PROCEDIMIENTO.....	75
3.8.	MEDICIÓN DE LAS ACELERACIONES DE IMPACTOS CONTRA EL SUELO	76
3.8.1.	PROCEDIMIENTO.....	77
3.9.	MEDICIÓN DE LAS PRESIONES PLANTARES.....	78
3.9.1.	PROCEDIMIENTO.....	80
3.10.	VARIABLES REGISTRADAS DURANTE LAS PRUEBAS.....	82
3.11.	TRATAMIENTO ESTADÍSTICO.....	87
4.	RESULTADOS.....	89
4.1.	ESTUDIO CINEMÁTICO	89
4.2.	ESTUDIO DE LAS FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO	94
4.3.	ESTUDIO DE LAS ACELERACIONES DE IMPACTOS CONTRA EL SUELO.....	100
4.4.	ESTUDIO DE LAS PRESIONES PLANTARES	103
5.	DISCUSIÓN.....	109
5.1.	ANÁLISIS CINEMÁTICO	110
5.1.1.	EFFECTO DE LA FATIGA.....	110
5.1.2.	DIFERENCIAS SEGÚN EL GÉNERO	114
5.2.	ANÁLISIS DE LAS FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO.....	116
5.2.1.	EFFECTO DE LA FATIGA.....	116

5.2.2.	DIFERENCIAS SEGÚN EL GÉNERO	120
5.3.	ANÁLISIS DE LAS ACELERACIONES DE IMPACTOS CONTRA EL SUELO	121
5.3.1.	EFFECTO DE LA FATIGA.....	121
5.3.2.	DIFERENCIAS EN LA DOMINANCIA DEL MIEMBRO INFERIOR	126
5.3.3.	DIFERENCIAS SEGÚN EL GÉNERO	128
5.4.	ANÁLISIS DE LAS PRESIONES PLANTARES.....	129
5.4.1.	EFFECTO DE LA FATIGA.....	129
5.4.2.	DIFERENCIAS EN LA DOMINANCIA DEL MIEMBRO INFERIOR	134
5.4.3.	DIFERENCIAS SEGÚN EL GÉNERO	136
6.	CONCLUSIONES	139
6.1.	CONCLUSIONES	139
6.2.	LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	142
6.3.	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	143
7.	DIFUSIÓN CIENTÍFICA DE RESULTADOS	145
8.	REFERENCIAS	147

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Maratón de Berlín, 1974. 4

Figura 2: Maratón de Valencia, 2016. 4

Figura 3: Evolución del número de participantes en la Maratón de Nueva York desde 1970 hasta la actualidad. 5

Figura 4: Evolución del calzado deportivo de los años 70 (izquierda) a la actualidad (derecha). 6

Figura 5: Beneficios de salud de la carrera. 8

Figura 6: Factores de riesgo en la aparición de lesiones deportivas (Bahr & Holme, 2003). 9

Figura 7: Estrategias de apoyo durante la carrera. Izquierda: talón; centro: mediopié; derecha: antepié. 13

Figura 8: Fases del gesto técnico de la carrera (modificado de Hornillos-Baz). 14

Figura 9: Relación de las fases de apoyo con las fuerzas de reacción del suelo. 14

Figura 10: Presiones plantares (arriba-izquierda), evolución del centro de presiones (arriba-derecha) y secuencia de presiones plantares en ambos pies (abajo) durante la fase de apoyo, registradas con el sistema Biofoot/IBV. 15

Figura 11: Flexión de tobillo y rodilla en la fase de apoyo (Kyröläinen et al., 2000). 16

Figura 12: Aceleración de impacto registradas en tibia y cabeza (J. García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana Belloch, Lucas-Cuevas, & Sánchez-Zuriaga, 2014). 17

Figura 13: Goniómetro de 2 ramas. 19

Figura 14: Electrogoniómetro. 19

Figura 15: Cámara de vídeo y programas de vídeo análisis. 20

Figura 16: Sistema de fotogrametría. 20

Figura 17: Sensor inercial.....	21
Figura 19: Fuerzas de reacción del suelo durante la carrera.....	23
Figura 20: Variables de la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo (Bredeweg, Kluitenberg, Bessem, & Buist, 2013).	24
Figura 21: Diferencia en la curva de la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo entre corredores talonadores y otros no talonadores en distintas velocidades de carrera (Kluitenberg et al., 2012).....	25
Figura 22: Componente antero-posterior de las fuerzas de reacción del suelo (Messier et al., 1991).	26
Figura 23: Localización de los sensores de acelerometría (A: (Thompson et al., 2016); B: (Giandolini, Horvais, et al., 2013).	29
Figura 24: Podoscopio.....	32
Figura 25: Plataforma de presiones.	32
Figura 26: Cinta de correr FDM-T.....	33
Figura 27: Sistema avanzado de plantillas instrumentadas para medición de presiones plantares.....	33
Figura 28: División de zonas de presiones plantares mostradas en la literatura.	35
Figura 29: Diferencias en las fuerzas de reacción del suelo entre la condición calzado y descalzo (De Wit et al., 2000).	37
Figura 30: Diferencias en las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo en función de la velocidad (Kyröläinen et al., 2001).	39
Figura 31: Influencia de la velocidad en las aceleraciones de impacto en tibia y en la capacidad de atenuación de dicho impacto (Lucas-Cuevas et al., 2016).	39
Figura 32: Definición de los niveles de fatiga y sus posibles efectos (Kreher & Schwartz, 2012).	43

Figura 33: Progresión hacia el síndrome de sobreentrenamiento (Fry & Kraemer, 1997)	43
Figura 34: Teoría de la supercompensación (Zatsiorsky & Kraemer, 2006).	43
Figura 35: Diferencias en la cinemática con la fatiga (Clansey et al., 2012).	44
Figura 36: Modificaciones en la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo con la fatiga (Gerlach et al., 2005).	45
Figura 37: Efecto de la fatiga en las aceleraciones de impacto (Verbitsky et al., 1998).	45
Figura 38: Zonas afectadas por la fatiga (Alfuth & Rosenbaum, 2011).	46
Figura 39: Diversidad de duraciones en los protocolos de fatiga utilizados en los estudios consultados.	47
Figura 40: Plan de trabajo.	52
Figura 41: Exploración clínica en descarga.	55
Figura 42: Análisis de presiones plantares en estático con podoscopio.	56
Figura 43: Representación de la fase experimental.	58
Figura 45: Test de Course-Navette o test de Léger.	61
Figura 46: Escala de Percepción Subjetiva del Esfuerzo de Borg, 1982.	63
Figura 47: Subida y bajada de escaleras.	64
Figura 48: Salto alternativo en escalón.	65
Figura 49: Representación gráfica del sistema Kinescan/IBV.	66
Figura 50: Cámara de vídeo digital del sistema de fotogrametría Kinescan/IBV.	67
Figura 51: Visualización de una repetición en carrera en la fase de contacto mediante el programa del sistema Kinescan/IBV.	71
Figura 52: Plataformas dinamométricas (Dinascan/IBV).	72

Figura 53: Gráfica de las fuerzas de reacción del suelo en los 3 ejes.....	73
Figura 54: Pasillo de 12 metros de longitud del laboratorio del IBV. Plataforma dinamométrica, sistema de fotogrametría y células fotoeléctricas	74
Figura 55: Equipo Biofoot/IBV: A) Plantilla instrumentada; B) Amplificador; C) Módulo transmisor; D) Equipo completo portado por un participante en la investigación	76
Figura 56: Equipo Biofoot/IBV: A) Plantilla instrumentada; B) Amplificador;.....	78
Figura 57: Plantilla instrumentada con sensores presiones e incorporada a la plantilla del calzado deportivo (KELME GRAVITY MC).....	79
Figura 58: Gestión y visualización de la medida con Biofoot/IBV.....	81
Figura 59: A) Angulación de rodilla; B) Flexión dorsal del pie; C) Flexión plantar del pie.....	82
Figura 60: Variables extraídas de la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo.....	83
Figura 61: Variables extraídas de la componente antero-posterior de las fuerzas de reacción del suelo.	84
Figura 62: Variables extraídas de la componente medio-lateral de las fuerzas de reacción del suelo.	85
Figura 63: Variables de aceleraciones de impactos.....	85
Figura 64: Zonas de la plantilla instrumentada para el cálculo de parámetros.....	86
Figura 65: Determinación del cuartil 1 y 3 para eliminar valores atípicos.....	87
Figura 66: Diferencias en la flexión de rodilla y tobillo en situación pre y post-fatiga.	91
Figura 67: Angulación de rodilla y tobillo en la fase de contacto.....	91
Figura 68: Diferencias en la velocidad angular en situación pre y post-fatiga.....	91

Figura 69: Efecto de la fatiga en las presiones plantares de las zonas analizadas en pie dominante y no dominante, valores expresados en % de cambio. Verde: reducción de las presiones plantares; Rojo: incremento de las presiones plantares; Relleno liso: presión máxima; Relleno de cuadros: presión media; Línea horizontal continua: sin cambios significativos en valores máximos; Línea horizontal discontinua: sin cambios significativos en valores máximos..... 105

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Localización corporal de las lesiones en corredores (Taunton et al., 2002). ...	10
Tabla 2: Frecuencia de las 26 lesiones más comunes en corredores (Taunton et al., 2002).....	12
Tabla 3: Parámetros de aceleraciones de impactos más estudiados en la literatura.	29
Tabla 4: Corredores con apoyo de antepié, mediopié y talón, expresado en <i>n</i> (%), adaptado de Cheung et al. (2016).	40
Tabla 5: Características físicas de los participantes.	53
Tabla 6: Estimación del consumo de oxígeno máximo a partir de la edad y velocidad de carrera (Léger et al., 1988).	62
Tabla 7: Variables cinemáticas obtenidas con Kinescan/IBV en situación pre y post-fatiga (n=60), valores expresados en media±SD.	90
Tabla 8: Diferencias en las variables cinemáticas entre hombres (n=30) y mujeres (n=30), en condición pre-fatiga y post-fatiga, valores expresados en media±SD.	93
Tabla 9: Efecto de la fatiga en las Fuerzas de Reacción del Suelo en la muestra completa (n=60), valores expresados en media±SD.	95
Tabla 10: Diferencias en las Fuerzas de Reacción del Suelo entre hombres (n=30) y mujeres (n=30), en condición pre-fatiga y post-fatiga, valores expresados en media±SD.	98
Tabla 11: Efecto de la fatiga en función de la dominancia del miembro inferior en la muestra completa (n=60), valores expresados en media±SD.....	100
Tabla 12: Diferencias en las aceleraciones de impactos entre hombres y mujeres en condiciones pre y post-fatiga tanto en la pierna dominante como no dominante, valores expresados en media±SD.....	102
Tabla 13: Efecto de la fatiga en las presiones plantares de la pierna dominante y no dominante en la muestra completa (n=60), valores expresados en media±SD.	104

Tabla 14: Diferencias en las presiones plantares entre hombres y mujeres en condiciones pre y post-fatiga tanto en la pierna dominante como no dominante, valores expresados en media \pm SD..... 106

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Origen de la Tesis

La materialización de esta tesis doctoral es fruto de parte del trabajo realizado en un proyecto de investigación en el cual participé de forma activa durante mi estancia en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). Al finalizar la Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, y dos Másteres, uno de ellos en Alto Rendimiento Deportivo y otro en Investigación en Actividad Física y Deporte, tuve la oportunidad de ingresar en el IBV a través de una beca de especialización en I+D+i ofertada públicamente por la Universidad Politécnica de Valencia. Durante los dos años y medio de formación y trabajo en el IBV, formé parte de un equipo multidisciplinar en diversos proyectos de investigación, uno de ellos RUNSAFER, siendo D. Nicolás Palomares el responsable de la coordinación técnica. Este proyecto recibió financiación del 7º Programa Marco de la Unión Europea (FP7-SME-2011-1) con número 285800. El objetivo general de RUNSAFER era el desarrollo de un calzado deportivo específico de carrera con un sensor electrónico incorporado en la media suela de las zapatillas para registrar, procesar y aportar *feedback* al corredor sobre distintos parámetros biomecánicos con el fin de minimizar el riesgo de lesión y aumentar la motivación y adherencia a la actividad física.

Al mismo tiempo que el proyecto iba avanzando, el Profesor Dr. D. Salvador Llana Belloch, colaborador del IBV en esas fechas, me animó a aprovechar el trabajo y dedicación diaria al proyecto para realizar la tesis doctoral en el ámbito de la biomecánica deportiva. Junto con mi tutor durante mi estancia en el IBV, Dr. D. Juan V. Durá Gil, ambos conforman la co-dirección de la tesis. Con ella, espero profundizar en la metodología de investigación, análisis de datos y en el más actualizado conocimiento en lo que a biomecánica de carrera se refiere.

En esta tesis doctoral se analiza y refleja una parte de las fases de trabajo iniciales del proyecto que correspondían a la caracterización del patrón biomecánico del corredor de nivel recreacional, a quien principalmente iba dirigido el producto final.

Por otra parte, el manejo de tecnología avanzada en el deporte cobra especial relevancia en esta tesis, debido a la integración de estos sistemas de medida cada vez mayor en el

día a día en el ámbito deportivo, tanto para deportistas como entrenadores, aportando información cuantitativa difícil de obtener por otros medios.

1.2. Marco teórico

Durante la prehistoria, la marcha y la carrera constituyeron en el humano la única forma de locomoción para sus necesidades básicas y de supervivencia. Se estima que nuestros antepasados recorrían hasta 40 km diarios. Pero este nivel de actividad física ha disminuido considerablemente en la actualidad, de modo que la Organización Mundial de la Salud indica que al menos un 60% de la población mundial no realiza la actividad física necesaria para obtener beneficios para la salud. En España, los índices de sedentarismo tan elevados existentes en la población adulta han sido asociados con una peor calidad de vida (Guallar-Castillón, Santa-Olalla Peralta, Banegas, López, & Rodríguez-Artalejo, 2004). En este sentido, el estilo de vida sedentario ha sido considerado como uno de los principales factores de riesgo para enfermedades metabólicas (Bassuk & Manson, 2005), cardiovasculares (Sherman, D'Agostino, Silbershatz, & Kannel, 1999) e incluso de algunos cánceres (Thune & Furberg, 2001).

Este fenómeno ha generado que la población tome conciencia de la importancia de la actividad física, siendo la marcha y la carrera unas de las principales recomendaciones de actividad física por parte de los médicos para combatir y prevenir la aparición de enfermedades (Sigurdsson, 2013). Incluso, el ejercicio físico es considerado como “polipíldora” por sus efectos beneficiosos en los diferentes sistemas del organismo (Fiuza-Luces, Garatachea, Berger, & Lucia, 2013). Esto ha generado que cada vez exista un mayor número de personas que practican la carrera en su tiempo libre con objetivos de salud y superación. Sólo en Europa, se estima que 50 millones de personas practican la carrera de forma habitual (Scheerder & Breedveld, 2015). De ello es muestra el gran auge de las carreras populares con un mayor número de inscritos cada edición. En la Maratón de Berlín en el año 1974 participaron 286 personas y en el 2016 el número de participantes asciende a 58903 corredores («History of the Berlín Marathon», 2016).



Figura 1: Maratón de Berlín, 1974.



Figura 2: Maratón de Valencia, 2016.

En la siguiente gráfica, podemos observar el incremento exponencial de la práctica de la carrera; como ejemplo el número de inscritos en la Maratón de Nueva York desde sus inicios hasta la actualidad, pasando de 127 en el año 1970 a 51995 en el 2016, duplicándose el número de participantes en los últimos 25 años («TCS New York City Marathon Results Archive», 2016). Los datos del año 2012 no se reflejan debido a la cancelación del evento por los efectos del Huracán Sandy.

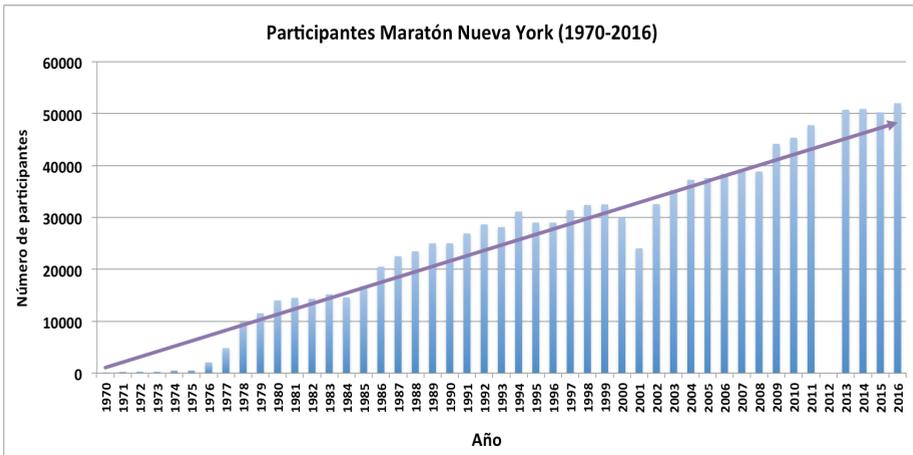


Figura 3: Evolución del número de participantes en la Maratón de Nueva York desde 1970 hasta la actualidad.

Este incremento del número de corredores repercute directamente en el crecimiento del mercado de equipamiento deportivo cifrado en 9.6 billones de euros anuales (Scheerder & Breedveld, 2015), que a su vez influye en la inversión y mejora del equipamiento deportivo con aporte beneficioso para los corredores. Detrás de estas ventas se encuentran los avances en el campo de la investigación, en concreto de la biomecánica deportiva cuya finalidad se centra en la mejora del rendimiento deportivo y el confort, y la prevención en la aparición de lesiones deportivas (Bartlett, 2002).

Un ejemplo de avance en el equipamiento deportivo en carrera lo encontramos en la evolución del calzado deportivo. En la siguiente imagen (Figura 4) se aprecia el cambio de las zapatillas de los años 70 a uno de los modelos de zapatillas que representa el futuro cercano de este mercado, desarrollando suelas con una configuración en tres dimensiones personalizadas al tipo de pie del corredor y a su biomecánica durante la carrera.



Figura 4: Evolución del calzado deportivo de los años 70 (izquierda) a la actualidad (derecha).

Tras lo indicado anteriormente, la biomecánica deportiva resulta de gran utilidad en la población de corredores recreacionales por su aportación en la práctica de la carrera de forma segura prevaleciendo la prevención en la aparición de lesiones deportivas y la consecución de objetivos saludables. El análisis biomecánico de carrera nos aporta información objetiva sobre la interacción del corredor con su entorno, pudiendo ofrecer al corredor recomendaciones que contribuyan a la consecución de los objetivos propuestos.

1.2.1. Beneficios de la carrera

En la actualidad, la promoción de la actividad física en todos los grupos de edad se está llevando a cabo debido a los efectos beneficiosos que la práctica deportiva conlleva. De hecho, en los últimos años se le ha atribuido a la actividad física como la “polipíldora” (Fiuza-Luces et al., 2013) debido a su capacidad de influir de forma positiva en diversos sistemas del organismo en términos de salud, comparándolo metafóricamente con el mismo efecto que producen los productos farmacológicos. La Oficina de Prevención de Enfermedades y Promoción de la Salud de Estados Unidos (en inglés “Office of Disease Prevention and Health Promotion”) indica los beneficios que se asocian con la práctica regular de actividad física en función de la evidencia científica que existe actualmente. Para los adultos, se indican los siguientes («Physical Activity Guidelines - health.gov», 2016):

- Menor riesgo de muerte temprana.
- Menor riesgo de enfermedades coronarias.
- Menor riesgo de sufrir un infarto.
- Menor riesgo de tener presión sanguínea elevada.
- Menor riesgo de poseer diabetes de tipo 2.
- Menor riesgo de síndrome metabólico.
- Menor riesgo de cáncer de colon.
- Menor riesgo de cáncer de pulmón.
- Prevención de la ganancia de peso.
- Prevención de sufrir una caída.
- Mejora de la función cardiorrespiratoria y muscular.
- Mejora de la función cognitiva.
- Reducción de estados de depresión.
- Pérdida de peso, particularmente cuando se combina con una reducida ingesta calórica.
- Reducción de obesidad abdominal.
- Mejora de la calidad del sueño.
- Incremento de la densidad ósea.
- Menor riesgo de cáncer endometrial.

- Menor riesgo de cáncer de hígado.
- Menor riesgo de fracturas de cadera.

La carrera en concreto ofrece ciertos beneficios los cuales han hecho que este deporte tenga una gran aceptación de la población activa. La literatura ha indicado que con la carrera se produce una mejora de la función muscular (Costill, Fink, & Pollock, 1976), una mejora de la densidad ósea (MacKelvie, Taunton, McKay, & Khan, 2000), protección ante problemas cardiovasculares y mortalidad prematura (Lavie et al., 2015; Lee et al., 2014), reduce niveles depresivos (Blue, 1979; Doyne et al., 1987; Greist et al., 1979) y reduce el riesgo de sufrir una enfermedad de cáncer (Duncan, Harris, & Murray Ardies, 1997).

No obstante, la actividad física debe estar supervisada por profesionales cualificados que estén capacitados para prescribir actividad física y valorar la idoneidad del ejercicio en función de las necesidades individuales de cada persona (Fedewa, Hathaway, Williams, & Schmidt, 2016).



Figura 5: Beneficios de salud de la carrera.

1.2.2. Epidemiología lesional en carrera

Tal y como hemos visto en el apartado anterior, la práctica de la actividad física y en concreto de la carrera tiene numerosos beneficios, sin embargo, dicha práctica, en ocasiones, conlleva la aparición de lesiones musculoesqueléticas que pueden ser debidas a diversos factores.

Estos factores pueden dividirse en internos y externos (Bahr & Holme, 2003). Los **factores internos** hacen referencia a los propios del deportista tales como la edad, sexo, composición corporal, historial de lesiones previo, etc., los cuales hacen que el deportista tenga cierta predisposición a lesionarse. Los **factores externos** hacen referencia a factores condicionados por el entorno del deportista, como pueden ser la climatología, los oponentes si se trata de deportes de equipo o de contacto, la superficie de juego, etc., los cuales tienen influencia directa en los deportistas pero éstos no tienen control sobre dichos factores. Otro de los factores externos más comunes que pueden afectar a la aparición de lesiones es los errores en la programación de los entrenamientos (Hreljac, 2004; Macera et al., 1989; Walter, Hart, McIntosh, & Sutton, 1989), en cuyo caso, se requiere el ajuste de los planes de entrenamiento a las necesidades y capacidades de cada corredor.

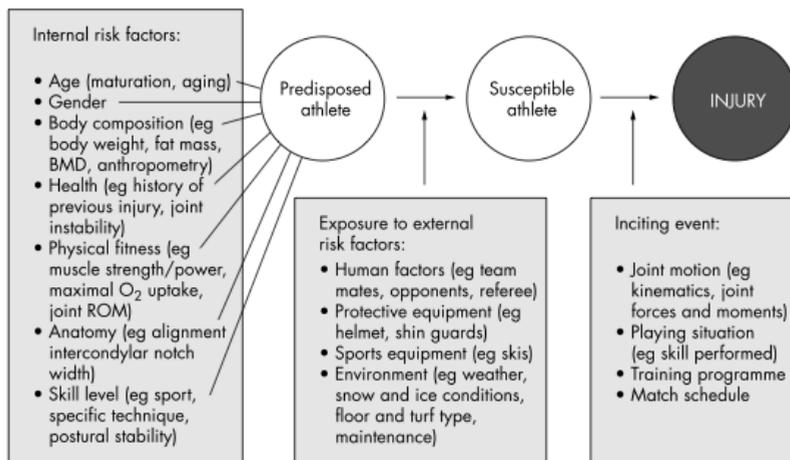


Figura 6: Factores de riesgo en la aparición de lesiones deportivas (Bahr & Holme, 2003).

Van Gent et al. (2007) realizaron otra clasificación, estableciendo cuatro categorías: factores sistémicos, factores de carrera o de entrenamiento, factores de salud y factores

de estilo de vida. Los **factores sistémicos** hacen referencia a la edad, sexo, altura, peso o índice de masa corporal y alineamiento del miembro inferior. En cuanto los **factores de carrera o de entrenamiento**, indicaron la frecuencia de entrenamiento, la modificación del entrenamiento (incrementando o disminuyendo las horas o días de entrenamiento semanales), la distancia de entrenamiento y competición, el ritmo de carrera, la experiencia, el calentamiento previo, las circunstancias del entrenamiento (superficie), el nivel del corredor y el uso del calzado deportivo. Los **factores de salud** hacen referencia al historial médico y de lesiones previas, mientras que los **factores de estilo de vida** son la ingesta de bebidas alcohólicas, el consumo de tabaco y la participación en otras especialidades deportivas.

Por otro lado, existen estudios que nos muestran las zonas o segmentos corporales que sufren mayor número de lesiones con la práctica de la carrera. Van Gent et al. (2007) indicaron una incidencia lesional de entre el 20 y el 79% en el miembro inferior, aunque referencias anteriores determinaron que un rango entre el 37 y el 56% de los corredores sufren al menos una lesión al año. Taunton et al. (2002) tras un análisis de 2002 lesiones mostraron que las zonas más lesionadas son la rodilla y el tobillo o pie (Tabla 1).

Tabla 1: Localización corporal de las lesiones en corredores (Taunton et al., 2002).

Localización	Total (n)	Porcentaje de aparición
Rodilla	842	42.1
Pie/Tobillo	338	16.9
Pierna (distal)	257	12.8
Cadera/pelvis	218	10.9
Aquiles/gemelos	129	6.4
Pierna (proximal)	105	5.2
Zona lumbar	69	3.4
Otros	44	2.2
Total	2002	100

Adicionalmente, estos mismos autores mostraron la frecuencia de las 26 lesiones que más habían sufrido los 2002 corredores examinados, siendo 926 hombres (46%) y 1076 mujeres (54%). Las 7 lesiones más frecuentes eran propias del extremo distal de la pierna, como el síndrome de dolor patelofemoral, el síndrome de la cintilla iliotibial, la fascitis plantar, lesiones de menisco, fracturas por estrés tibial, la tendinitis patelar y aquilea (Tabla 2).

Numerosas investigaciones han establecido una asociación entre determinados parámetros biomecánicos con lesiones concretas. Un ejemplo de ello son Clansey et al. (2012) que relacionaron el incremento de parámetros de fuerzas de reacción del suelo y de aceleraciones de impactos con la posibilidad de sufrir una fractura por estrés tibial. Por otro lado, Pohl et al. (2009) asociaron unas mayores fuerzas de reacción del suelo con un grupo de mujeres con historial de haber sufrido fascitis plantar.

Por lo tanto, el estudio y análisis de los parámetros biomecánicos tienen gran relevancia en cuanto a la prevención de lesiones, ya que su determinación podría dar indicios de cuándo un corredor podría estar en mayor riesgo de lesionarse.

Tabla 2: Frecuencia de las 26 lesiones más comunes en corredores (Taunton et al., 2002).

Lesión	Hombres (n/%)	Mujeres (n/%)	Total (n)
Síndrome de dolor patelofemoral	124/38	207/62	331
Síndrome de la cintilla iliotibial	63/38	105/62	168
Fascitis plantar	85/54	73/46	158
Lesiones de menisco	69/69	31/31	100
Síndrome de estrés tibial	43/43	56/57	99
Tendinitis patelar	55/57	41/43	96
Tendinitis aquilea	56/58	40/42	96
Lesiones de glúteo medio	17/24	53/76	70
Fracturas por estrés tibial	27/40	40/60	67
Lesiones de médula espinal	24/51	23/49	47
Lesiones de isquiotibiales	25/54	21/46	46
Metatarsalgias	17/50	17/50	34
Síndrome de compartimiento anterior	13/46	15/54	28
Lesiones de gemelos	19/70	8/30	27
Bursitis trocánterea	9/39	14/61	23
Lesiones de aductor	15/68	7/32	22
Osteoartritis (rodilla)	15/71	6/29	21
Lesiones sacro-iliacas	2/10	19/90	21
Fracturas de estrés del fémur	6/32	13/68	19
Lesiones por inversión de tobillo	9/53	8/47	17
Lesiones iliopsoas	6/37	10/63	16
Condromalacia rotuliana	4/31	9/69	13
Tendinitis peroneal	9/69	4/31	13
Neuroma de Morton	5/42	7/58	12
Lesiones de abductor	7/67	4/33	12
Apófisis calcánea	7/58	5/42	12
Lesiones de tibial posterior	8/73	3/27	11

1.2.3. Fases del gesto técnico de la carrera

La carrera a pie se podría definir como una forma de locomoción en la que existe un apoyo alternativo de ambos pies junto con una fase aérea en la que ningún pie está en apoyo con la superficie, aspecto que difiere de la marcha por el doble apoyo simultáneo que existe durante la fase de contacto con el suelo.

Generalmente, el primer contacto con el suelo se hace con el talón, ya que el número de talonadores es muy superior al de los corredores que apoyan con el mediopié o antepié (Cheung et al., 2016; Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007; Kasmer, Liu, Roberts, & Valadao, 2013; Larson et al., 2011).

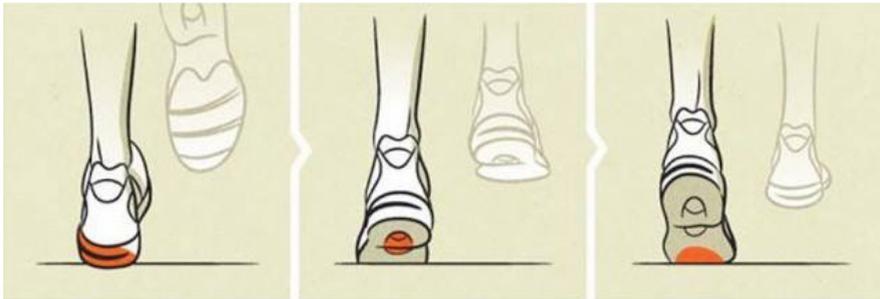


Figura 7: Estrategias de apoyo durante la carrera. Izquierda: talón; centro: mediopié; derecha: antepié.

La fase de contacto o de apoyo en la carrera se inicia cuando uno de los pies contacta con la superficie y finaliza cuando el pie deja de estar en contacto con el suelo. En ese instante comienza la fase de vuelo hasta que uno de los dos pies vuelve a contactar con la superficie (Figura 8). Cuando un pie se encuentra en contacto con el suelo, la otra pierna está en fase de balanceo. Un ciclo en marcha y en carrera comienza cuando un pie, por ejemplo el derecho, contacta con el suelo y finaliza cuando ese mismo pie vuelve a contactar con el suelo. Un paso es lo que se produce cuando se realizan dos contactos alternativos seguidos, es decir, cuando por ejemplo contacta el pie derecho y seguidamente contacta el izquierdo.

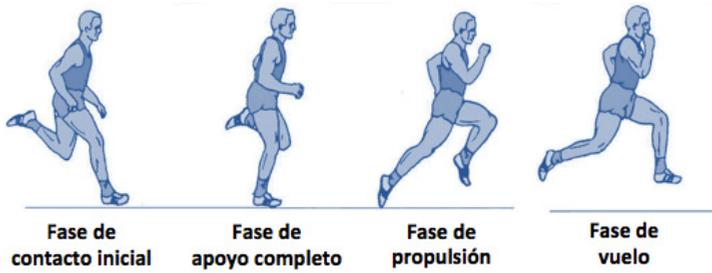


Figura 8: Fases del gesto técnico de la carrera (modificado de Hornillos-Baz).

En la fase de apoyo completo, la pierna actora, realiza su máxima flexión para absorber o disipar las fuerzas de impacto y, a su vez, poder almacenar la energía elástica que le ayude al centro de masas en la fase de propulsión a avanzar en la dirección de la carrera de la forma más eficiente. Posteriormente, se realiza una extensión de cadera, rodilla y tobillo para poder liberar esa energía almacenada y así generar fuerzas en la componente horizontal que produzcan un impulso hacia delante. En la siguiente imagen se aprecia la relación de cada una de las fases de apoyo con las fuerzas de reacción del suelo en las tres componentes: vertical, antero-posterior y medio-lateral (Figura 9).

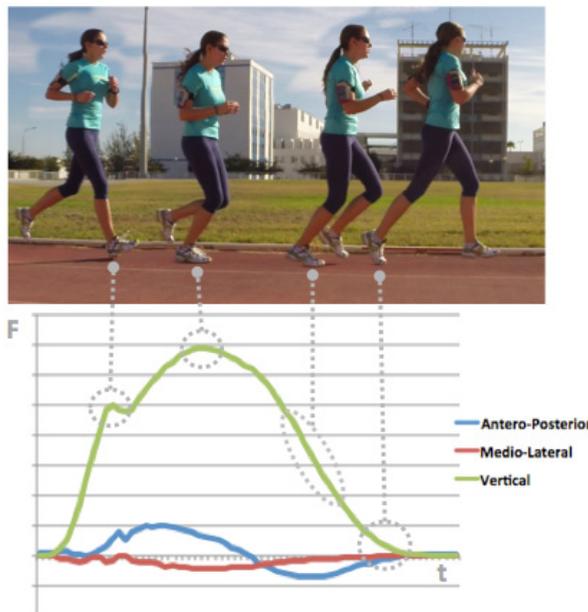


Figura 9: Relación de las fases de apoyo con las fuerzas de reacción del suelo.

El primer pico en la componente vertical corresponde al primer contacto del pie con la superficie cuando se trata de corredores con una estrategia de apoyo de talón. En el caso

de corredores con apoyo de mediopié o antepié, ese primer pico se suaviza o incluso llega a desaparecer (Cavanagh & LaFortune, 1980; Kluitenberg, Bredeweg, Zijlstra, Zijlstra, & Buist, 2012). Posteriormente, cuando el corredor se encuentra en la fase de apoyo completo es cuando se registra el valor máximo de la fuerza en la componente vertical, y ésta va decreciendo en la fase de propulsión, que es cuando se obtiene el valor máximo de fuerza en la componente antero-posterior, o también llamada horizontal.

Durante esa fase de apoyo, las presiones plantares se incrementan en primer lugar en la zona del talón con el primer contacto del pie con el suelo y en la fase de propulsión ya no se registran presiones plantares en el talón pero sí en la zona del antepié, siendo su máximo a la altura del metatarso. A medida que la velocidad de carrera va aumentando, el apoyo del pie se realiza con la zona anterior de éste (Novacheck, 1998). El centro de presiones se va desplazando desde la zona lateral externa del pie hasta la cabeza del primer metatarsiano, instante en que se produce la fase de propulsión y a continuación la fase de vuelo (Sterzing, Frommhold, & Rosenbaum, 2016; Wang & Watanabe, 2012) (Figura 10).

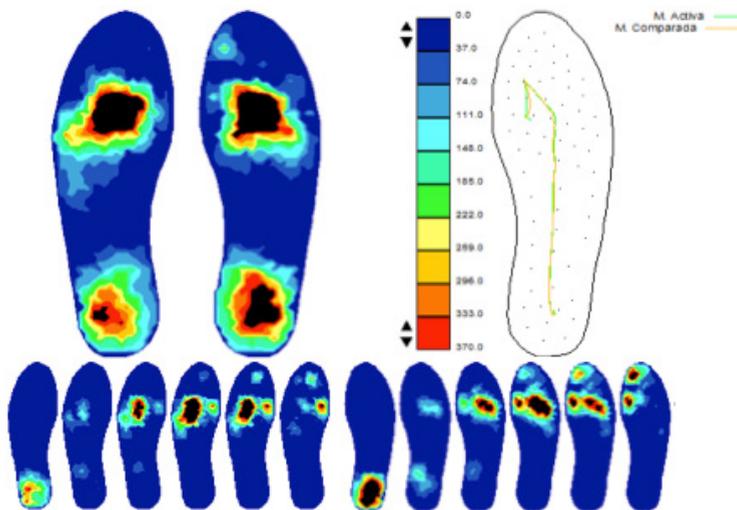


Figura 10: Presiones plantares (arriba-izquierda), evolución del centro de presiones (arriba-derecha) y secuencia de presiones plantares en ambos pies (abajo) durante la fase de apoyo, registradas con el sistema Biofoot/IBV.

En cuanto a parámetros cinemáticos, en el instante en que el pie del corredor contacta con el suelo, el pie se encuentra en una flexión dorsal cuando se trata de corredores con

estrategia de apoyo de talón. En la fase de apoyo completo se produce la mayor flexión plantar para, seguidamente, comenzar con la extensión de tobillo hasta finalizar la fase de apoyo con flexión plantar antes del comienzo de la fase de vuelo. Por lo que respecta a la rodilla, ésta comienza la fase de apoyo con una pequeña flexión para incrementar dicha angulación llegando a su máximo en la fase de apoyo completo del pie. La fase de propulsión finaliza con una flexión de rodilla similar al inicio de la fase de contacto.

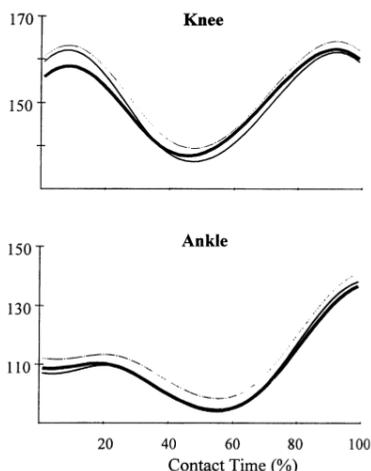


Figura 11: Flexión de tobillo y rodilla en la fase de apoyo (Kyröläinen et al., 2000).

Estas articulaciones tienen como principal función la atenuación de las fuerzas de impacto generadas cada vez que el pie contacta con el suelo (Fong, Blackburn, Norcross, McGrath, & Padua, 2011). En el contacto inicial, se produce una propagación del impacto hacia todas las estructuras del organismo. En el origen del impacto, el pie, las aceleraciones de impacto que se obtienen son las más altas, y a medida que van interviniendo articulaciones, músculos, huesos y elementos blandos, las aceleraciones van disminuyendo. Las localizaciones más habituales son la tibia y la cabeza (Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch, & Pérez-Soriano, 2016). Como se aprecia en la siguiente imagen, las aceleraciones de impacto registradas en la tibia son más elevadas que las de la cabeza, debido a la implicación de las diferentes estructuras musculo-esqueléticas en la disipación del impacto.

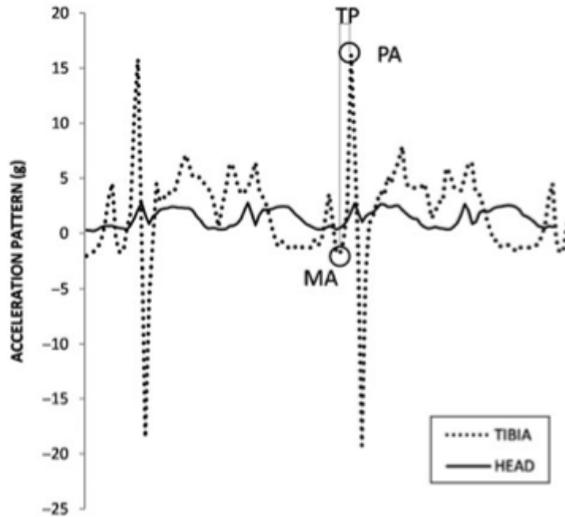


Figura 12: Aceleración de impacto registradas en tibia y cabeza (J. García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana Belloch, Lucas-Cuevas, & Sánchez-Zuriaga, 2014).

Durante la carrera, el corredor adopta una estrategia de zancada que viene determinada, entre otros factores, por la velocidad de carrera. La velocidad de carrera (V) es el producto de la frecuencia de zancada (F) y la longitud de zancada (L) (Weyand, Sternlight, Bellizzi, & Wright, 2000):

$$V = F \times L$$

De esta fórmula se puede extraer que si se incrementa la frecuencia de zancada y la longitud de zancada, la velocidad de carrera se incrementa también. Para una velocidad dada, si se incrementa la frecuencia de zancada, la longitud tiene que ser inferior, y si la longitud de zancada se incrementa, la frecuencia de zancada ha de disminuir. A medida que se incrementa la velocidad de carrera, la longitud de zancada aumenta a la vez que capacidad de absorción de impactos disminuye (Mercer, Vance, Hreljac, & Hamill, 2002).

Existe controversia en la literatura en cuanto al efecto de la fatiga en la frecuencia de zancada o cadencia. Existen autores que indicaron que la frecuencia se vio disminuida con la fatiga (Gerlach et al., 2005) mientras que otros revelaron que se incrementó tras 5 horas de carrera (Degache et al., 2013). Posiblemente sea debido al protocolo de fatiga empleado en cada estudio.

1.2.4. La cinemática

La cinemática es una rama de mecánica dedicada a la descripción del movimiento de los cuerpos sólidos sin considerar las causas que originan dicho movimiento. Se limita, por tanto, al estudio de la trayectoria de un cuerpo sólido en función del tiempo, es decir, la posición, la velocidad y la aceleración de un objeto, sin analizar las fuerzas que producen el movimiento (Gutiérrez, 1998).

Para determinar el movimiento de un cuerpo es necesario conocer los diferentes espacios o posiciones que dicho cuerpo ocupa en el transcurso de un intervalo temporal. Para ello, es preciso que exista un sistema de referencia para establecer las posiciones en las que se encuentra dicho objeto por unidad de tiempo con respecto al sistema de referencia establecido.

El sistema de referencia puede ser relativo o absoluto. Nos referimos a un sistema de referencia relativo cuando todas las coordenadas de un segmento corporal están referidas a un sistema de coordenadas anatómico, el cual cambia de segmento a segmento corporal. En cambio, el sistema absoluto significa que las coordenadas están referidas a un sistema de referencia espacial externo. Esto aplica de igual manera a datos angulares. Ángulos relativos hace referencia a los ángulos de las articulaciones en sí mientras que los ángulos absolutos están referidos a un sistema de referencia externo (Winter, 2005).

Para la medición de parámetros cinemáticos existe diversa tecnología que da soporte para una captación idónea de dichos parámetros de interés, entre los que se encuentran los goniómetros, los electrogoniómetros, cámaras de vídeo con programa informático asociado, sistemas sofisticados de fotogrametría o sensores inerciales (Higginson, 2009).

Los **goniómetros** son unos instrumentos de bajo coste y accesibles a cualquiera pero tienen la limitación de que la medición debe ser estática para la toma de datos. Los dos brazos o ramas que poseen se utilizan para medir el ángulo formado por dos segmentos corporales situándose en unos puntos de referencia óseos o siguiendo los ejes longitudinales corporales (sistema de referencia relativo).

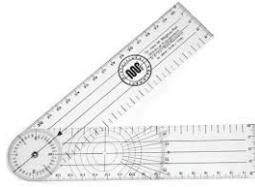


Figura 13: Goniómetro de 2 ramas.

Los **electrogoniómetros** tienen la misma función que los anteriores pero éstos registran los movimientos de forma automática y se envían mediante señal inalámbrica a un receptor de ordenador con programa informático que procesa y muestra el resultado de la medición. Tienen mayor aplicación en la cinemática debido a que se pueden registrar las angulaciones en dinámico. Su coste es más elevado que los anteriores aunque con posibilidad de localizar debajo de la ropa sin causar demasiada molestia por su bajo peso y flexibilidad.



Figura 14: Electrogoniómetro.

Las **cámaras de vídeo** son equipos de múltiple utilidad, asequibles y de fácil transporte que permiten la filmación de diferentes gestos deportivos para su posterior análisis en programas libres de vídeo análisis (por ejemplo, Kinovea o Tracker). Éstos dan la posibilidad de realizar análisis sencillos, de no muy alta precisión pero que suelen ser muy prácticos en función del objetivo que se persiga.



Figura 15: Cámara de vídeo y programas de vídeo análisis.

Los **sistemas de fotogrametría** actuales son más sofisticados que los comentados anteriormente, con una elevada precisión pero de alto coste y, habitualmente, sujeto a condiciones de laboratorio ya que el entorno de grabación debe tener una condiciones de luminosidad adecuadas para una correcta filmación. Además, su transporte es complicado debido a que requiere una nueva instalación por personal cualificado. Estos sistemas se componen de un número de cámaras de alta velocidad que suele oscilar entre 6 y 12 para poder grabar la acción deportiva desde diversos planos y poder visualizar cada punto por varias cámaras de forma simultánea. Cada una de estas cámaras integra un foco de luz infrarroja basado en tecnología LED, para generar el reflejo de los marcadores reflectantes que le han sido colocados al deportista en puntos anatómicos concretos sobre la piel. De esta forma se digitaliza de forma automática la trayectoria de cada uno de los marcadores para su posterior análisis mediante un programa informático.



Figura 16: Sistema de fotogrametría.

Los **sistema inerciales** (en inglés, *Inertial Measurement Unit, IMU*) son unos dispositivos que incorporan acelerómetros y giróscopos con el fin de medir movimientos lineales y angulares. Es una tecnología emergente en el mundo del deporte

debido a su posibilidad de colocar en cualquier parte del cuerpo del deportista sin interferir en el gesto deportivo, a su bajo peso, medir en condiciones reales de entrenamiento o competición en tiempo real, fácil transporte y su coste cada vez más bajo en el mercado. Sin embargo, actualmente, presentan algunos inconvenientes a tener en cuenta (Iosa, Picerno, Paolucci, & Morone, 2016): algunos parámetros son estimados a partir de integraciones numéricas de otros parámetros que no han sido medidos directamente lo que hace que la medida no sea fiable (Woodman, 2007), la orientación del sensor debe ser conocida antes de la integración numérica para evitar el artefacto de la gravedad (Veltink et al., 2003) y es necesaria una correcta alineación entre el sensor y los ejes anatómicos (Iosa et al., 2016). Además, el tratamiento de los datos requiere un alto conocimiento técnico de programación, lo cual hace que sea un dispositivo de difícil manejo para personal no especializado.



Figura 17: Sensor inercial.

Estas herramientas de medida surgen ante la necesidad de cuantificar y describir de forma objetiva el movimiento humano, y de evaluar las capacidades motoras de un sujeto, en este caso, del deportista (Cappozzo, Della Croce, Leardini, & Chiari, 2005). A través del análisis del movimiento se pueden determinar los parámetros cinemáticos del movimiento humano y las funciones musculoesqueléticas para que pueden ser evaluadas cuantitativamente. Cada uno de estos instrumentos o sistemas presentan ventajas e inconvenientes que deben ser evaluadas en función del objeto de estudio. Sin embargo, a día de hoy, la tecnología más utilizada y que presenta una mayor validez y fiabilidad son los sistemas de fotogrametría, aunque en un futuro cercano es posible que los sistemas inerciales *wearables*¹ sean la alternativa a sistemas de coste más elevado.¹

¹ *Wearable: dispositivo electrónico incorporado en prendas de vestir y complementos que interactúan con el usuario.*

1.2.5. Las Fuerzas de Reacción del Suelo

Las **Leyes de Newton**, también conocidas como *Leyes del movimiento de Newton*, son tres principios a partir de los cuales se explican la mayor parte de los problemas planteados por la dinámica, en particular aquellos relativos al movimiento de los cuerpos. La **Tercera Ley de Newton**, o *Principio de Acción-Reacción*, expone que siempre que cuando un cuerpo ejerce una fuerza sobre un segundo cuerpo, éste ejerce una fuerza sobre el primero de igual magnitud y dirección, pero de sentido opuesto. Si trasladamos este principio a la carrera, en cada paso, cuando el pie impacta con la superficie, ésta ejerce sobre el corredor la misma fuerza y en la misma dirección, pero de sentido contrario.



Figura 18: Isaac Newton (1643-1727)

Esto es lo que se denomina en la literatura científica como las fuerzas de reacción del suelo (en inglés *Ground Reaction Forces, GRF*). Estas fuerzas pueden registrarse con una plataforma dinamométrica –comúnmente conocida como plataforma de fuerzas– incorporada en la superficie sobre la cual se va a realizar el registro (Figura 52). Estas fuerzas se dividen en tres componentes: vertical, antero-posterior y medio-lateral (Figura 53) (Cavanagh, 1980), de las cuales la vertical y antero-posterior resultan de mayor interés (Hunter, Marshall, & McNair, 2005), ya que las medio-laterales son relativamente pequeñas si se comparan con las anteriores (Munro, Miller, & Fuglevand, 1987).

El análisis cinético (dinámico) es útil para determinar la interacción entre el deportista y la superficie en la que contacta, y las fuerzas netas junto con los torques generados por el sistema musculoesquelético (Exell, Gittoes, Irwin, & Kerwin, 2012). Además, la información de esas fuerzas puede ayudar a entender las limitaciones o mejora del rendimiento deportivo y la ejecución técnica (Bezodis, Kerwin, & Salo, 2008; Exell et al., 2012; Mann & Sprague, 1980). Para ello, es necesario que la totalidad del pie contacte dentro de las dimensiones de la plataforma de fuerzas (Exell et al., 2012).

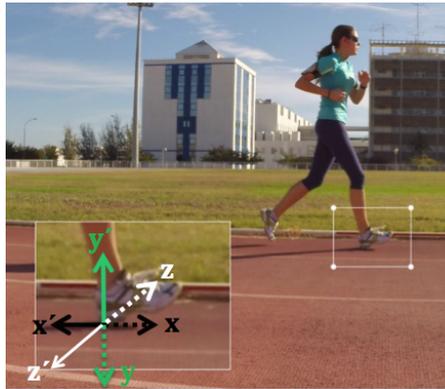


Figura 19: Fuerzas de reacción del suelo durante la carrera.

Cada una de las componentes puede ser analizada en cuanto a características de fuerza (picos de fuerza, valores medios, impulsos,...) y tiempo (duración de ciertas fases, tiempos hasta un determinado pico,...) (Kawamori, Nosaka, & Newton, 2013).

En cuanto a la componente vertical, existen diversas variables de interés que nos aportan información valiosa para el análisis del rendimiento deportivo y de la técnica de carrera. En la siguiente imagen (Figura 20) se muestran una serie de variables características de este tipo de análisis. Las más importantes y reflejadas en la literatura son la fuerza del primer pico de impacto, el instante en que ocurre dicha fuerza, la pendiente de impacto de ésta, la máxima fuerza registrada en la fase de apoyo, el instante en que ocurre ésta y el tiempo de contacto. Dichas fuerzas pueden ser en valores absolutos o normalizados al peso corporal de los corredores para poder realizar una comparativa inter-sujetos.

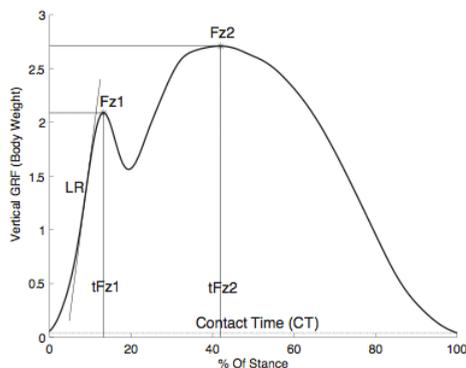


Figura 20: Variables de la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo (Bredeweg, Kluitenberg, Bessem, & Buist, 2013).

Cavanagh & Lafortune (1980) indicaron que existe un primer pico de fuerza de $1.2 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ seguido del segundo pico de $2.5 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$, aunque estos valores van a depender de la velocidad de carrera ya que se han indicado magnitudes de $5.5 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ en el primer pico de impacto en esprint (Payne, 1978 en (Cavanagh & Lafortune, 1980). Ese primer pico suele ocurrir entre el 6 y el 17% del tiempo de apoyo total del pie con la superficie y el pico máximo de fuerza entre el 35 y el 50% (Munro et al., 1987). Además, la morfología de curva descrita anteriormente va a depender adicionalmente del patrón de pisada del corredor, ya que como vemos en la siguiente imagen (Figura 21), el primer pico es característico de corredores talonadores mientras que ese acontecimiento desaparece en los corredores con un apoyo de mediopié o antepié en todas las velocidades (Kluitenberg et al., 2012). Las magnitudes y duraciones de las fuerzas de reacción del suelo son dependientes de la velocidad de carrera (Hamill, Bates, Knutzen, & Sawhill, 1983; Munro et al., 1987; Nilsson & Thorstensson, 1989). De esta componente se puede extraer también el tiempo que el pie del corredor permanece en contacto con la superficie de apoyo, siendo inversamente proporcional a la velocidad de carrera, es decir, que a medida que se aumenta la velocidad, el tiempo de contacto disminuye (Munro et al., 1987).

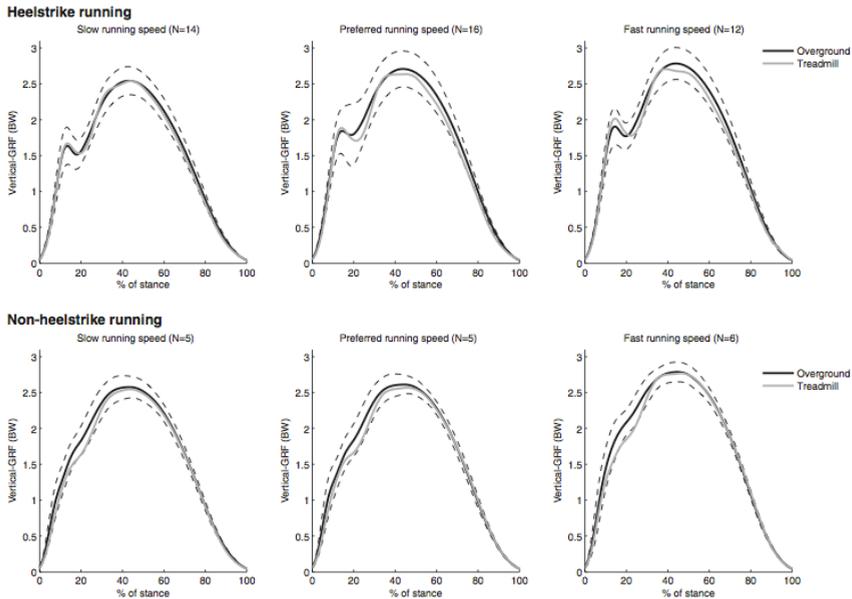


Figura 21: Diferencia en la curva de la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo entre corredores talonadores y otros no talonadores en distintas velocidades de carrera (Kluitenberg et al., 2012).

La literatura reciente ha identificado a la pendiente de impacto y al primer pico de impacto con el suelo como importantes factores relacionados con la posible aparición de lesiones (Bredeweg et al., 2013; Christina, White, & Gilchrist, 2001; Clansey et al., 2012; Davis, Bowser, & Mullineaux, 2016; Gerlach et al., 2005; Hreljac, 2004; Messier, Davis, Curl, Lowery, & Pack, 1991; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006; Pohl et al., 2009).

Por otro lado, en cuanto a la economía de carrera, las fuerzas de reacción del suelo en su componente vertical han sido sugeridas como el principal determinante del coste metabólico en carrera (Chang & Kram, 1999).

La componente antero-posterior, denominada también horizontal, se puede dividir en dos fases: una de frenado y otra de propulsión. Las fuerzas de esta componente han sido estudiadas por su relevancia en la eficiencia mecánica en la carrera, con unos valores aproximados de $0.4 \text{ N} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-2}$ (Cavanagh & Lafortune, 1980). El instante en que se produce ese cambio de dirección en la aplicación de fuerzas, es decir, en el que la fuerza tiene valor cero, ocurre alrededor del 48% (Munro et al., 1987) o el 50% (Hamill et al., 1983) del apoyo completo.

Kyröläinen et al. (2001) identificaron las fuerzas de frenado como el principal factor que afecta a la economía de carrera y no las variables cinemáticas. Otros autores analizaron las fuerzas propulsivas tras un programa de entrenamiento, concluyendo que el incremento de las fuerzas propulsivas en la dirección de la carrera es un factor que contribuye a la mejora de la economía de carrera en población de corredores recreacionales (Moore, Jones, & Dixon, 2012). También han sido estudiadas en acciones más explosivas con un incremento de la velocidad importante, siendo un factor clave para la mejora del rendimiento deportivo (Kawamori et al., 2013).

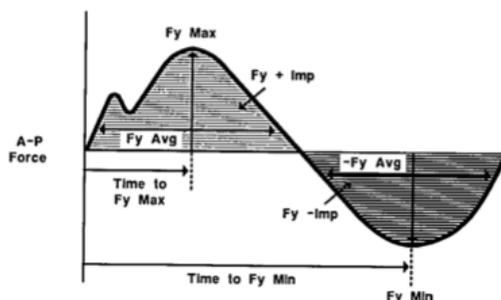


Figura 22: Componente antero-posterior de las fuerzas de reacción del suelo (Messier et al., 1991).

Sin embargo, para la mejora del rendimiento deportivo no solo hemos de analizar una sola componente o una única fase de frenado o propulsión, sino una combinación de todos los parámetros de las 3 componentes nos puede dar una información más rigurosa permitiendo abordar el objeto de estudio (Kawamori et al., 2013)

El uso de las plataformas dinamométricas tiene ciertas limitaciones, ya que el traslado e instalación de éstas tienen el inconveniente de tener que realizarlo por personal cualificado y estar sometido a condiciones de laboratorio, siendo difícil ejecutar el gesto deportivo en un entorno que se asemeje a las condiciones reales del deporte en cuestión. Además, en cada medida sólo es posible la obtención de los parámetros de un solo apoyo, no pudiendo extraer información de sucesivos contactos ni de ambos pies, aunque Munro et al. (1987) no encontraron diferencias significativas entre el pie izquierdo y derecho en veinte variables analizadas.

1.2.6. La transmisión de impactos al aparato locomotor (aceleraciones de impacto)

Durante la carrera, al ser un deporte cíclico caracterizado por seguir un mismo patrón de movimiento de forma constante, en cada contacto con el suelo se generan unos impactos que son propagados y atenuados por las diferentes estructuras que conforman el organismo. A modo de ejemplo, un corredor recreacional que realice una media de 32 km semanales, su cuerpo recibirá alrededor de 1.3 millones de impactos anuales (Derrick, Dereu, & McLean, 2002). Ello requiere patrones de movimiento eficientes para absorber las fuerzas de impactos generadas mediante una adecuada coordinación entre las articulaciones y músculos implicados, con el fin de reducir las aceleraciones de impactos que puedan perjudicar al corredor (Reber, Perry, & Pink, 1993; Warren, 1984).

De forma pasiva, los impactos son atenuados por elementos blandos y huesos mientras que de forma activa se logra por medio de la acción excéntrica de los músculos (Coventry, O'Connor, Hart, Earl, & Ebersole, 2006). No obstante, existen otros elementos implicados en la propagación y disipación de dichos impactos como son ligamentos, cartílagos y líquidos sinoviales (Lafortune, Lake, & Hennig, 1996; Roberts, 2016).

Con una reducción de la función muscular debido a la fatiga se ha indicado que se produce una disminución de la capacidad que tiene el cuerpo para atenuar los impactos conllevando un incremento del riesgo de lesión (Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, & Isakov, 1998; Voloshin, Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 1998). Sin embargo, en la literatura existen discrepancias en cuanto al efecto de la fatiga en la capacidad de disipación de los impactos, habiendo estudios que muestran que las aceleraciones permanecen constantes con la fatiga (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Mercer, Bates, Dufek, & Hreljac, 2003), mientras que otros indican que las aceleraciones de impactos tibiales se ven reducidas (Flynn, Holmes, & Andrews, 2004) o aumentadas (Derrick et al., 2002; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, & Daily, 2000; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998) con la presencia de fatiga.

La localización y registro de las aceleraciones de impacto depende del objetivo de estudio que se persiga, aunque la más habitual es la tibia (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016) por su asociación con diversas lesiones como fracturas por estrés tibial (Davis et al., 2016; Davis, Milner, & Hamill, 2004a; Milner et al., 2006), postulándose como una de las lesiones más frecuentes en corredores (Taunton et al., 2002). Tiene gran relevancia la localización exacta de los acelerómetros en la tibia ya que se ha demostrado que la magnitud de dichos impactos se ve modificada cuando se colocan en la sección más proximal o en la distal de la tibia (Lucas-Cuevas et al., 2016). El rango de valores de aceleraciones de impactos en la tibia durante la carrera reflejados en la literatura se encuentra entre 6 y 12 G cuando los sujetos corrían con calzado deportivo (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002) y hasta 14 G cuando lo hacían descalzos (Flynn et al., 2004).

Otra posibilidad de localización de los sensores de acelerometría, aunque menos estudiada en bibliografía, es el calcáneo. Normalmente esta localización está fundamentada en el estudio de la influencia de la superficie de contacto o el calzado en parámetros biomecánicos del corredor y su capacidad de disipación del impacto (Giandolini, Horvais, Farges, Samozino, & Morin, 2013; Thompson, Seegmiller, & McGowan, 2016). No obstante, si el objetivo del estudio es analizar la capacidad de atenuación del impacto por el organismo del corredor, sería oportuno obtener la señal de acelerometría desde el origen del impacto, siendo el primer contacto con el suelo, hasta las estructuras de interés, normalmente tibia y cabeza (J. García-Pérez et al., 2014; Thompson et al., 2016).

Pocos estudios han analizado las aceleraciones de impactos en talón. Un estudio mostró una predicción de la aceleración pico en el pie descalzo a partir de un modelo matemático (Kim, Voloshin, & Johnson, 1994). Los valores pico que obtuvieron fueron de 60 G en el pie y de 12 G en la tibia tras la absorción del impacto por parte de las estructuras que conforman el pie, como huesos, articulaciones, músculos, ligamentos y tendones. Sin embargo, en experimentación real con corredores, no hemos encontrado estudios que analicen el efecto de la fatiga en las aceleraciones de impactos en el talón.

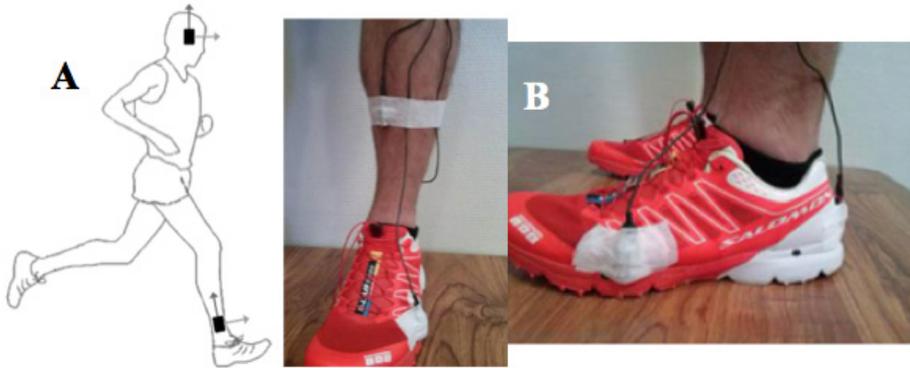


Figura 23: Localización de los sensores de acelerometría (A: (Thompson et al., 2016); B: (Giandolini, Horvais, et al., 2013).

Tabla 3: Parámetros de aceleraciones de impactos más estudiados en la literatura.

Parámetros	Autores
Aceleración pico	Hamill et al. (1995), Verbitsky et al. (1998), Mizrahi et al. (2000), Derrick et al. (2002), Mercer et al. (2003), Flynn et al. (2004), Coventry et al. (2006), Milner et al. (2006), Zifchock et al. (2006), Abt et al. (2011), Clansey et al. (2012), Giandolini et al. (2013), García-Pérez et al. (2014), Giandolini et al. (2016), Lucas-Cuevas et al. (2016), Montgomery et al. (2016), Thompson et al. (2016).
Ratio de aceleración	Flynn et al. (2004), García-Pérez et al. (2014).
Tiempo hasta impacto	Flynn et al. (2004), Giandolini et al. (2013), García-Pérez et al. (2014).
Atenuación de impacto	Mercer et al. (2003), Abt et al. (2011), Derrick et al. (2002), Lucas-Cuevas et al. (2016).
Velocidad de propagación entre tibia y cabeza	Giandolini et al. (2013).

Los parámetros más estudiados en la bibliografía obtenidos a partir de la señal de acelerometría localizados en la tibia y cabeza son el pico de aceleración en la fase de contacto con el suelo, el tiempo desde la aceleración mínima registrada justo antes del valor pico hasta dicho valor, el ratio de cambio de aceleración por unidad de tiempo y la atenuación del impacto entre la tibia y la cabeza (Tabla 3).

1.2.7. Las presiones plantares

El uso de las presiones plantares en el ámbito de la biomedicina y del deporte ha tenido gran auge en los últimos años debido a su aplicación en el proceso de diseño de nuevos modelos de calzado y pavimentos deportivos (Hennig & Milani, 1995; Tessutti, Ribeiro, Trombini-Souza, & Sacco, 2012), en la mejora del rendimiento deportivo (Hohmann, Reaburn, Tetsworth, & Imhoff, 2016), en la evaluación del equilibrio en distintas poblaciones (Rodgers, 1988) y en el diagnóstico o relación con la posible aparición de lesiones (Nagel, Fernholz, Kibele, & Rosenbaum, 2008; Queen, Abbey, Chuckpaiwong, & Nunley, 2009).

En el mercado existen diversos sistemas de medida de presiones plantares, entre los que destacan las herramientas para la medición en estático y en dinámico. En función del objetivo que nos marquemos, la aplicación de unos u otros será más conveniente, aunque los que permite el análisis dinámico son los más recomendables para el análisis de la locomoción humana. Los más utilizados tanto en el ámbito clínico como de investigación son el podoscopio, las plataformas de presiones, las cintas de correr motorizadas con sistemas de presiones plantares incorporadas y los sistemas avanzados de plantillas de presiones plantares.

El **podoscopio** es una herramienta de bajo coste utilizada normalmente por especialistas en podología para determinar a nivel cualitativo la huella plantar en estático y observar posibles diferencias entre las huellas de ambos pies. Su uso no requiere un conocimiento técnico específico por lo que se hace accesible a cualquier y sencillo para el especialista o evaluador.



Figura 24: Podoscopio.

Las **plataformas de presiones** permiten conocer la distribución de las presiones del pie en el apoyo con la superficie tanto en estático como en dinámico. Además, ofrecen la evolución del centro de presiones y la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo. Tienen la ventaja de que están conectadas a un ordenador con un programa informático para su visualización en tiempo real y su posterior análisis. Sin embargo, el principal inconveniente, al igual que las plataformas dinamométricas, reside en que sólo es posible obtener un apoyo de forma simultánea en el análisis dinámico, debido a las dimensiones que suelen tener.



Figura 25: Plataforma de presiones.

Las **cintas de correr motorizadas** con sistema de análisis de presiones plantares incluidas permiten realizar el análisis de la marcha o carrera sin necesidad de que el deportista porte el sistema amarrado a su cuerpo por cinturones ajustables. Es una alternativa de elevado coste y sujeto a la realización del análisis en un sitio fijo ya que su transporte es pesado y complicado.



Figura 26: Cinta de correr FDM-T.

Las **plantillas de presiones plantares** son un sistema sofisticado para medir la distribución de las presiones plantares y se pueden utilizar tanto en estático como dinámico. La gran ventaja de esta herramienta reside en su posibilidad de captura de sucesivos pasos de ambos pies y su uso en condiciones reales, fuera de condiciones de laboratorio, en las que prácticamente no existe alteración del gesto deportivo a evaluar. Suele estar conectado a un ordenador mediante señal inalámbrica para su visualización en tiempo en real. Además, se pueden analizar las zonas específicas según el interés del investigador y ofrece la exportación de datos para el cálculo de diferentes parámetros.



Figura 27: Sistema avanzado de plantillas instrumentadas para medición de presiones plantares.

Para el análisis de la interacción pie-calzado, los sistemas de presiones plantares son los más adecuados ya que su pequeño grosor permite localizarlas en el interior del calzado, entre el pie y la suela del calzado, mientras que las plataformas de presiones y las cintas de correr con sistemas de presiones plantares incorporados tienen el inconveniente de

que, en caso de utilizar calzado deportivo, la medida que realiza se centra en la interacción calzado-superficie, lo que no puede extrapolarse a las presiones plantares del pie en cada apoyo. En el caso de realizar la medida descalzo en la plataforma o cinta de correr, sí se estaría midiendo las presiones plantares de forma directa aunque la biomecánica de la marcha o carrera descalzo en la fase de apoyo difiere de cuando se usa calzado deportivo (De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000).

La aplicación del análisis de estos parámetros suele estar relacionado con el efecto de la fatiga (Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Macián-Romero, & Sánchez-Zuriaga, 2014; Nagel et al., 2008; Weist, Eils, & Rosenbaum, 2004; Willems, De Ridder, & Roosen, 2012), la posible aparición de lesiones (Queen et al., 2009), el efecto de la superficie de contacto (Tessutti et al., 2012; Tessutti, Trombini-Souza, Ribeiro, Nunes, & Sacco, 2010), el tipo de pie (Chuckpaiwong, Nunley, Mall, & Queen, 2008; Molloy et al., 2009) y el tipo de calzado deportivo (Hennig & Milani, 1995; Wegener, Burns, & Penkala, 2008).

Los sistemas de presiones plantares permiten el análisis de zonas del pie en función del objetivo que se marque el investigador. El número de zonas investigadas es diverso en la literatura, encontrándose desde 3 a 10 zonas: 3 zonas (Burnfield, Jorde, Augustin, Augustin, & Bashford, 2007; Molloy et al., 2009), 5 zonas (Bravo-Aguilar, Gijón-Noguerón, Luque-Suarez, & Abian-Vicen, 2016), 6 zonas (Tessutti et al., 2012), 7 zonas (Willson & Kernozek, 1999), 8 zonas (Queen et al., 2009), 9 zonas (Lucas-Cuevas et al., 2014) y 10 zonas (Nagel et al., 2008; Weist et al., 2004). En la siguiente imagen se muestra la disparidad de las zonas estudiadas en las diferentes investigaciones (Figura 28).

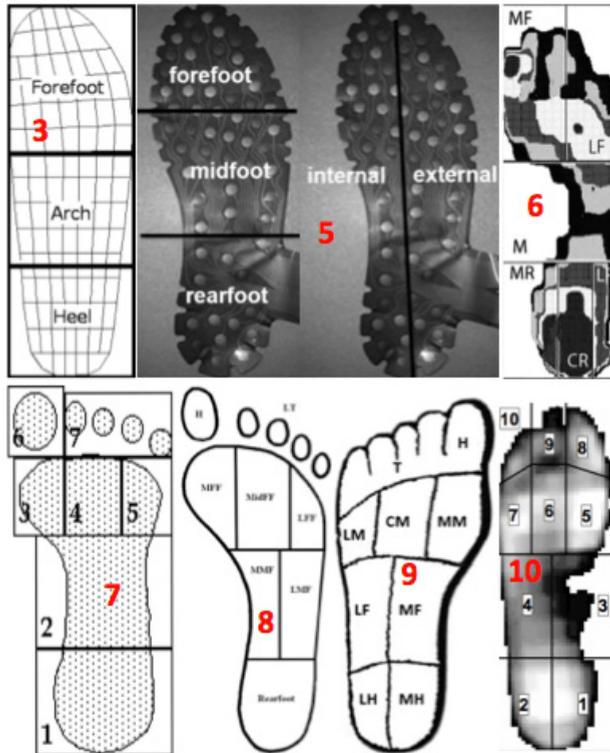


Figura 28: División de zonas de presiones plantares mostradas en la literatura.

Los principales parámetros que ofrecen estos sistemas son el área y tiempo de contacto, tiempo de vuelo, frecuencia de zancada, las fuerzas y las presiones (medias y pico) en cada una de las zonas seleccionadas para el análisis.

1.2.8. Factores influyentes en la biomecánica de carrera

Existen factores que pueden influir directamente en la magnitud y características temporales de los parámetros biomecánicos citados en los apartados anteriores. Los más estudiados en la literatura científica son el calzado deportivo, la superficie de contacto, la velocidad de carrera, el sexo y el tipo de apoyo del corredor (James, Bates, & Osternig, 1978). La modificación de estos factores van a alterar significativamente los parámetros de interés por lo que conviene conocer en qué medida lo hacen y cómo evitar esa influencia.

Las principales funciones que se le han atribuido al **calzado deportivo** han sido la protección del pie, la mejora de eficiencia del gesto deportivo, la prevención de lesiones en cuanto a su contribución en la atenuación de los impactos contra el suelo (Nigg, 2001), estabilidad y guiado del miembro inferior. El diseño del calzado y los componentes utilizados van a contribuir a la consecución de dichas funciones. Logan et al. (2010) analizaron el efecto de tres tipos de calzado (convencional/entrenamiento, de competición y de clavos) en las fuerzas de reacción del suelo obteniendo diferentes valores con cada uno de ellos, siendo superiores en las de clavos y de competición. Por ello, concluyeron que la elección del calzado tiene importancia en el uso de cada calzado en función de las fases del entrenamiento para reducir el riesgo de lesión. Hennig & Milani (1995) estudiaron 19 modelos de calzado deportivo distintos en maratonianos talonadores y concluyeron que el calzado influye en la presión tanto en antepié, mediopié y talón, y altera la mecánica del pie.

Otro aspecto que en los últimos años ha sido de gran interés en la comunidad deportiva que practica la carrera habitualmente es el drop (diferencia de alturas del calzado entre la zona del antepié y del talón). En un estudio reciente, Malisoux et al. (2016) investigaron si el calzado con diferente drop tenía influencia en el riesgo de lesión, y encontraron que no existía asociación, sin embargo, concluyeron que las zapatillas con un drop menor podrían ser más perjudiciales para corredores regulares que para los ocasionales.

Por otro lado, también se han investigado las diferencias entre correr con calzado deportivo o correr descalzo. De Wit et al. (2000) realizaron una comparación de diversos parámetros biomecánicos entre corredores con calzado y sin él. Los sujetos que

corrieron descalzos mostraron una mayor frecuencia de zancada junto con una reducida longitud de zancada comparándolos con los sujetos que corrieron descalzos. Es posible que debido a esas modificaciones espacio-temporales, se hayan encontrado valores reducidos en las aceleraciones de impactos (Thompson et al., 2016). Sin embargo, según encontraron De Wit et al. (2000), los valores pico de las fuerzas de reacción del suelo no se vieron alterados entre ambas condiciones (Figura 29), siendo contrario a lo que posteriormente encontraron Divert et al. (2005).

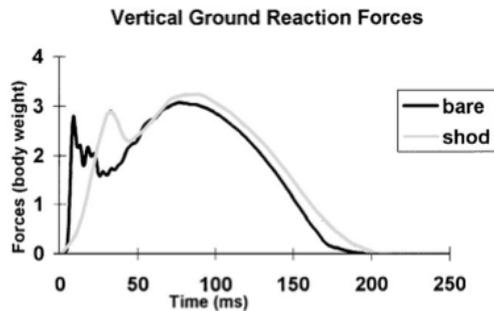


Figura 29: Diferencias en las fuerzas de reacción del suelo entre la condición calzado y descalzo (De Wit et al., 2000).

El diseño y los materiales empleados en el calzado deportivo también van a tener influencia en las presiones plantares durante la carrera (Hennig & Milani, 1995). Incluso, el diseño del calzado deportivo debe realizarse en función del sexo del corredor, ya que las presiones plantares son diferentes según el calzado (Molloy et al., 2009) y el sexo (Queen, Abbey, Wiegerinck, Yoder, & Nunley, 2010).

Incluso, la lazada de los cordones puede tener influencia en el patrón biomecánico del corredor, en concreto en parámetros cinemáticos, en presiones plantares e impactos contra el suelo (Hagen & Hennig, 2008).

La **superficie de contacto** es otro de los factores que influye en la biomecánica de carrera. Por motivos de accesibilidad y facilidad, las superficies más evaluadas son la cinta de correr y la superficie habitual de carrera (en inglés “*overground*”). Kluitenberg et al. (2012) consideraron la cinta rodante como una herramienta válida para la evaluación de las fuerzas de reacción del suelo obteniendo valores similares que sobre la superficie habitual. En esta línea se encuentran Riley et al. (2008), que revelaron que aunque los datos obtenidos de fuerzas de reacción del suelo a través de una cinta rodante instrumentada no son equivalentes a los obtenidos en superficie habitual, sí son

comparables por lo que es un sistema válido que se puede utilizar en condiciones controladas y reproducibles. Por contra, por lo que respecta a parámetros cinemáticos, Sinclair et al. (2013) indicaron que la carrera en cinta rodante estaba asociada con una mayor angulación de eversión de tobillo por lo que los resultados obtenidos en cinta rodante no se pueden generalizar a la superficie habitual.

Cuando se evaluaron las aceleraciones de impacto, García-Pérez et al. (2014) determinaron que la superficie tiene influencia en las aceleraciones obtenidas tanto en tibia como en cabeza, siendo menores en cinta rodante. Por ello, la superficie es un factor a tener en cuenta cuando se realizan análisis biomecánica de carrera.

Por otro lado, también existen otras superficies evaluadas, como son el asfalto, el césped natural, hormigón y tartán (Tessutti et al., 2012, 2010). Estos autores determinaron que el césped natural provoca cargas menores tanto en el antepié como en el talón cuando se comparó con el hormigón o el asfalto, reduciendo el estrés que soporta el sistema musculoesquelético durante la carrera.

La **velocidad de carrera** tiene influencia directa en la biomecánica de carrera, tal y como se ha indicado en la literatura científica. Son muchos los autores que han indicado que la velocidad es un factor que altera la magnitud de las fuerzas de reacción del suelo, aumentando su magnitud a medida que se incrementa la velocidad de carrera (Degache et al., 2013; Frederick & Hagy, 1986; Hamill et al., 1983; Keller et al., 1996; Kyröläinen et al., 2001; Munro et al., 1987; Nilsson & Thorstensson, 1989) y los instantes en que ocurren dichas fuerzas (Grabowski & Kram, 2008). En la siguiente imagen se ve cómo las fuerzas de reacción del suelo en las tres componentes varían en función de la velocidad, en este caso fueron velocidades de $3.25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $4.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $6.25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Kyröläinen et al., 2001). Además, estos autores indicaron que los tiempos de contacto con el suelo, la frecuencia y la longitud de zancada se incrementaban a medida que aumentaba la velocidad de carrera.

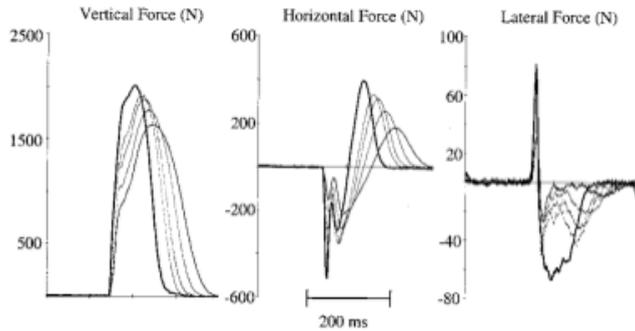


Figura 30: Diferencias en las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo en función de la velocidad (Kyröläinen et al., 2001).

En cuanto a la influencia de la velocidad en otros parámetros biomecánicos, se encontraron presiones plantares incrementadas a medida que se incrementaba la velocidad de carrera (Fourchet et al., 2012; Ho et al., 2010). Por otra parte, Lucas-Cuevas et al. (2016) determinaron que las aceleraciones de impacto registradas en la tibia y la capacidad de atenuar dichos impactos variaba significativamente con la velocidad de carrera (Figura 31).

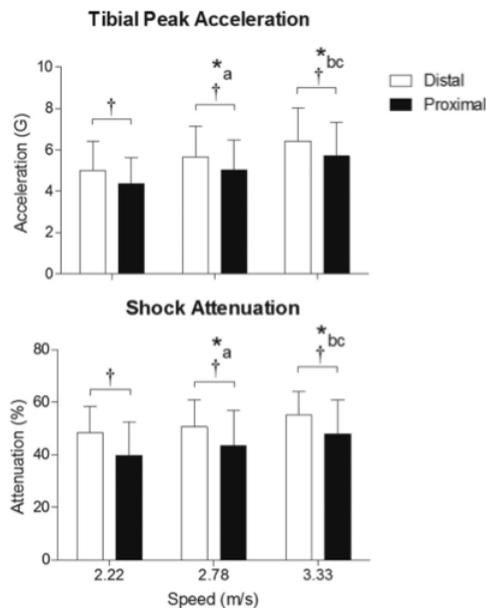


Figura 31: Influencia de la velocidad en las aceleraciones de impacto en tibia y en la capacidad de atenuación de dicho impacto (Lucas-Cuevas et al., 2016).

En cuanto al **género** de los corredores, cabría pensar que pueden existir diferencias en los parámetros biomecánicos ya que el número de lesiones sufridas por hombres y mujeres es distinta, siendo entre un 9-46% en hombres y un 54-91% en mujeres (Taunton et al., 2002).

En la bibliografía existen estudios que han comparado variables biomecánicas entre hombres y mujeres, concluyendo que existen diferencias entre ambos sexos. Kernozek et al. (2008) determinaron que las mujeres presentaron mayor flexión de cadera junto con una mayor abducción de rodilla, menor aducción de rodilla y valores superiores en las fuerzas de reacción del suelo. Ferber et al. (2003), Chumanov et al. (2008) y Gehring et al. (2009) indicaron que los hombres y mujeres tienen diferentes estrategias de control de la rodilla durante el aterrizaje en la carrera en términos de velocidad de flexión de la rodilla, ángulos de abducción y activación muscular.

Por otro lado, Queen et al. (2010) analizaron el efecto del tipo de calzado deportivo en las presiones plantares entre hombres y mujeres, llegando a la conclusión de que existen diferencias entre ambos grupos y que, incluso, la elección del calzado deportivo debe hacerse en función del género para evitar posibles lesiones. Además, compararon dos tipos de zapatillas tanto en un grupo de hombres y otro de mujeres, encontrando diferencias en ambos grupos en la zona lateral del antepié.

Por último, el **tipo de apoyo** es otro de los factores que tienen influencia tanto en parámetros cinemáticos como dinámicos. La gran mayoría de los corredores son talonadores, tal y como se ha indicado en la literatura, siendo los corredores con apoyo de mediopié o antepié los porcentajes más bajos (Tabla 4).

Tabla 4: Corredores con apoyo de antepié, mediopié y talón, expresado en *n* (%), adaptado de Cheung et al. (2016).

	Antepié	Mediopié	Talón
Cheung et al. (2016)	15 (3.5%)	30 (6.9%)	389 (89.6%)
Kasmer et al. (2013)	11 (0.6%)	101 (5.1%)	1865 (94.3%)
Larson et al. (2011)	17 (1.9%)	32 (3.6%)	832 (94.4%)
Hasegawa et al. (2007)	4 (1.4%)	67 (23.7%)	212 (74.9%)

Ahn et al. (2014) indicaron que los corredores con apoyo de antepié aterrizaban con una mayor flexión plantar de tobillo además de activar los músculos flexores del pie antes y

durante más tiempo cuando se compararon con los talonadores, lo que podía conllevar un incremento del almacenamiento de la energía elástica y mejorar el rendimiento deportivo. Sin embargo, otros autores mostraron que los corredores con apoyo de antepié presentan una menor absorción de potencia del miembro inferior cuando se comparan con los talonadores (D. S. Williams, Green, & Wurzinger, 2012)

En cuanto a la influencia de los tipos de apoyo en los parámetros biomecánicos, Kluitenberg et al. (2012), Giandolini et al. (2013) y Paquette et al. (2013) mostraron que no existen diferencias en la máxima fuerza registrada en la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo entre talonadores y no talonadores, pero el primer pico de impacto característico de los corredores talonadores desaparece (Figura 21). Por otro lado, la cinemática también se ve alterada con las diferentes estrategias de apoyo. Los talonadores presentan una mayor flexión dorsal mientras que los que apoyan con el antepié lo hacen en una mayor flexión plantar (D. S. Williams et al., 2012).

A modo de conclusión, los factores mencionados anteriormente nos indican que se debe tener cautela en el momento de diseñar la fase experimental de las investigaciones ya que la posible influencia de variables extrañas producirán modificaciones indeseables en los parámetros biomecánicos, enmascarando el efecto de otros factores de interés.

1.2.9. La fatiga en la carrera

La fatiga muscular se define en la literatura como una reducción en la capacidad de desarrollar fuerza de manera voluntaria para la ejecución de una determinada tarea (Bigland-Ritchie, Johansson, Lippold, & Woods, 1983; Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 2001). A nivel estructural, la fatiga puede producirse no sólo a causa de los cambios periféricos a nivel muscular, sino también por fallos en el sistema nervioso central en el envío de impulsos nerviosos a las motoneuronas (Gandevia, 2001). Las manifestaciones de la fatiga central o periférica son dependientes de la tarea a desarrollar, y el tipo de ejercicio a realizar influye tanto en el desarrollo de la fatiga como en el proceso de recuperación (Decorte, Lafaix, Millet, Wuyam, & Verges, 2012). Por otra parte, el sistema nervioso central puede compensar esa pérdida en la capacidad de producir fuerza por parte de las unidades motoras individuales incrementando el impulso nervioso central a los músculos, provocando altas frecuencias en las unidades motoras activas y reclutando adicionalmente un mayor número de unidades motoras (Selen, Beek, & van Dieën, 2007).

El desarrollo de la fatiga muscular normalmente se cuantifica como un descenso de la máxima fuerza o máxima potencia, lo que significa que se puede seguir realizando contracciones musculares submáximas tras la aparición de la fatiga (Enoka & Duchateau, 2008).

Tradicionalmente, a la palabra **fatiga** se le ha atribuido una connotación negativa por su supuesta implicación en la aparición de lesiones (Dickinson, Cook, & Leinhardt, 1985; Nyland, Shapiro, Stine, Horn, & Ireland, 1994). Sin embargo, otros autores indicaron que aunque el patrón de movimiento se altera como respuesta a la fatiga muscular, el objetivo de la tarea se sigue preservando (Gates & Dingwell, 2008). Además, en el proceso de entrenamiento, la fatiga es un factor necesario y a tener en cuenta para la mejora del rendimiento deportivo. En las siguientes imágenes (Figura 32, 33 y 34) se observa que si las cargas de entrenamiento y los periodos de descanso se manejan de forma adecuada, el estado de fatiga puede llegar a generar adaptaciones positivas siendo beneficiosas para el deportista por su efecto de supercompensación (Kreher & Schwartz, 2012).

Term	Synonym	Definition	Performance Decrement	Outcome
Functional overreaching	Short-term overreaching	Increased training leading to a temporary performance decrement and with improved performance after rest	Days to weeks	Positive (super-compensation)
Nonfunctional overreaching	Long-term overreaching	Intense training leading to a longer performance decrement but with full recovery after rest; accompanied by increased psychologic and/or neuroendocrinologic symptoms	Weeks to months	Negative due to symptoms and loss of training time
Overtraining syndrome		Consistent with extreme nonfunctional overreaching but with (1) longer performance decrement (> 2 months), (2) more severe symptomatology and maladapted physiology (psychologic, neurologic, endocrinologic, immunologic systems), (3) and an additional stressor not explained by other disease	Months	Negative due to symptoms and possible end to athletic career

Figura 32: Definición de los niveles de fatiga y sus posibles efectos (Kreher & Schwartz, 2012).

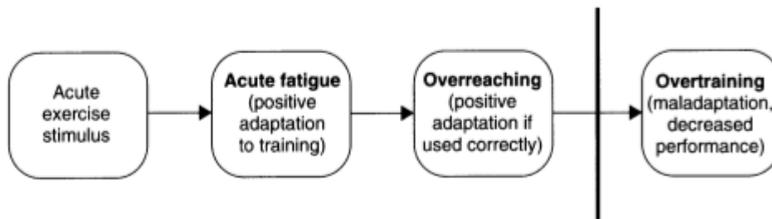


Figura 33: Progresión hacia el síndrome de sobreentrenamiento (Fry & Kraemer, 1997)

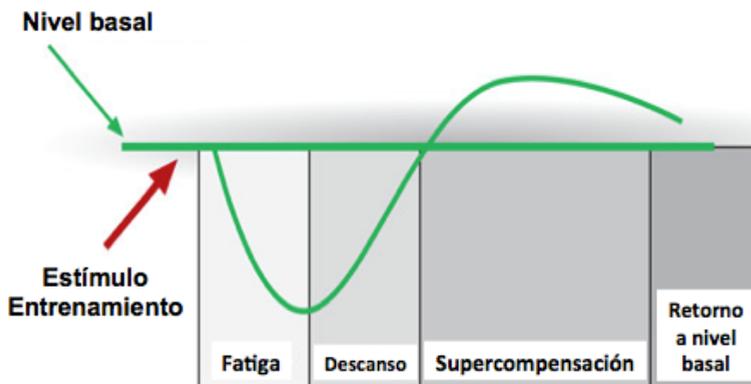


Figura 34: Teoría de la supercompensación (Zatsiorsky & Kraemer, 2006).

Los efectos de la fatiga muscular en la biomecánica de carrera son diversos, aunque existe controversia según los estudios que se analicen. En cuanto a parámetros cinemáticos, Clansey et al. (2012), Derrick et al. (2002) y Dutto et al. (1997) indicaron que la rodilla se encontraba más flexionada en la fase de apoyo con presencia de fatiga, mientras que Nicol et al. (1991) no observaron cambios tras una maratón. Por lo que respecta al tobillo, sí existe consenso en el efecto de la fatiga en la angulación de tobillo en la fase de contacto inicial con el suelo, obteniéndose una menor flexión dorsal.

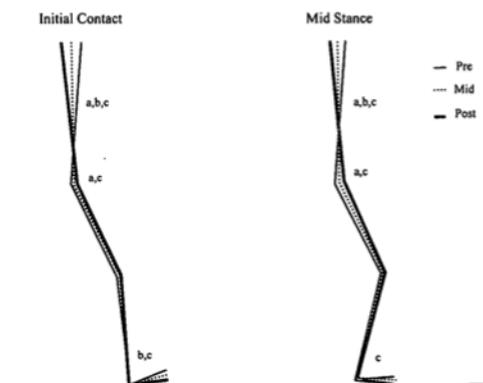


FIGURE 2—Mean stick figure representation at IC and midstance phases (diagram is for illustration purposes only). Superscripts indicate significant differences ($P < 0.05$) between the ^a Pre and Mid test conditions, ^b Mid and Post test conditions, and ^c Pre and Post test conditions.

Figura 35: Diferencias en la cinemática con la fatiga (Clansey et al., 2012).

Las fuerzas de reacción del suelo también han sido analizadas en la literatura con el efecto de la fatiga. Algunos autores indicaron valores reducidos de las fuerzas de reacción en la componente vertical (Christina et al., 2001; Gerlach et al., 2005; Morin, Samozino, & Millet, 2011; Nicol et al., 1991), mientras que otros indicaron valores incrementados con la fatiga (Christina et al., 2001; Dickinson et al., 1985). En la siguiente imagen, se puede apreciar un ejemplo de cómo la magnitud del primer pico de impacto se vio reducido con la fatiga, según Gerlach et al. (2005) (Figura 36).

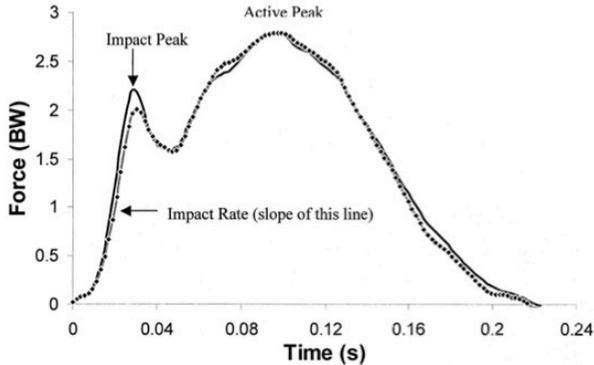


FIGURE 1—Change in ground reaction forces with fatigue. Prefatigue values are drawn in *black* and postfatigue in *gray* with black diamonds. A sample stride from the left foot of one subject is shown; BW, units of body weight.

Figura 36: Modificaciones en la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo con la fatiga (Gerlach et al., 2005).

Las aceleraciones de impactos han sido también de interés en la biomecánica de carrera por su posible relación con la fatiga en la aparición de lesiones (Davis et al., 2016, 2004a; Milner et al., 2006), aunque existen discrepancias en la literatura en cuanto al efecto de la fatiga en la capacidad de absorción de los impactos. Por un lado, hay estudios que muestran que las aceleraciones permanecen constantes con la fatiga (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Mercer et al., 2003), mientras que otros indican que las aceleraciones de impactos tibiales se ven reducidas (Flynn et al., 2004) o aumentadas (Derrick et al., 2002; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998) con la presencia de fatiga.

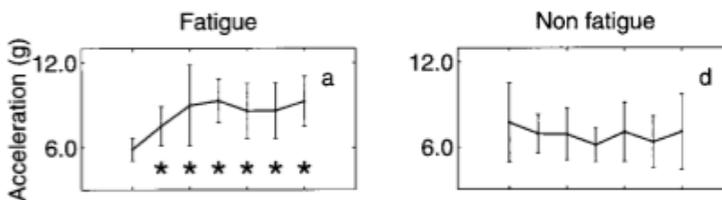


Figura 37: Efecto de la fatiga en las aceleraciones de impacto (Verbitsky et al., 1998).

Las presiones plantares también han sido objeto de estudio con el fin de determinar el efecto de la fatiga en las zonas de interés. Algunos autores se posicionan en que la fatiga produce modificaciones en las presiones plantares (Bisiaux & Moretto, 2008; Bravo-Aguilar et al., 2016; Ho et al., 2010; Hohmann et al., 2016; Nagel et al., 2008; Rocha, Machado, Kunzler, & Carpes, 2014; Weist et al., 2004; Willems et al., 2012; Willson & Kernozek, 1999), mientras que hay otros autores que se encuentran en la posición

contraria debido a los resultados mostrados en sus investigaciones (Fourchet et al., 2015; García-Pérez et al. 2013b; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Macián-Romero, & Sánchez-Zuriaga, 2014).

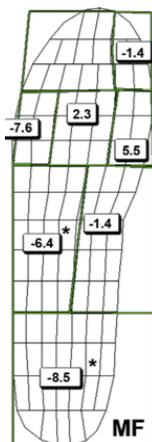


Figura 38: Zonas afectadas por la fatiga (Alfuth & Rosenbaum, 2011).

Que existan diferencias entre una situación previa a la fatiga con una posterior va a depender de multitud de factores. Uno de los más importantes es el protocolo de fatiga llevado a cabo en cada uno de los estudios, dependiendo fundamentalmente de la duración, intensidad y grupos musculares afectados por la fatiga. En la bibliografía encontramos protocolos de fatiga en carrera para determinar modificaciones en el patrón biomecánico del corredor con duraciones desde 8.8 ± 3.4 minutos a una velocidad correspondiente al 95% del $VO_{2\text{máx}}$ (Fourchet et al., 2015), 9.51 ± 1.29 min (Lucas-Cuevas et al., 2014), 13.6 ± 6.5 minutos (Weist et al., 2004), a otros de 13 minutos de duración a una velocidad de carrera correspondiente al 90% del $VO_{2\text{máx}}$ (Avogadro, Dolenc, & Belli, 2003), otros por debajo de 18 minutos (Abt et al., 2011), hasta otros con dos series de 20 minutos a velocidad correspondiente al umbral de lactato (Clansey et al., 2012) o una maratón (Nicol et al., 1991).

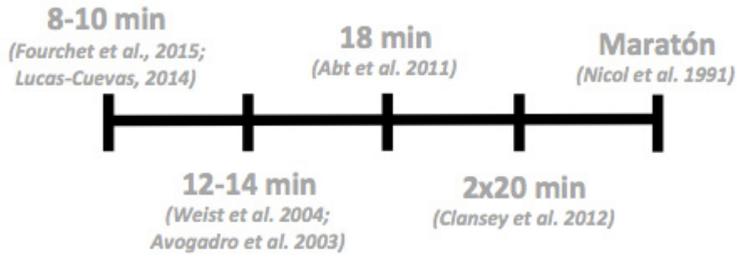


Figura 39: Diversidad de duraciones en los protocolos de fatiga utilizados en los estudios consultados.

La problemática asociada a la existencia de tal diversidad en los protocolos de fatiga en la literatura científica va a hacer que nos encontremos con dificultades a la hora de poder comparar los resultados hallados en cada uno de ellos con los obtenidos en esta tesis, ya que las estructuras afectadas por cada protocolo serán distintas en cada caso (Abt et al., 2011).

2. OBJETIVOS DE LA TESIS Y PLAN DE TRABAJO

2.1. Objetivos de la tesis

Los objetivos que se plantean en esta tesis se indican a continuación:

- a) Caracterizar el patrón biomecánico del corredor recreacional.
- b) Determinar el efecto de la fatiga en parámetros cinemáticos y dinámicos.
- c) Establecer diferencias en los distintos parámetros biomecánicos entre hombres y mujeres en las distintas condiciones de fatiga.
- d) Analizar el efecto de la fatiga en las poblaciones de hombres y mujeres de forma independiente.
- e) Determinar si existen diferencias a nivel biomecánico entre el miembro inferior dominante y no dominante en distintas condiciones de fatiga.

Las hipótesis planteadas para los objetivos propuestos son las siguientes:

I.- En relación a las variables cinemáticas:

- 1) En la fase de contacto inicial, tanto la flexión de tobillo como de rodilla se verán alteradas con la fatiga, disminuyendo la flexión dorsal y aumentando la flexión de rodilla.
- 2) En la fase de despegue, las angulaciones de tobillo y rodilla se verán modificadas con la fatiga, disminuyendo la flexión plantar y aumentando la flexión de rodilla.

II.- Respecto de los parámetros de las fuerzas de reacción del suelo:

- 3) Las fuerzas del primer impacto serán menores en situación de fatiga.
- 4) La pendiente de impacto se incrementará en situación de fatiga.
- 5) El valor máximo de la fuerza vertical se mantendrá constante con la fatiga.
- 6) El tiempo de contacto aumentará con la fatiga.
- 7) Las fuerzas medio-laterales no se verán alteradas con la fatiga.
- 8) La fuerza de inicio (anterior) en el eje antero-posterior será mayor en situación de fatiga.

9) La fuerza de propulsión en el eje antero-posterior será menor en situación de fatiga.

III.- En relación a las aceleraciones de impactos:

10) La magnitud de las aceleraciones de impactos, tanto máxima como media, se verán incrementadas con la fatiga.

11) El tiempo entre impactos se verá reducido con la fatiga.

IV.- En lo referente a las presiones plantares:

12) Las presiones se verán incrementadas con la fatiga en la zona del antepié y reducidas en la zona del talón.

13) La frecuencia de zancada se incrementará con la fatiga.

V.- Diferencias en función del género:

14) Los hombres presentarán una mayor flexión de rodilla mientras que en la flexión de tobillo no se encontrarán diferencias.

15) Las fuerzas de reacción del suelo normalizadas a la masa corporal serán similares en hombres y mujeres, mientras que las fuerzas absolutas serán mayores en hombres.

16) Las aceleraciones de impactos en hombres serán superiores.

17) Las presiones plantares serán similares en hombres y mujeres.

18) En los grupos de hombres y mujeres por separado, los parámetros biomecánicos se verán afectados con la fatiga en los mismos términos expresados en los puntos anteriores (I-IV), independientemente del género.

VI.- Diferencias en variables biomecánicas en función de la dominancia de la pierna:

19) Las modificaciones en la biomecánica de carrera serán similares en las piernas dominante y no dominante.

2.2. Plan de Trabajo

Para el desarrollo de esta Tesis Doctoral se diseñó previamente un plan de trabajo el cual constaba de cuatro fases: revisión bibliográfica, fase experimental, análisis de resultados y redacción de la tesis.

I. Revisión bibliográfica.

Esta fase fue la que primero se desarrolló con el fin de conocer todo lo que se había investigado previamente en relación con la biomecánica de carrera y el efecto de la fatiga en parámetros biomecánicos. Además, también se estudiaron aspectos genéricos como los posibles factores que pudieran interferir en dichos parámetros y el concepto de fatiga propiamente dicho.

Aunque se comenzó con esta fase, cabe destacar que se continuó desarrollando a lo largo de todo el proceso de confección de la Tesis Doctoral para ir actualizando la información con los últimos avances que se iban difundiendo en la literatura científica.

Las bases de datos, motores de búsqueda y plataformas utilizadas para la consulta de estudios científicos fueron principalmente PubMed, SPORTDiscuss, ResearchGate como plataforma social de difusión científica entre científicos e investigadores, y la aplicación móvil Read by QxMD para iOS la cual permite crear alertas de palabras clave y revistas de interés para el envío de alertas cuando artículos de interés hayan sido publicados.

II. Fase experimental.

En esta fase se diseñó el protocolo de fatiga y las medidas a obtener tanto en situación previa como posterior a la fatiga con los participantes en el estudio. Previo comienzo de los ensayos, se realizó una prueba piloto para llevar a cabo ajustes en el protocolo, determinar el tiempo que ocuparía cada ensayo y suplir posibles deficiencias que pudieran surgir. Cada ensayo con cada corredor se compuso de un calentamiento, la toma de medidas en situación previa a la fatiga, desarrollo del protocolo de fatiga y la toma de medidas en situación posterior a la fatiga.

III. Análisis de resultados.

Tras la obtención de las medidas tanto en situación pre como post-fatiga, se procedió a la organización de los datos y al análisis estadístico de los datos registrados en la fase anterior.

IV. Redacción de la Tesis Doctoral.

Tras la obtención de los resultados en la fase anterior, ya nos encontramos en situación de redactar la Tesis, discutiendo los resultados obtenidos con los reflejados en otros estudios de la literatura científica. Posteriormente, se fue detallando cada uno de los apartados indicados en el documento.

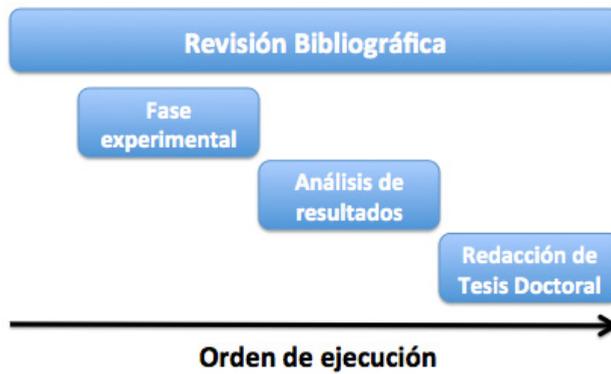


Figura 40: Plan de trabajo.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. Descripción de la muestra de corredores

En la fase experimental del proyecto participaron un total de 60 sujetos (30 mujeres y 30 hombres) de nivel recreacional (Tabla 5). Se entiende por nivel recreacional aquellos corredores que practican la carrera con fines saludables y de ocio, siendo la competición en carreras un objetivo secundario.

Tabla 5: Características físicas de los participantes.

	Mujeres (n=30)	Hombres (n=30)	Total (n=60)
Edad (años)	32.23±8.40	34.13±10.55	33.18±9.51
Masa corporal (kg)	59.17±8.08	73.01±6.86	66.09±10.20
Talla (m)	1.65±0.04	1.76±0.06	1.71±0.07
IMC	21.59±2.36	23.59±1.91	22.59±2.36

Previa realización de las pruebas se informó detalladamente de los protocolos a los que iban a someterse, siendo de obligatoriedad la firma de un consentimiento informado con el que aceptaban participar de forma voluntaria asumiendo posibles riesgos derivados de la práctica deportiva. El protocolo de la investigación fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Politécnica de Valencia, cumpliendo así con los principios éticos de investigación biomédica con seres humanos establecidos por la Declaración de Helsinki.

3.2. Criterios de selección de la muestra

Para participar en el estudio y considerar válida la información obtenida de las distintas pruebas se establecieron una serie de requisitos y criterios de inclusión y exclusión, tal y como se especifica a continuación.

❖ **Criterios de inclusión:**

- Edad comprendida entre 18 y 55 años.
- Realizar la carrera como práctica deportiva habitual.
- Practicar la carrera 2-3 días a la semana.
- Realizar una media de entre 20-40 km semanales.

❖ **Criterios de exclusión:**

- Padecer anomalías cardiovasculares.
- Poseer alteraciones anatómicas que puedan afectar o influir en la biomecánica de la carrera.
- Padecer enfermedades que requieran su tratamiento con fármacos.
- Haber sufrido algún tipo de lesión en los 6 meses previos al estudio.
- Realizar ejercicio físico intenso en las 48 horas previas a la ejecución de las pruebas propuestas.
- Haber ingerido la última comida previa a las pruebas con un mínimo de 2 horas de antelación.

3.3. Diseño experimental

La fase experimental tuvo la finalidad de registrar variables cinemáticas y dinámicas en distintas condiciones de fatiga. Para ello, en una fase preliminar se realizó una exploración clínica a cada uno de los participantes con el objetivo de evaluar el sistema musculoesquelético del miembro inferior y descartar posibles lesiones o alteraciones que pudieran poseer los corredores. Ésta se llevó a cabo por parte de un médico traumatólogo y un especialista en podología.

Dicha evaluación constó de dos partes: una en descarga y otra en carga. La exploración en descarga se realizó sobre una camilla en la cual el participante se encontraba en posición supina. Los especialistas focalizaron esta parte en valorar los rangos de movimiento de cada articulación del miembro inferior, posibles asimetrías o alteraciones anatómicas (Figura 41). Los expertos determinaron en este procedimiento si los rangos de movimiento de la cadera, rodillas y tobillos se encontraban dentro de los rangos de normalidad. Adicionalmente, se tuvieron en cuenta aspectos concretos del pie como, por ejemplo, manifestaciones de la piel debido a alteraciones biomecánicas en el apoyo plantar (hiperqueratosis) y trastornos que pudieran afectar a las distintas fases de la carrera.

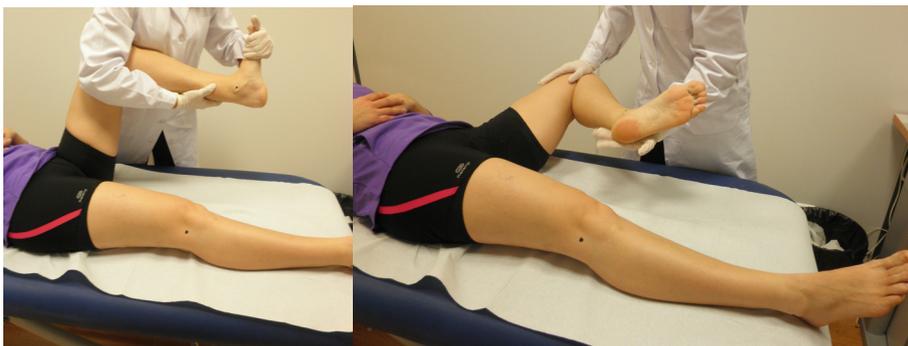


Figura 41: Exploración clínica en descarga.

La exploración clínica en carga se llevó a cabo con el sujeto en posición anatómica en suelo firme y en podoscopio. Esta parte estaba enfocada a la detección de posibles asimetrías de cadera y rodillas, y alteraciones anatómicas como varo o valgo. Además, en cuanto al pie, se evaluó, entre otras, la conservación del arco interno y las zonas de hiperpresión mediante las presiones plantares en podoscopio (Figura 42).



Figura 42: Análisis de presiones plantares en estático con podoscopio.

En caso de encontrar alguna disfunción o alteración anatómica que pudiera perjudicar o interferir en la correcta ejecución de las pruebas, el corredor debía ser excluido del proyecto de investigación y se le recomendaba un análisis más exhaustivo en un centro médico especializado.

Tras la evaluación clínica se procedió a aportar a los participantes toda la información detallada con respecto a las pruebas que posteriormente iban a tener que realizar. Los sujetos se encontraban en pleno derecho de abandonar la prueba si lo consideraban oportuno.

Después de la información inicial, tuvieron que cumplimentar un cuestionario *ad hoc* en el que se le demandaba su colaboración para recolectar datos sobre su condición física, experiencia como corredor y antecedentes deportivos, tales como distancia y tiempo que suelen correr, y superficie sobre la que suelen correr, entre otros.

Por último, antes del comienzo de las pruebas en sí, todos los participantes firmaron un documento en el que nos daban su consentimiento para colaborar en el proyecto de investigación.

Al finalizar esta primera parte introductoria, cada sujeto ya se encontraba en condiciones de poder realizar las pruebas oportunas. Se desarrollaron medidas en

situación previa y posterior a un estado de fatiga. Entre ambas medidas se llevo a cabo un protocolo físico intenso de fatiga para determinar el efecto de dicha fatiga en la biomecánica del tren inferior del corredor.

La fase experimental se compuso de 4 partes:

- **Calentamiento:** durante unos 10 minutos todos los participantes realizaron un calentamiento general en función de sus preferencias y de lo que estaban habituados a realizar en sus entrenamientos. En general, incluía carrera continua, estiramientos dinámicos y desplazamientos con cambios de velocidad.
- **Pruebas en situación pre-fatiga:** obtención de medidas en situación previa a un estado de fatiga. En primer lugar se realizaron los registros dinámicos de las medidas de cinemática con un sistema de fotogrametría 3D junto con medidas de las fuerzas de reacción del suelo a través de una plataforma dinamométrica. Seguidamente, en una zona adyacente, se procedió al registro simultáneo de las presiones plantares e impactos contra el suelo con un sistema de acelerometría.
- **Protocolo de fatiga:** constaba a su vez de tres 3 tareas: el test de Course-Navette (Léger, Mercier, Gadoury, & Lambert, 1988), subida y bajada de escaleras, y saltos alternativos a un escalón (ver detalle en apartado 3.5).
- **Pruebas en situación de fatiga:** obtención de medidas en un estado de fatiga. Al igual que en la fase pre-fatiga, se realizan primero las medidas cinemáticas y de las fuerzas de reacción del suelo, para después continuar con las medidas de presiones plantares e impactos con acelerometría.

En cada una de las situaciones de fatiga se obtuvieron 5 medidas de todas las variables de interés (ver Apartado 3.10).

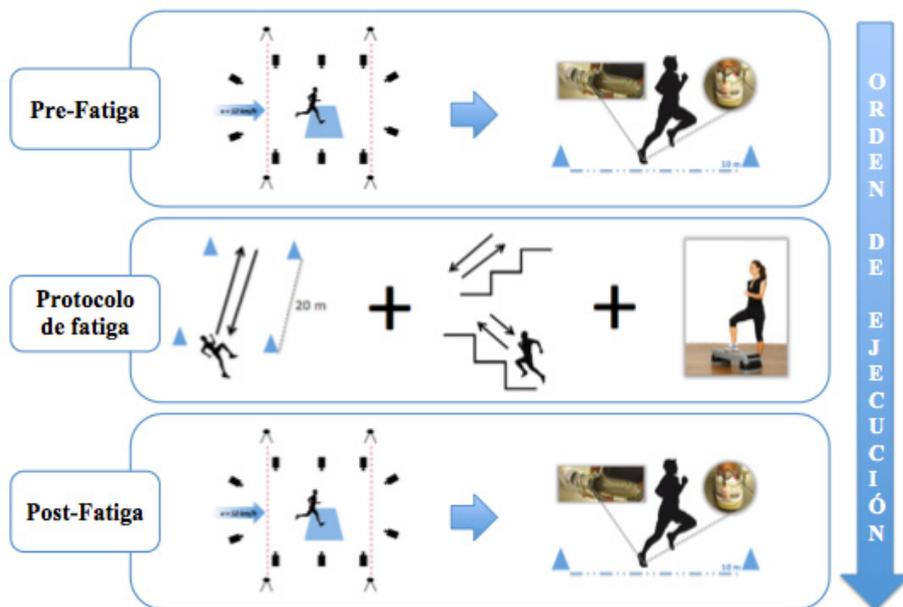


Figura 43: Representación de la fase experimental.

3.4. Condiciones de realización de las pruebas

Se estableció un riguroso plan de actuación para evitar la influencia de variables extrañas (artefactos) que pudieran afectar a los resultados finales. Para la consecución de los objetivos propuestos se procedió al diseño del protocolo para controlar posibles factores, distintos de la fatiga, que pudieran alterar los parámetros de interés. Para ello, se tuvieron en cuenta los siguientes aspectos:

- Todos los participantes realizaron las pruebas con el mismo modelo de zapatillas neutro, las KELME GRAVITY MC, desarrollado conjuntamente entre KELME e INESCOP (Instituto Tecnológico del Calzado y Conexas, Alicante, España).



Figura 44: Modelo de zapatillas neutro utilizado por todos los participantes: KELME GRAVITY MC.

- Antes del inicio del protocolo se ajustaba la tensión de los cordones del calzado ya que ello puede afectar al patrón de carrera en cuanto a la cinemática, presiones plantares e impactos (Hagen & Hennig, 2008).
- Previo comienzo de las pruebas, todos los equipos de medida fueron calibrados.
- Todas las valoraciones se realizaron en un laboratorio del Instituto de Biomecánica de Valencia, sin presencia de viento y con las mismas condiciones de temperatura y humedad para todos los sujetos.
- Los investigadores encargados de cada prueba fueron siempre los mismos, para evitar posibles sesgos y/o errores en cuanto a la obtención de las medidas.

3.5. Protocolo de fatiga

En la literatura existe una gran diversidad de protocolos de fatiga, desde situaciones reales de competición (Nicol et al., 1991) a otros en los que, en función a las necesidades de cada investigación, se diseñan para unas condiciones controladas de laboratorio (Gerlach et al., 2005). La duración de dichos protocolos también suele tener una duración adaptada a las necesidades y objetivos de cada investigación. En la bibliografía encontramos protocolos de fatiga de carrera para determinar modificaciones en el patrón biomecánico del corredor desde 8.8 ± 3.4 minutos a una velocidad correspondiente al 95% del $VO_{2\text{máx}}$ (Fourchet et al., 2015), 9.51 ± 1.29 min (Lucas-Cuevas et al., 2014), 13.6 ± 6.5 minutos (Weist et al., 2004), a otros de 13 minutos de duración a una velocidad de carrera correspondiente al 90% del $VO_{2\text{máx}}$ (Avogadro et al., 2003), otros por debajo de 18 minutos (Abt et al., 2011), hasta otros con dos series de 20 minutos a velocidad correspondiente al umbral de lactato (Clansey et al., 2012) o una maratón (Nicol et al., 1991).

Nuestro protocolo, debido a la naturaleza del proyecto y de la fase en la que está contextualizado, se realizó en condiciones de laboratorio. El protocolo debía cumplir los siguientes objetivos: que conllevara a una situación de fatiga a todos los sujetos, que fuera un protocolo fácilmente controlable para los evaluadores y que indujera la misma intensidad relativa a todos los participantes.

El protocolo de fatiga constaba de tres tareas, con un descanso de 2 minutos entre ellas, que todos los sujetos tuvieron que ejecutar en el mismo orden:

TAREA 1: Test de Course-Navette o test Léger (Léger et al., 1988).

Este test fue desarrollado por el Profesor Dr. Luc Léger en 1988 en el seno de la Universidad de Montreal, Canadá. El objetivo principal de los autores con este test era la determinación de la potencia aeróbica máxima.

El test de Course-Navette fue diseñado en su inicio tanto para niños y adolescentes en edad escolar como para adultos sanos y atletas de deportes intermitentes. La ejecución del test consistía en que los sujetos tenían que correr ida y vuelta en una distancia de 20 metros al ritmo progresivo marcado mediante unas señales acústicas hasta el

agotamiento (Figura 45). Dichas señales acústicas eran grabadas previamente y, durante el desarrollo del test, la recepción de la señal acústica indicaba el inicio de un nuevo tramo de 20 metros. La velocidad de inicio fue de 8.5 km/h y ésta se iba incrementando 0.5 km/h cada minuto de carrera. El corredor indicaba la finalización de la prueba cuando no podía mantener la velocidad marcada por la grabación y su nivel de cansancio era extremo.

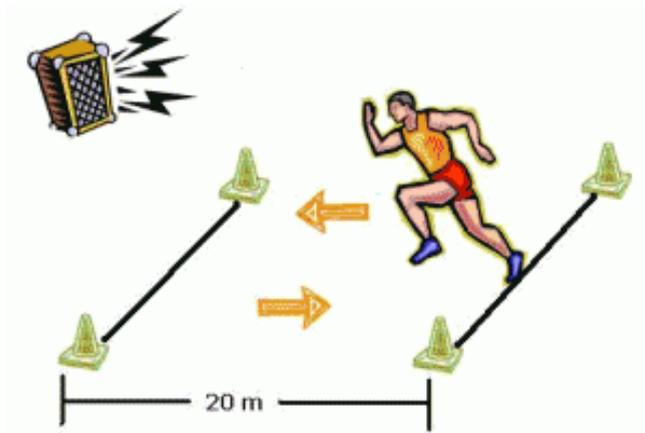


Figura 45: Test de Course-Navette o test de Léger.

A partir de los valores obtenidos en esta prueba se puede estimar el consumo de oxígeno máximo del corredor (Tabla 6). Los coeficientes de fiabilidad test-retest de la prueba es de 0.89 y 0.95 para niños (6-16 años) y adultos (20-45 años), respectivamente.

Tabla 6: Estimación del consumo de oxígeno máximo a partir de la edad y velocidad de carrera (Léger et al., 1988).

Stage (min)	Max speed (km h ⁻¹)	Predicted $\dot{V}O_{2,max}$ (ml kg ⁻¹ min ⁻¹) according to speed (km h ⁻¹) and age (year)												
		6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	≥18
1	8.5	46.9*	45.0*	43.0*	41.1*	39.1*	37.2*	35.2*	33.3*	31.4*	29.4*	27.5*	25.5*	23.6*
2	9.0	49.0	47.1	45.2	43.4	41.5*	39.6*	37.8*	35.9*	34.1*	32.2*	30.3*	28.5*	26.6*
3	9.5	51.1	49.3	47.5	45.7	43.9	42.1	40.3*	38.5*	36.7*	35.0*	33.2*	31.4	29.6
4	10.0	53.1	51.4	49.7	48.0	46.3	44.6	42.9	41.2	39.4*	37.7*	36.0	34.3	32.6
5	10.5	55.2	53.6	51.9	50.3	48.7	47.0	45.4	43.8	42.1	40.5	38.9	37.2	35.6
6	11.0	57.3	55.7	54.2	52.6	51.1	49.5	47.9	46.4	44.8	43.3	41.7	40.2	38.6
7	11.5	59.4	57.9	56.4	54.9	53.4	52.0	50.5	49.0	47.5	46.0	44.6	43.1	41.6
8	12.0	61.5	60.1	58.6	57.2	55.8	54.4	53.0	51.6	50.2	48.8	47.4	46.0	44.6
9	12.5	63.5	62.2	60.9	59.6	58.2	56.9	55.6	54.2	52.9	51.6	50.3	48.9	47.6
10	13.0	65.6*	64.4*	63.1*	61.9*	60.6*	59.4*	58.1	56.9	55.6	54.4	53.1	51.9	50.6
11	13.5	67.7*	66.5*	65.3*	64.2*	63.0*	61.8*	60.6*	59.5*	58.3	57.1	56.0	54.8	53.6
12	14.0	69.8*	68.7*	67.6*	66.5*	65.4*	64.3*	63.2*	62.1*	61.0	59.9	58.8	57.7	56.6
13	14.5	71.9*	70.8*	69.8*	68.8*	67.8*	66.8*	65.7*	64.7*	63.7*	62.7*	61.6	60.6	59.6
14	15.0	73.9*	73.0*	72.0*	71.1*	70.2*	69.2*	68.3*	67.3*	66.4*	65.4*	64.5	63.6	62.6*
15	15.5	76.0*	75.1*	74.3*	73.4*	72.5*	71.7*	70.8*	69.9*	69.1*	68.2*	67.3*	66.5*	65.6*
16	16.0	78.1*	77.3*	76.5*	75.7*	74.9*	74.1*	73.4*	72.6*	71.8*	71.0*	70.2*	69.4*	68.6*
17	16.5	80.2*	79.5*	78.7*	78.0*	77.3*	76.6*	75.9*	75.2*	74.5*	73.8*	73.0*	72.3*	71.6*
18	17.0	82.3*	81.6*	81.0*	80.3*	79.7*	79.1*	78.4*	77.8*	77.2*	76.5*	75.9*	75.3*	74.6*
19	17.5	84.3*	83.8*	83.2*	82.7*	82.1*	81.5*	81.0*	80.4*	79.9*	79.3*	78.7*	78.2*	77.6*
20	18.0	86.4*	85.9*	85.4*	85.0*	84.5*	84.0*	83.5*	83.0*	82.5*	82.1*	81.6*	81.1*	80.6*

Este test fue realizado dentro de nuestro protocolo de fatiga por su simplicidad y posibilidad de ejecución controlada en las instalaciones del Instituto de Biomecánica de Valencia. El material necesario para llevarlo a cabo es un espacio de al menos 20-25 metros sin obstáculos, un reproductor de señales acústicas, dos conos para limitar el espacio y un cronómetro.

Aunque se anotaron los valores obtenidos en la prueba, el único objetivo de realizar esta prueba era conseguir un estado de fatiga en todos los participantes por igual. El tiempo total de carrera varió entre los sujetos en función de su condición física pero la intensidad relativa fue la misma para todos, es decir, hasta el agotamiento individual.

El protocolo de fatiga se dio por concluido cuando los participantes indicaron una puntuación de 18 en la escala de percepción subjetiva del esfuerzo (en inglés *Rating of Perceived Exertion*, RPE) de Borg (Figura 46) (Borg, 1982) y cuando se alcanzó el 90% de la frecuencia cardiaca máxima teórica de los corredores.

Puntuación	Percepción Subjetiva del Esfuerzo (RPE)
6	Ningún esfuerzo
7	
8	Muy suave
9	
10	Suave
11	
12	Algo duro
13	
14	Duro
15	
16	Muy duro
17	
18	Extremadamente duro
19	
20	Máximo esfuerzo

Figura 46: Escala de Percepción Subjetiva del Esfuerzo de Borg, 1982.

La estimación de la frecuencia cardiaca máxima ($FC_{m\acute{a}x}$) de cada participante se obtuvo a partir de la ecuación de Tanaka et al., (2001), ya que según Marins & Delgado, (2007) es la más adecuada para una población de deportistas jóvenes.

$$FC_{m\acute{a}x} = 208,75 - 0,73 * edad$$

Ecuación 1: Fórmula para estimar la Frecuencia Cardiaca Máxima (FCM) (Tanaka et al., 2001).

TAREA 2: Subida y bajada de escaleras.

En esta tarea, a los participantes se les demandó que realizaran de forma continua subidas y bajadas por las escaleras internas de las tres plantas del edificio del Instituto de Biomecánica de Valencia (Figura 47). La duración de esta tarea fue de 5 minutos.



Figura 47: Subida y bajada de escaleras.

TAREA 3: Saltos alternativos en un escalón.

Por último, en esta tarea tenían que dar saltos de forma alternativa sin desplazamiento en un escalón estándar (Figura 48). Se realizaron 5 repeticiones de 1 minuto, con descanso de 30 segundos entre repeticiones.



Figura 48: Salto alternativo en escalón.

3.6. Medición cinemática

El sistema de fotogrametría en tres dimensiones (3D) utilizado en esta tesis es el Kinescan/IBV (Valencia, España), el cual permite el análisis de movimientos mediante el cálculo de las posiciones de los segmentos corporales de forma automática y en tiempo real (Figura 49). La frecuencia de registro durante el estudio fue de 250 Hz.

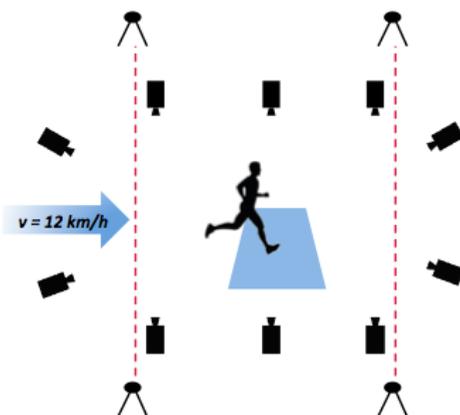


Figura 49: Representación gráfica del sistema Kinescan/IBV.

Las especificaciones técnicas del sistema de análisis 3D utilizado son las siguientes:

- 10 cámaras de vídeo de alta velocidad (posibilidad de incorporar hasta 12 cámaras). Cada cámara integra un foco de luz infrarroja basado en tecnología LED, para generar el reflejo de los marcadores reflectantes.
- Frecuencia de captura máxima: 250 Hz.
- Rango de medida: 360°.
- Resolución del equipo: 0.01°.
- Precisión: <math><1^\circ</math>
- Posibilidad de sincronizar con otros equipos de medida: fotocélulas, plataformas de fuerzas, equipos de electromiografía,...

Las cámaras que componen el sistema de medida tienen las siguientes características:

- Resolución de cámara: 832x832 píxeles.
- Frecuencia a máxima resolución: 250 fotogramas por segundo.

- Iluminación: Infrarroja (850 nm) 96 LEDS.
- Dimensiones: 80 mm de alto x 81 mm de ancho x 67 mm de fondo.
- Peso de cada cámara: 0.43 kg



Figura 50: Cámara de vídeo digital del sistema de fotogrametría Kinescan/IBV.

3.6.1. Modelo Biomecánico

Para la interpretación y análisis del movimiento de las articulaciones del miembro inferior, se tiene en cuenta la posición y orientación de los segmentos en el sistema de coordenadas, definidos como la posición 3D de un punto anatómico describiendo la dirección del eje anatómico de cada segmento corporal.

Para determinar el sistema de referencia de la rodilla y tobillo, se utilizan las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica (en inglés, International Society of Biomechanics, ISB) descritas por Wu et al. (2002).

La dirección de los ejes es la siguiente:

- X: dirección antero-posterior, hacia delante.
- Y: dirección vertical, hacia arriba.
- Z: dirección medio-lateral, hacia la derecha.

Siguiendo las indicaciones de la ISB, se utilizan mayúsculas para referirse a los ejes del sistema proximal, y minúsculas para el distal de cada articulación.

La articulación de la rodilla estaría compuesta por el sistema del fémur (segmento proximal) y el sistema de la tibia (segmento distal). El sistema del fémur viene determinado por los dos epicóndilos femorales y el centro de la cadera (que no tiene marca anatómica sino que ha de calcularse mediante un procedimiento predictivo). El sistema de la tibia viene determinado por los dos maléolos (prominencias del tobillo) y los dos cóndilos (extremos superiores de la tibia). El eje y es el que une el punto medio de maléolos y el de los cóndilos; el eje x es perpendicular al plano formado por los dos maléolos y el punto medio de los cóndilos; y el eje z se calcula a partir de x e y .

En cuanto a la articulación subtalar (el tobillo), está formada por el sistema de la tibia (segmento proximal) y el calcáneo (segmento distal). Existe una diferencia con la articulación de la rodilla y es que los ejes son distintos. El eje x es perpendicular al plano de los maléolos y el punto medio de los cóndilos; el z se define como la línea que une los maléolos; y el y se calcula a partir de x y z .

Los valores negativos en los variables angulares de flexión indican que esa articulación, en este caso rodilla y tobillo, se encuentran en extensión con respecto a la posición de

referencia que se tomó. Por contra, los valores positivos indican que la articulación se encuentra más flexionada que en la posición de referencia.

En cuanto a la velocidad angular, los signos positivos o negativos indican la dirección y sentido en que se produjeron, ya que esta variable corresponde a magnitudes vectoriales, las cuales tienen módulo (valor de la variable), dirección y sentido.

3.6.2. Procedimiento

Para la obtención de las medidas con éxito se realiza una serie de pasos:

- Calibración del espacio al inicio de una batería de pruebas con distintos sujetos el mismo día y en cualquier momento si, por error, se ha manipulado alguna cámara del sistema. Además, se realizará una verificación de la calibración antes de comenzar con cada participante.
- Instrumentación de los corredores con los marcadores reflectantes de 18 mm de diámetro con pegatinas de doble cara, tanto los marcadores anatómicos como los técnicos. Las cámaras emiten y miden sólo luz infrarroja, por lo que cada marcador anatómico simula una articulación para el posterior análisis de la posición de referencia.
- Registro de la posición anatómica como referencia. Tal y como se indica en Derrick et al. (2002) y Moore et al. (2012), la posición de referencia se toma en estático y en posición anatómica con los pies orientados al frente y la separación de los pies debe ser a la misma anchura de las caderas y los hombros. Es decir, 0° de flexión de rodilla correspondería a la extensión total de ésta. Además, el participante debe situarse dentro del espacio calibrado en el que todas las cámaras puedan ver los marcadores sin dificultad.
- Quitar los marcadores anatómicos y dejar sólo los marcadores técnicos.
- Registro de las cinco repeticiones en cada condición a la velocidad requerida.
- Verificación de que se detectó la trayectoria de todos los marcadores y de que la medida fue correcta.
- Exportación de las medidas en formato *.txt* para su posterior tratamiento a través de unos programas personalizados en MATLAB® (MathWorks, MA, USA) y así extraer las variables de interés.

En la siguiente imagen (Figura 51) se observa el diseño de la interfaz del programa informático Kinescan/IBV. A la izquierda aparecen cada uno de los marcadores registrados en las medidas. En la parte inferior se puede visualizar la barra de evolución temporal de la medida que si está en color verde sin ningún corte, indica que todos los marcadores se grabaron de forma correcta. A partir de esa misma pantalla se pueden observar los datos de las fuerzas de reacción del suelo y exportar los archivos de cada

medida realizada. En concreto, dicha imagen representa la fase de contacto inicial con el suelo en la fase de carrera.

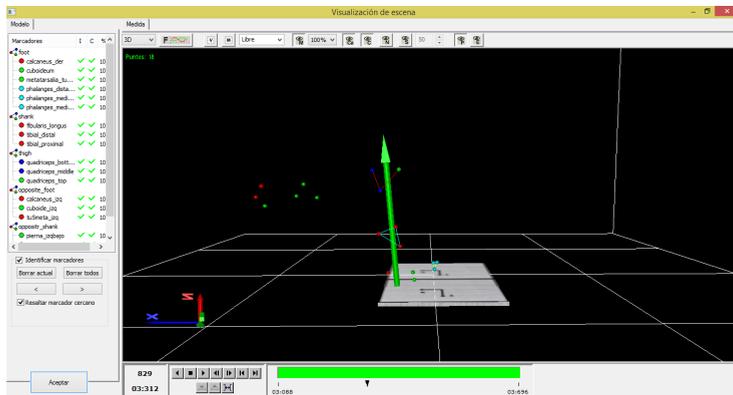


Figura 51: Visualización de una repetición en carrera en la fase de contacto mediante el programa del sistema Kinescan/IBV.

3.7. Medición de las Fuerzas de Reacción del Suelo

Para el análisis y estudio de las fuerzas de reacción del suelo se utilizó una plataforma dinamométrica (Dinascan/IBV, Valencia, España) insertada en el suelo, al mismo nivel que éste (Figura 52). Las plataformas dinamométricas están instrumentadas mediante cuatro captadores extensométricos articulados en cada esquina de la plataforma. La frecuencia de muestreo durante el estudio fue de 1000 Hz.

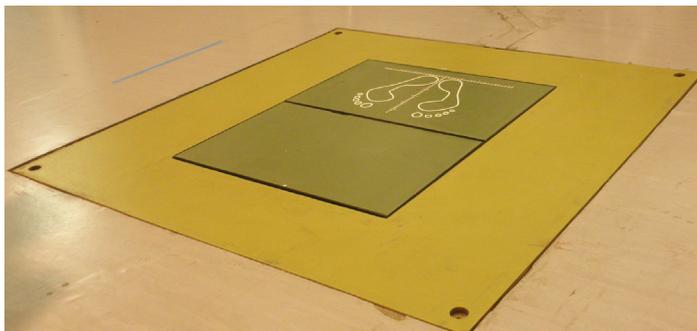


Figura 52: Plataformas dinamométricas (Dinascan/IBV).

Este tipo de tecnología se ha utilizado tradicionalmente para el estudio de diversas acciones humanas como pueden ser saltos, cambios de dirección, marcha y carrera. Además, es una herramienta idónea y muy utilizada en valoración de pavimentos y calzado deportivos en los que la interacción del sujeto con el suelo resulta de gran interés. También destaca su uso en el ámbito de la prevención de lesiones y mejora del rendimiento deportivo.

Dinascan/IBV tiene las siguientes especificaciones técnicas:

- Dimensiones: 600x370 mm.
- Peso (aproximado): 25 kg.
- Frecuencia de muestreo máxima: 1000 Hz.
- Rango de medida en fuerzas verticales: 4500 N.
- Rango de medida en fuerzas horizontales: ± 750 N.
- Exactitud y repetibilidad en el cálculo del Centro de Presiones: rango 0-40 mm: ± 1 mm.
- Exactitud y repetibilidad en el cálculo del Centro de Presiones: rango 40-200 mm: ± 2 mm.

- Posibilidad de sincronizar con otros equipos de medida: fotocélulas, equipos de electromiografía, sistema de fotogrametría,...

La plataforma dinamométrica, también denominada plataforma de fuerzas, está conectada a un ordenador de sobremesa el cual permite observar los resultados de la medida en tiempo real. No obstante, si se precisa calcular otros parámetros de interés, el sistema ofrece la posibilidad de exportar la medida en archivos *.txt* para su manejo en otros programas informáticos. Las variables exportables son el instante de tiempo, los momentos de fuerza, la evolución del centro de presiones y las fuerzas de reacción del suelo, tanto en el eje vertical, antero-posterior como medio-lateral (Figura 53).

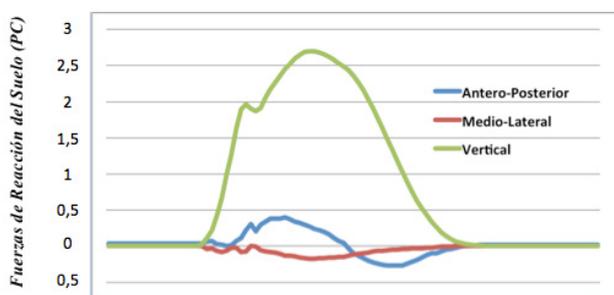


Figura 53: Gráfica de las fuerzas de reacción del suelo en los 3 ejes.

La sincronización con otros equipos de medida, como Kinescan/IBV (ver apartado 3.6), brinda la oportunidad de realizar estudios más complejos y lograr un mayor entendimiento de un determinado gesto deportivo.

A dicha plataforma se le conectaron los células fotoeléctricas para verificar que la velocidad de carrera estaba dentro del rango fijado en la investigación: $3.3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ($\pm 5\%$). La dirección de carrera siempre se realizó en el mismo sentido y se hicieron 5 repeticiones en cada condición en un pasillo de 12 metros de longitud (Figura 54).



Figura 54: Pasillo de 12 metros de longitud del laboratorio del IBV. Plataforma dinamométrica, sistema de fotogrametría y células fotoeléctricas.

3.7.1. Procedimiento

La plataforma dinamométrica estaba sincronizada con el sistema Kinescan/IBV por lo que cuando se daba comienzo a la grabación de la medida con el programa, ambos comenzaban a registrar.

Para que la medida se considerara válida, era de obligatoriedad el apoyo podal derecho de los corredores dentro de las dimensiones de la plataforma. Además, la velocidad debía ser la fijada en la investigación para que tuviera validez. En caso contrario, tenía que volver a repetirse la medida.

Por último, se exportaban las medidas en formato *.txt* para su posterior tratamiento a través de un programa personalizado en GNU Octave[®] (Boston, MA, USA) y así extraer las variables de interés.

3.8. Medición de las aceleraciones de impactos contra el suelo

Un sistema de acelerometría desarrollado por el IBV se utilizó para el análisis de las aceleraciones de impactos del pie contra el suelo. En la bibliografía se especifican distintas zonas donde colocar los acelerómetros en función del objetivo que se persigue. En nuestro caso, se posicionaron en el talón, en la parte externa del calzado deportivo para obtener la señal más directa, sin la intervención de una articulación que pudiera absorber y alterar la magnitud de la señal. El sistema tiene capacidad para albergar hasta 8 sensores de acelerometría aunque en esta investigación solamente se utilizaron dos sensores de 40 G, uno en cada talón (Figura 55). La frecuencia de adquisición durante el estudio fue de 1000 Hz.

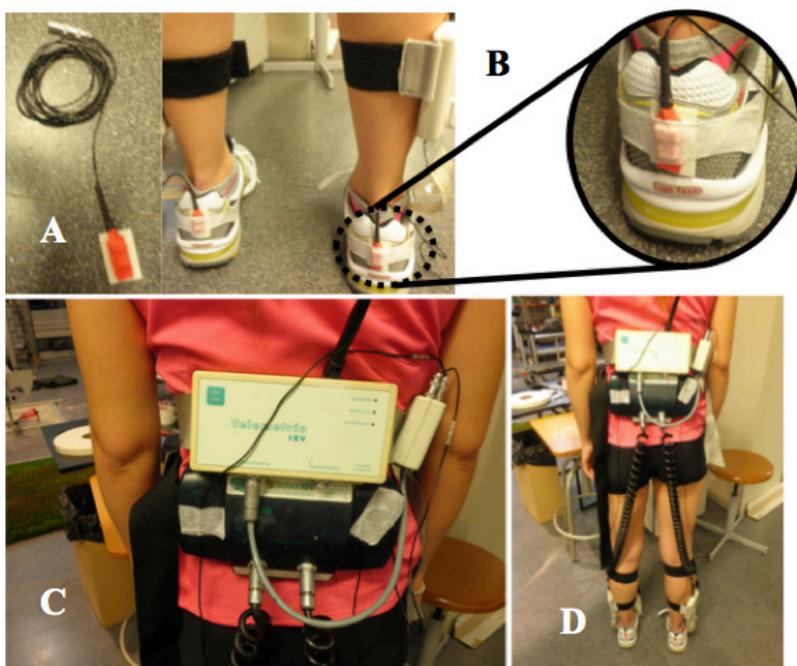


Figura 55: Equipo Biofoot/IBV: A) Plantilla instrumentada; B) Amplificador; C) Módulo transmisor; D) Equipo completo portado por un participante en la investigación.

Las especificaciones técnicas del equipo de acelerometría son las siguientes:

- Frecuencia de adquisición máxima: 2500 Hz.
- Resolución: 0.01 G.
- Comunicación Wi-Fi.

3.8.1. Procedimiento

Para la correcta obtención de las medidas, se procedió como se detalla a continuación:

- Posicionamiento de cinta de doble cara en la superficie externa a la altura del talón del calzado.
- Colocación del sensor encima de la cinta de doble cara y fijado adicional de cinta adhesiva para evitar posibles movimientos del sensor.
- Insertar el cable en el receptor y almacenamiento del sensor.
- Colocar el receptor en la zona lumbar, con un cinturón ajustable.
- Toma de medidas en ambas situaciones de fatiga.
- Verificar que la medida se obtuvo de forma correcta.
- Exportación de las medidas en formato *.txt* para su posterior tratamiento a través de programas personalizados en GNU Octave[®] (Boston, MA, USA) y así extraer las variables de interés.

3.9. Medición de las presiones plantares

Para el análisis de presiones plantares se utilizó un sistema avanzado de plantillas instrumentadas (Biofoot/IBV, Valencia, España) para medir las presiones que el pie ejerce en el calzado durante una determinada acción humana. El equipo se compone de los siguientes elementos (Figura 56): plantillas instrumentadas, amplificador y un módulo transmisor con baterías recargables.

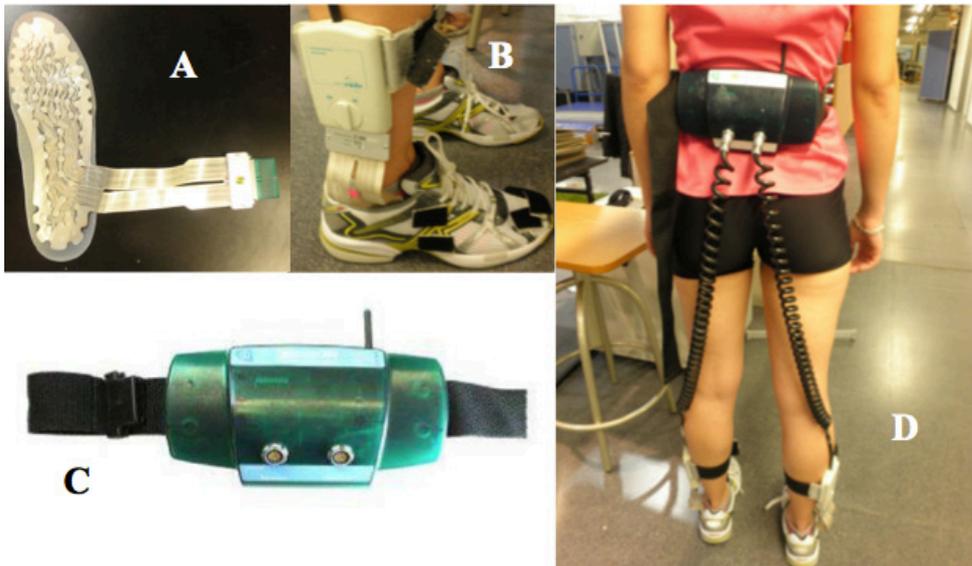


Figura 56: Equipo Biofoot/IBV: A) Plantilla instrumentada; B) Amplificador; C) Módulo transmisor; D) Equipo completo portado por un participante en la investigación.

Las plantillas Biofoot/IBV son reversibles, lo que permite su uso en ambos pies, aunque es recomendable asignar cada plantilla a un pie. Cada plantilla (Figura 57) dispone de hasta 64 sensores piezoeléctricos (según talla de la plantilla) distribuidos de tal forma que la densidad de sensores sea mayor en las zonas de mayor interés con el fin de obtener una medida más precisa de la distribución de presiones.



Figura 57: Plantilla instrumentada con sensores presiones e incorporada a la plantilla del calzado deportivo (KELME GRAVITY MC).

El equipo Biofoot/IBV está sujeto a la cintura del corredor mediante una correa ajustable. El amplificador lleva incorporado una banda elástica ajustable para su sujeción a la parte distal del miembro inferior. También dispone de una ranura de entrada a través de la que se introduce el extremo conector de la plantilla y de una maneta giratoria para cerrar el conector. Del extremo opuesto del amplificador sale un cable espiral de una longitud aproximada de un metro y terminado en un conector de 16 contactos, para su unión al módulo transmisor. Existen dos entradas de conector en el módulo transmisor, con el fin de poder realizar mediciones de ambos pies simultáneamente. El módulo transmisor tiene la función de adquirir las señales eléctricas de los sensores y convertirlas a formato digital, y enviar los datos mediante señal Wi-Fi al ordenador para su posterior tratamiento y análisis. La frecuencia de registro durante el estudio fue de 250 Hz en cada pie.

Las especificaciones técnicas del equipo Biofoot/IBV son las siguientes:

- Rango de medida: 0-1200 kPa.
- Rango de calibración: 0-500 kPa.
- Resolución de medida: 0.1 kPa.
- Frecuencia de muestreo máxima del sistema: 500 Hz para un solo pie y 265 Hz para los dos pies.
- Temperatura ambiente límite de trabajo: 0-50°C.
- Humedad relativa límite de trabajo para componentes electrónicos: 10-90% sin condensación.
- Alcance inalámbrico: 200 m.

3.9.1. Procedimiento

Para evitar errores o interferencias en las medidas, es recomendable realizar una serie de acciones previas a la medida. La temperatura de las plantillas es importante que sea lo más estable posible con objeto de evitar derivas durante la toma de medidas. Para ello, tras ponerle las plantillas al sujeto y mantenerlas aproximadamente un minuto en el interior del calzado en reposo, se le hará caminar durante unos 20 ó 30 segundos antes de continuar con el proceso de medición. Esto servirá también para verificar que las plantillas no producen molestias ni alteran el patrón de apoyo. Los cordones del calzado debe sujetar bien el pie para evitar movimientos impropios de éste dentro del calzado durante la carrera. Además, evitará el paso de corrientes de aire en la planta del pie, la plantilla instrumentada y la plantilla del calzado.

Posterior a la obtención de la medida, en el software se debe realizar una serie de comprobaciones previas al análisis de los datos. Es recomendable seleccionar el cuadro “Comprobar el ajuste de cero” para eliminar los efectos de la deriva tras la toma de una medida. Si se detecta que en una medida existen datos anómalos de algún sensor concreto, se puede manipular ese sensor eliminándolo a efectos de cálculo para evitar influencia en los resultados obtenidos.

Después de comprobar que la medida es correcta, se procede a exportarla. Para ello, se puede hacer con las zonas que vienen predeterminadas en el software o si se quiere analizar otras zonas, se puede seleccionar los sensores de cada zona de interés de la plantilla (Figura 58).

De cada medida, se extrajeron valores de ambos pies y de todas las pisadas que se realizaron en cada medida. Dependiendo del registro individual, se obtuvieron entre 3 y 5 pisadas por cada pie y repetición en las condiciones de fatiga evaluadas (pre y post-fatiga), por lo que sumarían alrededor de 15-25 muestras por cada sujeto, pie y condición.

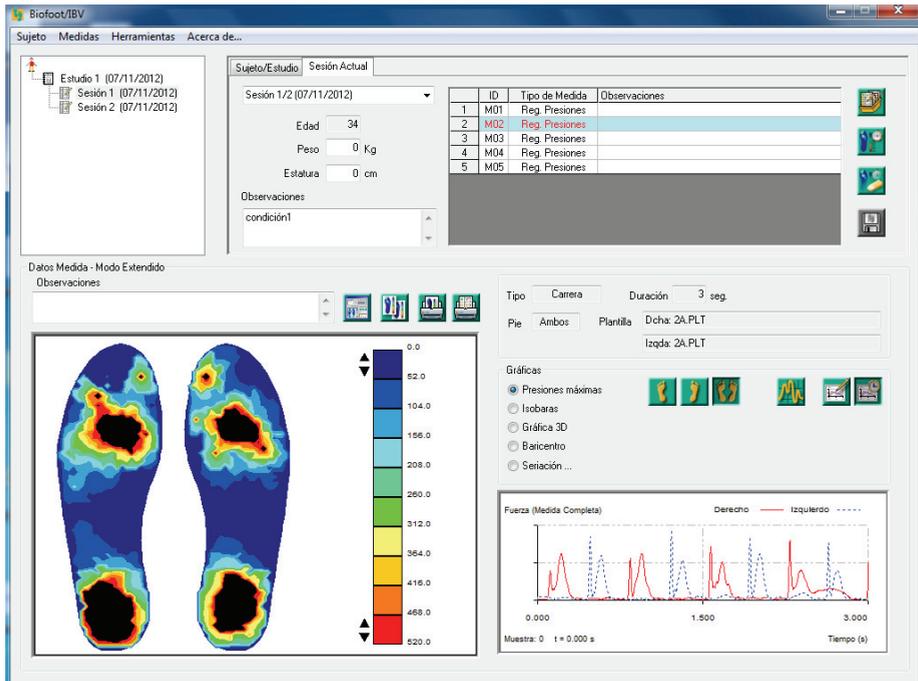


Figura 58: Gestión y visualización de la medida con Biofoot/IBV.

3.10. Variables registradas durante las pruebas

Para la consecución de los objetivos propuestos en esta tesis (ver Apartado 2.1) es necesario medir las variables de interés tanto en situación previa a la fatiga como posterior a ésta. A continuación se presentan las variables biomecánicas obtenidas a partir de las mediciones especificadas anteriormente:

VARIABLES CINEMÁTICAS

Todas las variables que se detallan corresponden tanto a la articulación de la rodilla como del tobillo:

- **Máxima flexión:** es el ángulo máximo registrado durante la fase de apoyo.
- **Flexión al contacto:** es el ángulo en el instante en que el pie contacta con el suelo.
- **Flexión al despegue:** es el ángulo en el instante en la fase de despegue del pie del suelo.
- **Velocidad angular al contacto:** es la velocidad a la que se produce el contacto con el suelo, en metros por segundo ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).
- **Velocidad angular al despegue:** es la velocidad en el instante de la fase de despegue del pie con el suelo, en metros por segundo ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).

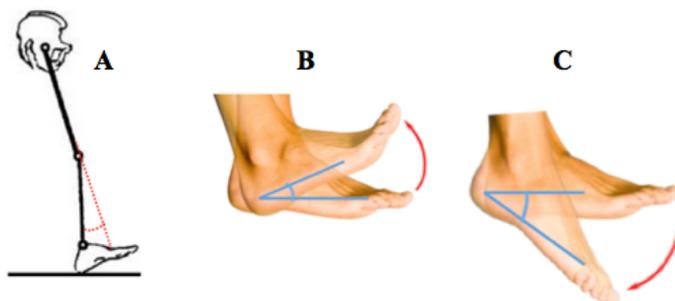


Figura 59: A) Angulación de rodilla; B) Flexión dorsal del pie; C) Flexión plantar del pie.

VARIABLES DE LAS FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO

De la componente **vertical**:

- El **tiempo de pisada (1)**: duración de la fase de apoyo en segundos (s), desde el contacto inicial hasta el despegue.
- La **fuerza pico talón (2)**: valor de fuerza pico en Newtons (N) registrada en el contacto inicial del talón con el suelo.

- La **fuerza pico talón normalizada (3)**: valor de fuerza pico registrada en el contacto inicial del talón con el suelo, normalizada al peso corporal del corredor.
- El **tiempo pico talón (4)**: tiempo en segundos (s) en alcanzar el valor de la fuerza pico talón.
- La **máxima fuerza (5)**: valor máximo de fuerza registrado en la componente vertical, en Newtons (N).
- La **máxima fuerza normalizada (6)**: valor de la máxima fuerza, normalizada al peso corporal del corredor.
- El **tiempo a la fuerza máxima (7)**: tiempo en segundos (s) en alcanzar la máxima fuerza.
- La **pendiente de impacto (8)**: valor calculado como el ratio de cambio de fuerza entre el 20% y el 80% de la pendiente desde el contacto inicial del talón con el suelo hasta el valor de la fuerza pico del talón.
- La **pendiente de impacto normalizada (9)**: valor de la pendiente de impacto normalizado al peso corporal del corredor.

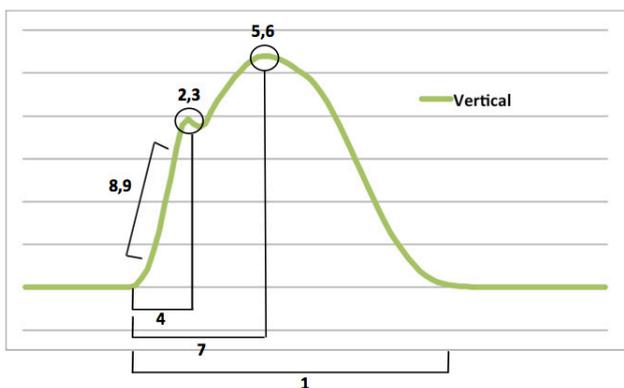


Figura 60: Variables extraídas de la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo.

De la componente **antero-posterior**:

- La **máxima fuerza inicio (10)**: valor máximo de fuerza registrado en la fase de contacto del pie con el suelo, en Newtons (N).
- La **máxima fuerza inicio normalizada (11)**: valor de la máxima fuerza de inicio normalizada al peso corporal.
- El **tiempo a la máxima fuerza inicio (12)**: tiempo en alcanzar la máxima fuerza de inicio, en segundos (s).

- El **tiempo fuerza cero (13)**: instante temporal en que el valor de la fuerza es cero, en segundos (s).
- La **máxima fuerza propulsión (14)**: valor máximo de fuerza registrado en la fase de propulsión, en Newtons (N).
- La **máxima fuerza propulsión normalizada (15)**: valor de la máxima fuerza de propulsión normalizada al peso corporal del corredor.
- El **tiempo a la máxima fuerza propulsión (16)**: instante en alcanzar el valor máximo de la fuerza de propulsión, en segundos (s).

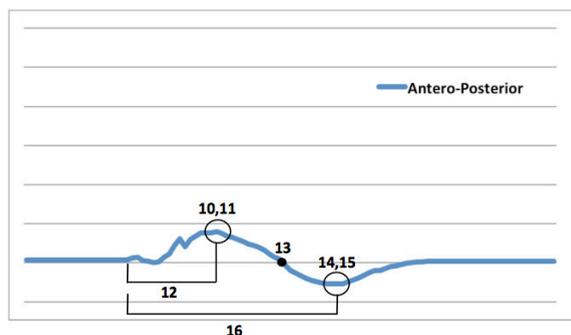


Figura 61: Variables extraídas de la componente antero-posterior de las fuerzas de reacción del suelo.

De la componente **medio-lateral**:

- La **máxima fuerza medial inicio (17)**: valor de la máxima fuerza medial registrada en el inicio de la fase de apoyo, en Newtons (N).
- La **máxima fuerza medial inicio normalizada (18)**: valor de la máxima fuerza medial en el inicio normalizada al peso corporal del corredor.
- La **máxima fuerza lateral (19)**: valor de la máxima fuerza lateral registrada en la fase de apoyo, en Newtons (N).
- La **máxima fuerza lateral normalizada (20)**: valor de la máxima fuerza lateral normalizada al peso corporal.
- La **máxima fuerza medial apoyo total (21)**: valor de la máxima fuerza medial en la fase de apoyo total del pie con el suelo, en Newtons (N).
- La **máxima fuerza medial apoyo total normalizada (22)**: valor de la máxima fuerza medial en la fase de apoyo total normalizada al peso corporal del corredor.

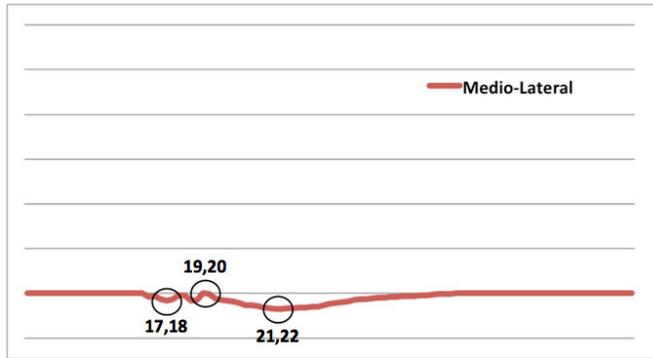


Figura 62: Variables extraídas de la componente medio-lateral de las fuerzas de reacción del suelo.

VARIABLES DE LAS ACELERACIONES DE IMPACTOS

Al igual que el clásico estudio de Verbitsky et al. (1998), los parámetros de interés en cuanto a las aceleraciones de impactos son:

- **Impacto máximo:** máxima aceleración de impacto registrado en cada medida, normalizado en unidades de gravedad (G).
- **Impacto medio:** valor medio de las aceleraciones de impactos registrados en cada medida, en G.
- **Tiempo entre impactos:** tiempo medio existente entre los impactos registrados en cada medida, en segundos (s).

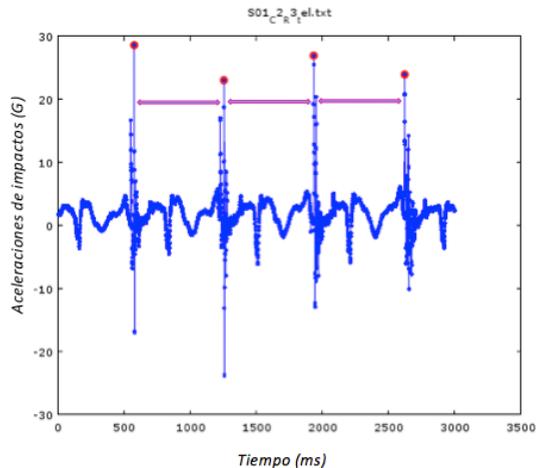


Figura 63: Variables de aceleraciones de impactos.

VARIABLES DE LAS PRESIONES PLANTARES

- **Frecuencia de zancada:** velocidad de carrera expresada en número de pasos por minuto, calculada por el programa Biofoot/IBV a partir de al menos dos pisadas en cada medida.
- **Presión máxima** registrada de cada una de las zonas de interés, en kilopascales (kPa).
- **Presión media** registrada de cada una de las zonas de interés, en kPa.

Los parámetros de presiones fueron extraídos de 7 zonas del pie, según establecen Willson & Kernozek (1999) y Kernozek et al. (2016):

AM: Antepié Medial.

AL: Antepié Lateral.

MM: Metatarso Medial.

MC: Metatarso Central.

ML: Metatarso Lateral.

AP: Arco Plantar.

T: Talón.

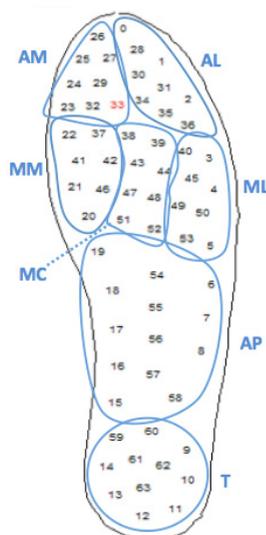


Figura 64: Zonas de la plantilla instrumentada para el cálculo de parámetros.

Todas estas variables se obtuvieron en cada una de las 5 repeticiones de cada condición de fatiga que se realizaron.

3.11. Tratamiento estadístico

Previa realización del análisis estadístico, se procedió a la detección y eliminación de valores atípicos (en inglés “outliers”). Este término se atribuye en estadística a cada dato que es numéricamente distante del resto de los datos. Para su detección se utilizó el procedimiento matemático del rango intercuartil, mediante la diferencia entre el primer cuartil (Q1) y el tercer cuartil (Q3) (Horber, 2016). Con este procedimiento se considera un valor atípico al que se encuentra 1,5 veces a la distancia de esos cuartiles. La eliminación de los valores atípicos se realiza estableciendo el rango intercuartil con los percentiles 25 (Q1) y 75 (Q3) de las bisagras de Tukey (Figura 65).

		Percentiles						
		5	10	25	50	75	90	95
Promedio ponderado (definición 1)	maximo_FLEXION_mean_1.1	14,0700	17,0492	19,6109	21,5110	23,2798	26,4409	27,4388
Bisagras de Tukey	maximo_FLEXION_mean_1.1			19,6288	21,5110	23,2475		

Figura 65: Determinación del cuartil 1 y 3 para eliminar valores atípicos.

En el caso concreto de esta variable, por ejemplo, la máxima flexión del tobillo en la fase de apoyo, el cálculo se realizaría mediante la siguiente ecuación:

$$(variable > Q1 - 1.5 * Q3 - Q1) \& (variable < Q3 + 1.5 * Q3 - Q1) \rightarrow$$

$$\rightarrow (\text{maximo_FLEXION_mean_1.1} > 19.6288 - 1.5 * 3.6187) \&$$

$$(\text{maximo_FLEXION_mean_1.1} < 23.2475 + 1.5 * 3.6187)$$

Posterior a la eliminación de los valores atípicos se obtuvieron los valores medios y la desviación estándar de todas las variables de interés, tanto para la condición pre como post-fatiga. El test de Kolmogorov-Smirnov se realizó para determinar la distribución de las variables. Todas las variables seguían una distribución normal.

En consecuencia, para el análisis de la muestra completa (n=60) en el que sólo existía la condición (pre o post-fatiga) como factor, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) univariante para cada variable con el sujeto como factor aleatorio y la condición como factor fijo.

Para establecer las diferencias entre las poblaciones de hombres y mujeres, se realizó un ANOVA factorial de diseño mixto de dos y tres factores cuando se tuvo en cuenta el

género de los sujetos como factor inter-sujeto, la condición de fatiga y la dominancia como factores intra-sujetos (ésta última sólo para las variables de presiones plantares y aceleraciones de impactos).

La significación estadística se estableció en $p < 0.05$. El programa informático utilizado para el análisis estadístico fue SPSS Statistics 20.0 (IBM SPSS, Inc., Chicago, IL) para Mac OSX.

4. RESULTADOS

4.1. Estudio cinemático

En este apartado se muestran las diferencias obtenidas en las variables cinemáticas especificadas en el apartado 3.10, tanto en el grupo completo de corredores como entre los grupos de hombres y mujeres.

En la Tabla 7 se muestran las diferencias en parámetros de rodilla y tobillo entre la condición previa y posterior a la fatiga para la **muestra completa de corredores (n=60)**. En cuanto a la articulación de la **rodilla**, no se observan diferencias significativas en la angulación máxima, ni en el ángulo de flexión en la fase inicial de contacto ni en la fase de despegue. En cuanto a la velocidad angular, sólo se encontraron diferencias significativas en la fase de despegue, siendo estos parámetros incrementados en situación de fatiga. Por lo que respecta a la articulación del **tobillo**, ocurre lo contrario. En la velocidad angular no se encontraron diferencias significativas, sin embargo, sí existen diferencias en el ángulo de flexión de esta articulación tanto en la fase inicial de contacto con el suelo como en la fase de despegue, obteniéndose una menor flexión dorsal en la fase de contacto y una menor flexión plantar en la fase de despegue.

Los valores negativos en las variables angulares de flexión indican que esa articulación, en este caso rodilla y tobillo, se encuentran en extensión con respecto a la posición de referencia que se tomó. Por contra, los valores positivos indican que la articulación se encuentra más flexionada que en la posición de referencia.

En cuanto a la velocidad angular, los signos positivos o negativos indican la dirección y sentido en que se produjeron, ya que esta variable corresponde a magnitudes vectoriales, las cuales tienen módulo (valor de la variable), dirección y sentido.

Tabla 7: Variables cinemáticas obtenidas con Kinescan/IBV en situación pre y post-fatiga (n=60), valores expresados en media±SD.

VARIABLES CINEMÁTICAS – Efecto de la fatiga			
	Pre-Fatiga	Post-Fatiga	p Value
<i>RODILLA</i>			
Máxima flexión (°)	39.68±6.46	38.63±5.81	0.66
Flexión al contacto (°)	10.51±6.62	9.70±5.81	0.62
Flexión al despegue (°)	13.17±5.66	12.88±6.12	0.75
Velocidad angular al contacto (°·s ⁻¹)	122.52±33.24	125.47±33.86	0.15
Velocidad angular al despegue (°·s ⁻¹)	-98.63±56.09	-110.34±51.72	<0.01
<i>TOBILLO</i>			
Máxima flexión (°)	21.36±3.77	21.11±4.39	0.44
Flexión al contacto (°)	12.36±5.06	11.39±5.52	0.02
Flexión al despegue (°)	-16.81±4.64	-15.89±5.35	<0.01
Velocidad angular al contacto (°·s ⁻¹)	-91.99±77.30	-94.22±88.13	0.46
Velocidad angular al despegue (°·s ⁻¹)	-320.62±82.11	-327.04±78.59	0.09

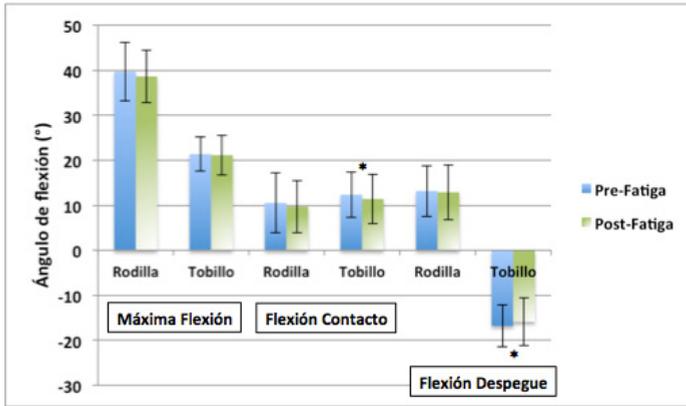


Figura 66: Diferencias en la flexión de rodilla y tobillo en situación pre y post-fatiga.

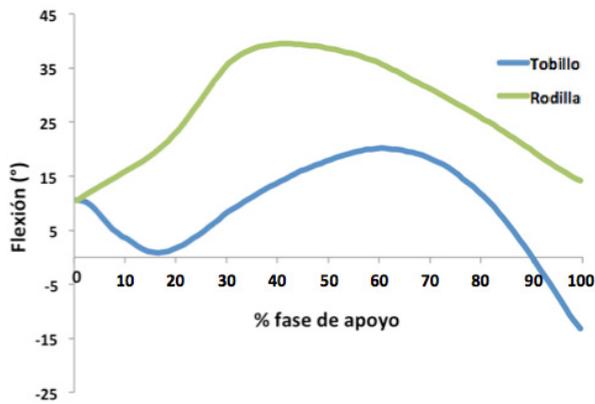


Figura 67: Angulación de rodilla y tobillo en la fase de contacto.

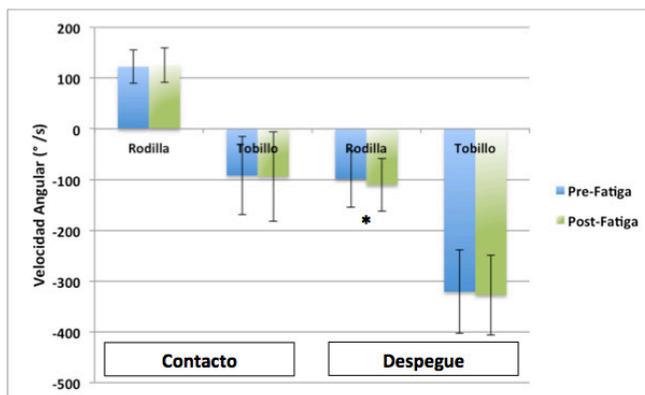


Figura 68: Diferencias en la velocidad angular en situación pre y post-fatiga.

En la Tabla 8 se especifican las **diferencias encontradas entre hombres y mujeres**, tanto en condición pre como post-fatiga. En las variables de flexión, tanto en rodilla como en tobillo, existen diferencias significativas cuando se comparan las dos situaciones evaluadas. De hecho, en las variables de máxima flexión, flexión en el contacto y flexión en el despegue, los valores en mujeres son superiores a los de los hombres tanto en situación pre como post-fatiga. La única excepción es la flexión de tobillo en la fase de despegue, que las mujeres presentan una menor flexión plantar tanto en situación pre como post-fatiga.

Por otra parte, en cuanto a la articulación de la rodilla, encontramos diferencias significativas entre hombres y mujeres en la velocidad angular en la fase de despegue en situación previa a la fatiga pero no posterior a ésta.

Cuando se analizan las poblaciones de **hombres y mujeres por separado**, el número de variables en las que encontramos diferencias se reduce con respecto al análisis que hemos realizado previamente entre las poblaciones de hombres y mujeres. En este caso, en la población de hombres sólo se encontró diferencias significativas en la velocidad angular en la articulación de la rodilla incrementándose sus valores en situación post-fatiga, y en la flexión de tobillo en la fase de despegue obteniéndose una menor flexión plantar en la condición post-fatiga. Por otro lado, en cuanto a la población de mujeres, solamente se encontró una menor flexión dorsal en la fase de contacto en la fase de despegue en situación post-fatiga con respecto a pre-fatiga.

Tabla 8: Diferencias en las variables cinemáticas entre hombres (n=30) y mujeres (n=30), en condición pre-fatiga y post-fatiga, valores expresados en media±SD.

	Pre-Fatiga		Post-Fatiga		p Value
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	
RODILLA					
Máxima flexión (°)	36.89±6.38	42.32±5.35	36.57±5.29	42.60±6.87	a b
Flexión al contacto (°)	7.37±5.18	13.73±6.46	7.42±4.57	14.14±7.28	a b
Flexión al despegue (°)	12.04±6.33	13.97±4.70	11.52±5.59	14.56±6.49	a b
Velocidad angular al contacto (°·s ⁻¹)	116.60±100.46	135.86±110.29	114.56±139.51	120.81±60.33	
Velocidad angular al despegue (°·s ⁻¹)	-57.30±65.70	-128.99±107.63	-104.93±189.47	-144.96±120.65	a c
TOBILLO					
Máxima flexión (°)	19.71±3.19	23.07±3.20	20.15±3.80	22.67±4.46	a b
Flexión al contacto (°)	6.26±10.04	14.42±5.11	6.50±10.04	13.03±6.48	a b d
Flexión al despegue (°)	-19.17±4.22	-13.79±3.66	-18.18±5.43	-13.45±4.70	a b c
Velocidad angular al contacto (°·s ⁻¹)	-73.63±100.67	-81.72±122.15	-81.29±133.32	-103.35±110.81	
Velocidad angular al despegue (°·s ⁻¹)	-252.74±169.54	-302.28±253.19	-292.29±190.76	-302.66±204.02	

a: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición pre-fatiga; b: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición post-fatiga; c: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en el grupo de hombres; d: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en el grupo de mujeres.

4.2. Estudio de las Fuerzas de Reacción del Suelo

A continuación se exponen los resultados obtenidos en las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo comparando la situación pre y post-fatiga en la **muestra completa** (n=60).

En cuanto a la **componente vertical**, el análisis nos indica que en situación post-fatiga, la fuerza registrada en el primer pico de fuerza, cuando el pie contacta con el suelo, se ve reducida significativamente. Además cuando dicha fuerza es normalizada al peso corporal del sujeto, también refleja una diferencia significativa en situación post-fatiga. Por otro lado, el tiempo en alcanzar la máxima fuerza registrada de la componente vertical durante la fase de apoyo se ve reducido cuando el corredor se encuentra fatigado, es decir, el instante en que se detecta dicha fuerza es anterior en presencia de fatiga. Sin embargo, los valores de fuerza máxima y fuerza máxima normalizada no se vieron modificados con la fatiga. El primero pico de impacto ocurrió en el 12.7% del apoyo total del pie con el suelo. El segundo pico o máxima fuerza registrada ocurrió en el 43.8%.

En cuanto a la **componente antero-posterior**, únicamente se encontraron diferencias significativas en el instante de tiempo en que se alcanza la máxima fuerza inicial, siendo menor en condición de fatiga, y en la máxima fuerza de propulsión siendo mayor en situación post-fatiga. Además, se aprecia una ligera tendencia ($p=0.07$) hacia valores incrementados de dicho parámetro cuando la fuerza se normaliza al peso corporal del corredor. El tiempo en que la fuerza es cero ocurre en el 54% de la pisada en ambas situaciones.

En la **componente medio-lateral** no se encontraron diferencias significativas cuando se compararon los parámetros de dicha componente en ambas situaciones de fatiga.

Otro parámetro que nos refleja el análisis es que el tiempo de contacto con el suelo es significativamente menor cuando el sujeto se encuentra fatigado.

Tabla 9: Efecto de la fatiga en las Fuerzas de Reacción del Suelo en la muestra completa (n=60), valores expresados en media±SD.

FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO – Efecto de la fatiga			
	Pre-Fatiga	Post-Fatiga	p Value
COMPONENTE VERTICAL			
Tiempo pisada (s)	0.235±0.019	0.233±0.018	0.01
Tiempo Pico Talón (s)	0.030±0.007	0.030±0.008	0.77
Fuerza Pico Talón (N)	1236.91±217.03	1209.78±231.72	0.01
Fuerza Pico Talón Normalizada (PC)	1.84±0.24	1.82±0.26	0.01
Tiempo Pico Máximo (s)	0.103±0.013	0.102±0.012	0.02
Máxima Fuerza (N)	1652.63±277.18	1662.86±291.51	0.24
Máxima Fuerza Normalizada (PC)	2.53±0.21	2.53±0.20	0.42
Pendiente de Impacto (N)	50734.77±10334.80	49702.40±10388.58	0.22
Pendiente de Impacto Normalizada (PC)	78.75±16.62	77.32±16.97	0.26
COMPONENTE ANTERO-POSTERIOR			
Máxima Fuerza Inicio (N)	239.95±57.17	239.87±52.04	0.82
Máxima Fuerza Inicio Normalizada (PC)	0.37±0.08	0.37±0.07	0.60
Tiempo Máxima Fuerza Inicio (s)	0.056±0.010	0.055±0.010	0.01
Tiempo Fuerza Cero (s)	0.127±0.013	0.126±0.012	0.14
Máxima Fuerza Propulsión (N)	-180.20±36.27	-182.63±37.78	0.04
Máxima Fuerza Propulsión Normalizada (PC)	-0.280±0.047	-0.283±0.048	0.07
Tiempo Máxima Fuerza Propulsión (s)	0.179±0.016	0.179±0.015	0.49
COMPONENTE MEDIO-LATERAL			
Máxima Fuerza Medial Inicio (N)	-46.67±22.16	-45.84±22.88	0.41
Máxima Fuerza Medial Inicio Norm (PC)	-0.072±0.033	-0.070±0.032	0.33
Máxima Fuerza Lateral (N)	59.75±34.72	57.51±31.24	0.36
Máxima Fuerza Lateral Normalizada (PC)	0.094±0.056	0.090±0.054	0.27
Máxima Fuerza Medial Apoyo Total (N)	-70.79±33.30	-73.07±36.75	0.39
Máxima Fuerza Medial Apoyo Total Normalizada (PC)	-0.111±0.048	-0.112±0.052	0.54

s: segundos; N: Newtons; PC: peso corporal.

En la Tabla 10 se especifican las **diferencias existentes entre los hombres y mujeres** en las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo tanto en condición pre-fatiga como post-fatiga. Tal y como se observa, en la **componente vertical**, en **situación pre-fatiga**, existen diferencias significativas en el tiempo de contacto, la

fuerza del primer impacto del talón con el suelo, el instante en que se alcanza dicha fuerza, la máxima fuerza absoluta y normalizada al peso corporal, y la pendiente de impacto normalizada, siendo todos los parámetros inferiores en la mujeres, excepto la pendiente de impacto normalizada al peso corporal que es superior en mujeres comparado con los hombres. En cuanto a la **situación post-fatiga**, existen ligeras diferencias con la condición previa: en el tiempo de contacto no se encontraron diferencias entre ambas poblaciones, pero sí se encontraron en la fuerza del primer impacto con el suelo, el tiempo en alcanzar dicha fuerza, la máxima fuerza registrada, la pendiente de impacto y estos dos últimos parámetros normalizados al peso corporal del corredor. Todos los parámetros citados anteriormente eran superiores en los hombres, exceptuando la pendiente de impacto normalizada al peso corporal, que era superior en mujeres al igual que en la situación pre-fatiga.

En cuanto a la **componente antero-posterior**, en la **condición pre-fatiga**, se encontraron valores reducidos en las mujeres con respecto a los hombres en la máxima fuerza de inicio y en la máxima fuerza de propulsión. En cambio, cuando ésta última se normaliza al peso corporal de los sujetos, encontramos valores superiores en mujeres. Por lo que respecta a la **situación post-fatiga**, se encontraron valores reducidos en las fuerzas máximas de inicio y de propulsión en términos absolutos, pero no se obtuvieron diferencias en valores normalizados al peso corporal.

En cuanto a la **componente medio-lateral**, los resultados muestran que existen diferencias entre los hombres y mujeres en **condición pre-fatiga** en los siguientes términos: valores inferiores en mujeres en la máxima fuerza medial (absoluta y normalizada al peso corporal) en la fase inicial de contacto con el suelo y en la máxima fuerza medial en la fase de apoyo completo. Por otro lado, no se obtuvieron diferencias en la máxima fuerza lateral en términos absolutos pero sí en términos relativos al peso corporal del corredor. En **condición post-fatiga**, las mujeres presentaron valores inferiores en las fuerzas máximas medial en el contacto del pie con el suelo y en fase de apoyo completo, y valores superiores en la máxima fuerza lateral normalizada al peso corporal.

En la Tabla 10 también se muestran las diferencias en las fuerzas de reacción del suelo en los grupos de los **hombres y mujeres de forma independiente** comparando la situación pre y post-fatiga. En cuanto a la **componente vertical**, en el grupo de los

hombres se observan cambios con el efecto de la fatiga: se encontraron valores reducidos en presencia de fatiga en el tiempo de contacto con el suelo, en la máxima fuerza registrada tanto en términos absolutos como relativos al peso corporal y en el instante temporal en que se alcanza dicha fuerza. Por contra, en el grupo de **mujeres** se encontraron valores inferiores con la fatiga en la fuerza registrada en el primer impacto del pie con el suelo y en la pendiente de impacto tanto en términos relativos como absolutos. En cuanto a la **componente antero-posterior**, el grupo de las **mujeres** no presentaron modificación alguna entre ambas condiciones. En los **hombres** se obtuvieron valores inferiores en condición post-fatiga en el instante de tiempo en alcanzar la máxima fuerza en la fase de inicial de contacto con el suelo pero valores superiores en la fuerza de propulsión tanto en términos absolutos como relativos.

Por último, en la **componente medio-lateral**, en el grupo de las **mujeres** no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los parámetros analizados, en cambio, en el grupo de los **hombres** sólo se encontraron diferencias en la máxima fuerza medial en la fase inicial de contacto, siendo inferiores los valores en condición post-fatiga, tanto en términos absolutos como normalizados al peso corporal de los sujetos.

Tabla 10: Diferencias en las Fuerzas de Reacción del Suelo entre hombres (n=30) y mujeres (n=30), en condición pre-fatiga y post-fatiga, valores expresados en media±SD.

	Pre-Fatiga		Post-Fatiga		p Value
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	
COMPONENTE VERTICAL					
Tiempo pisada (s)	0.237±0.021	0.232±0.019	0.234±0.018	0.231±0.020	a c
Tiempo Pico Talón (s)	0.033±0.006	0.027±0.007	0.033±0.007	0.027±0.008	a b
Fuerza Pico Talón (N)	1354.31±193.14	1115.70±195.47	1332.36±217.32	1086.90±209.07	a b d
Fuerza Pico Talón Normalizada (PC)	1.86±0.31	1.90±0.31	1.88±0.32	1.90±0.29	
Tiempo Pico Máximo (s)	0.103±0.012	0.103±0.014	0.101±0.011	0.103±0.014	c
Máxima Fuerza Pico (N)	1875.13±204.14	1449.57±193.16	1891.49±197.10	1441.40±193.04	a b c
Máxima Fuerza Pico Normalizada (PC)	2.62±0.25	2.50±0.23	2.64±0.22	2.48±0.23	a b c
Pendiente de Impacto (N)	53594.4±11620.4	51753.4±15410.2	52936.9±12698.9	49339.4±11731.4	b d
Pendiente de Impacto Normalizada (PC)	75.59±17.99	89.31±26.24	74.74±19.97	85.36±20.13	a b d
COMPONENTE ANTERO-POSTERIOR					
Máxima Fuerza Inicio (N)	264.42±67.04	222.52±58.88	264.83±66.41	222.00±50.35	a b
Máxima Fuerza Inicio Normalizada (PC)	0.37±0.90	0.38±0.08	0.37±0.09	0.38±0.07	
Tiempo Máxima Fuerza Inicio (s)	0.055±0.015	0.055±0.008	0.053±0.015	0.054±0.009	c
Tiempo Fuerza Cero (s)	0.128±0.013	0.127±0.013	0.126±0.012	0.127±0.013	
Máxima Fuerza Propulsión (N)	-196.01±38.28	-165.22±29.78	-202.52±40.61	-165.72±29.88	a b c
Máxima Fuerza Propulsión Normalizada (PC)	-0.27±0.04	-0.28±0.04	-0.28±0.05	-0.28±0.04	a c

Tiempo Máxima Fuerza Propulsión (s)	0.178±0.015	0.180±0.017	0.178±0.013	0.179±0.017	
COMPONENTE MEDIO-LATERAL					
Máxima Fuerza Medial Inicio (N)	-67.80±49.04	-45.70±28.39	-63.84±45.43	-46.40±27.84	a b c
Máxima Fuerza Medial Inicio Norm (PC)	-0.09±0.06	-0.08±0.05	-0.08±0.06	-0.08±0.05	a c
Máxima Fuerza Lateral (N)	59.74±40.71	61.60±33.96	60.79±47.41	59.27±31.77	
Máxima Fuerza Lateral Normalizada (PC)	0.086±0.060	0.107±0.061	0.087±0.068	0.102±0.055	a b
Máxima Fuerza Medial Apoyo Total (N)	-83.73±41.79	-61.09±24.68	-82.46±42.71	-63.63±27.38	a b
Máxima Fuerza Medial Apoyo Total Norm (PC)	-0.116±0.056	-0.105±0.043	-0.114±0.056	-0.109±0.046	

s: segundos; N: Newtons; PC: peso corporal; a: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición pre-fatiga; b: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición post-fatiga; c: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en el grupo de hombres; d: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en el grupo de mujeres.

4.3. Estudio de las aceleraciones de impactos contra el suelo

A continuación se exponen las diferencias existentes entre las dos situaciones evaluadas tanto en la pierna dominante como la no dominante en la muestra completa (n=60). Además, se establecen las diferencias obtenidas en las piernas dominante y no dominante entre el grupo de hombres y mujeres, y en los grupos de hombres y mujeres de forma independiente.

En la Tabla 11 se muestran las diferencias entre ambas condiciones tanto en la pierna dominante como en la no dominante para la muestra completa (n=60). En la pierna no dominante no se obtuvieron diferencias significativas con la fatiga en los parámetros de las aceleraciones de impactos aunque sí se obtuvieron en el tiempo medio que transcurría entre un impacto y el siguiente, disminuyendo el tiempo entre los impactos. Por otro lado, en la pierna dominante, sí se observaron diferencias en el impacto máximo y medio entre ambas situaciones de fatiga, disminuyendo su magnitud cuando los corredores se encontraban fatigados. Además, el tiempo de ocurrencia de dichos impactos también se redujo con la presencia de fatiga al igual que en la pierna no dominante.

Tabla 11: Efecto de la fatiga en función de la dominancia del miembro inferior en la muestra completa (n=60), valores expresados en media±SD.

ACELERACIONES DE IMPACTOS CONTRA EL SUELO – Efecto de la fatiga						
	No Dominante			Dominante		
	Pre-fatiga	Post-fatiga	<i>p Value</i>	Pre-fatiga	Post-fatiga	<i>p Value</i>
Impacto máximo (G)	30.7±5.1	30.2±5.9	0.63	30.4±5.8	28.8±6.6	<0.01
Impacto medio (G)	25.8±4.6	24.7±5.5	0.71	25.4±5.5	24.3±5.8	<0.01
<i>t</i> entre impactos (s)	0.718±0.024	0.713±0.026	0.03	0.716±0.027	0.713±0.028	0.01

t: tiempo; *G*: unidades de gravedad.

En cuanto a la situación **pre-fatiga**, sólo se obtuvieron **diferencias entre hombres y mujeres** en el impacto medio en la pierna no dominante, siendo mayor en mujeres que en hombres (Tabla 12). En la situación **post-fatiga**, se encontraron diferencias en el impacto medio tanto en la pierna dominante como no dominante, también siendo mayor en mujeres. En cambio en el impacto máximo sólo se encontró un incremento significativo en mujeres en la pierna no dominante, no siendo así en la pierna dominante.

Cuando se analizaron los grupos de **hombres y mujeres de forma separada**, no se obtuvo diferencia alguna en la pierna no dominante entre la situación pre y post-fatiga, ni en hombres ni mujeres. Sin embargo, por lo que respecta a la pierna dominante, en los hombres se encontraron valores reducidos en situación posterior a la fatiga tanto en el impacto máximo como medio. En las mujeres se obtuvo un descenso con la fatiga en el tiempo entre impactos con la fatiga y una reducción en el valor del impacto máximo, no siendo así en valores de impacto medio.

Tabla 12: Diferencias en las aceleraciones de impactos entre hombres y mujeres en condiciones pre y post-fatiga tanto en la pierna dominante como no dominante, valores expresados en media±SD.

ACELERACIONES DE IMPACTOS										p Value
Pre-Fatiga					Post-Fatiga					
No Dominante		Dominante		No Dominante		Dominante				
Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	
Impacto máximo (G)	29.0±5.8	30.1±4.8	28.6±5.9	30.2±5.3	27.4±5.7	31.1±4.6	26.5±5.0	27.6±6.2		c f h
Impacto medio (G)	22.8±4.4	25.6±3.2	23.8±5.5	24.9±5.2	22.1±5.1	25.6±3.6	21.7±4.0	23.7±5.5		a c d f
t entre impactos (s)	0.723±0.019	0.717±0.023	0.723±0.020	0.721±0.024	0.719±0.025	0.714±0.019	0.719±0.024	0.713±0.019		h

t: tiempo; G: unidades de gravedad; a: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición pre-fatiga en la pierna no dominante; b: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición pre-fatiga en la pierna dominante; c: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición post-fatiga en la pierna no dominante; d: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición post-fatiga en la pierna dominante; e: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna no dominante en el grupo de hombres; f: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna dominante en el grupo de hombres; g: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna no dominante en el grupo de mujeres; h: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna dominante en el grupo de mujeres.

4.4. Estudio de las presiones plantares

En este apartado se presentan los resultados obtenidos en las presiones plantares en función de la dominancia del miembro inferior con el efecto de la fatiga. Las zonas de análisis son: antepié medial (AM), antepié lateral (AL), metatarso medial (MM), metatarso central (MC), metatarso lateral (ML), arco plantar (AP) y talón (T). Los parámetros de interés son las presiones máximas y medias de cada una de las zonas. Además, también se obtienen valores de frecuencia de zancada en cada una de las dos condiciones.

Como se observa a continuación (Tabla 13), existen diferencias en gran parte de las zonas analizadas para la muestra completa. En el pie dominante se obtuvieron valores reducidos tanto en las presiones medias como máximas en todas las zonas excepto en la presión media de la zona AL y en la presión máxima de la zona MC que no se encontraron cambios con la fatiga. En cambio, en el pie no dominante se hallaron valores incrementados de las presiones máximas y medias en las zonas AM, AL, MM, MC, ML, AP y T, excepto en las zonas AL y T que se encontraron valores reducidos de las presiones máximas con la fatiga. Sin embargo, los valores medios de la zona AL y valores máximos de la zona MC se mantuvieron constantes con la fatiga, al igual que en la pierna dominante. Por otra parte, la frecuencia de zancada se vio incrementada con la fatiga en ambos pies.

Tabla 13: Efecto de la fatiga en las presiones plantares de la pierna dominante y no dominante en la muestra completa (n=60), valores expresados en media±SD.

PRESIONES PLANTARES – Efecto de la fatiga						
	Dominante			No Dominante		
	Pre-fatiga	Post-fatiga	<i>p Value</i>	Pre-fatiga	Post-fatiga	<i>p Value</i>
Frecuencia zancada	165.9±14.9	167.9±10.3	<0.01	165.5±14.6	168.1±10.4	<0.01
AM Pres Máx (kPa)	510.1±489.3	379.3±407.1	<0.01	604.2±579.8	676.7±653.9	0.01
AM Pres Med (kPa)	79.6±111.3	57.1±80.4	<0.01	91.4±108.8	107.1±123.6	<0.01
AL Pres Máx (kPa)	271.0±216.3	243.2±280.3	<0.01	385.8±277.1	343.4±311.4	<0.01
AL Pres Med (kPa)	29.6±43.3	30.7±46.1	0.53	44.7±67.4	45.6±52.4	0.76
MM Pres Máx (kPa)	379.1±332.1	345.1±293.1	<0.01	451.5±473.2	513.5±638.4	0.02
MM Pres Med (kPa)	121.3±134.1	112.0±125.9	<0.01	145.9±173.2	158.8±186.1	0.02
MC Pres Máx (kPa)	909.7±580.5	900.3±583.3	0.46	810.6±540.5	831.9±506.1	0.12
MC Pres Med (kPa)	280.4±211.7	262.8±210.6	<0.01	246.9±188.8	258.5±187.9	0.04
ML Pres Máx (kPa)	352.7±292.8	310.3±267.2	<0.01	364.6±303.6	400.5±315.5	<0.01
ML Pres Med (kPa)	106.9±122.1	88.1±106.7	<0.01	101.7±115.7	115.5±115.5	<0.01
AP Pres Máx (kPa)	312.1±289.5	287.3±254.9	0.01	264.8±191.8	305.9±275.2	<0.01
AP Pres Med (kPa)	86.8±116.0	72.1±98.7	<0.01	53.1±67.6	70.5±86.3	<0.01
T Pres Máx (kPa)	684.6±441.4	636.9±383.6	<0.01	623.6±398.6	588.1±334.6	<0.01
T Pres Med (kPa)	311.5±233.8	287.9±206.6	<0.01	276.8±196.5	270.6±180.1	0.22

AM: Antepié medial; AL: Antepié Lateral; MM: Metatarso Medial; MC: Metatarso Central; ML: Metatarso Lateral; AP: Arco Plantar; T: Talón.

En la Figura 69 se aprecian las modificaciones, en porcentaje de cambio, que se produjeron con la fatiga tanto en el pie dominante como no dominante. Las zonas que muestran una mayor variación con respecto a la situación previa a la fatiga fueron el antepié medial, el metatarso lateral y el arco plantar.

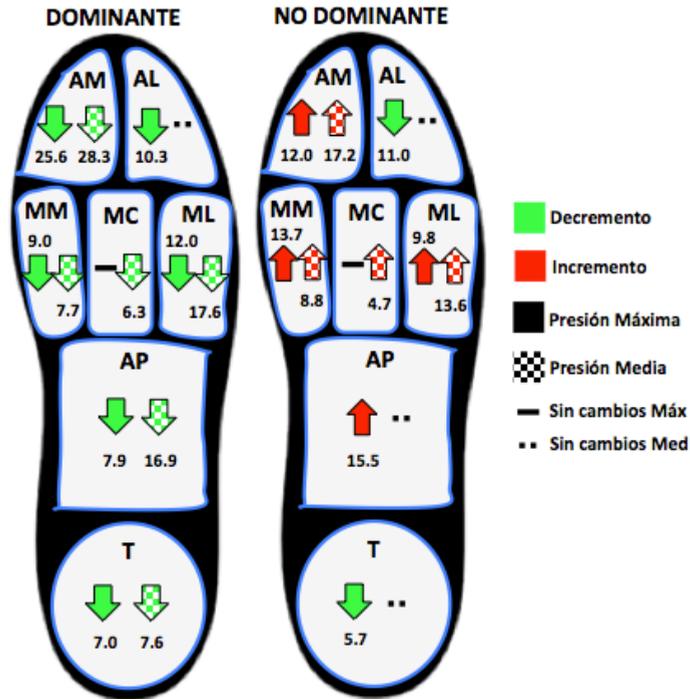


Figura 69: Efecto de la fatiga en las presiones plantares de las zonas analizadas en pie dominante y no dominante, valores expresados en % de cambio. Verde: reducción de las presiones plantares; Rojo: incremento de las presiones plantares; Relleno liso: presión máxima; Relleno de cuadros: presión media; Línea horizontal continua: sin cambios significativos en valores máximos; Línea horizontal discontinua: sin cambios significativos en valores máximos.

Por lo que respecta a las diferencias en las presiones plantares entre sexos, en la Tabla 14 se muestra que existen diferencias **entre hombres y mujeres** en un gran número de zonas analizadas, tanto en la pierna dominante como no dominante y en diferentes situaciones de fatiga.

En cuanto al **efecto de la fatiga** en el pie dominante y no dominante en los grupos de hombres y mujeres de forma independiente, en el grupo de los **hombres** se observan valores incrementados de las presiones plantares en el pie no dominante con la fatiga, mientras que en el pie dominante se hallaron valores reducidos con la fatiga. En **mujeres** se obtuvieron valores reducidos en el pie dominante con la fatiga, sin embargo, en el pie no dominante existen zonas en las que se incrementaron los valores (presiones máximas de MC, ML y AP) y en otras disminuyeron (presiones máximas de AM, AL y T, y presiones medias de T) con la fatiga. La frecuencia de zancada se vio incrementada en los dos grupos con la fatiga, tanto en el pie dominante como no dominante.

Tabla 14: Diferencias en las presiones plantares entre hombres y mujeres en condiciones pre y post-fatiga tanto en la pierna dominante como no dominante, valores expresados en media±SD.

	PRESIONES PLANTARES												<i>p</i> <i>Value</i>
	Pre-Fatiga						Post-Fatiga						
	Dominante		No Dominante		Dominante		No Dominante		Hombres		Mujeres		
Frecuencia zancada	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	
AM Pres Máx (kPa)	558.0±560.7	467.2±411.0	518.9±515.1	762.5±718.0	334.8±377.8	419.4±428.3	762.5±718.0	599.5±580.8	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	b c e f g h
AM Pres Med (kPa)	84.6±126.6	75.2±95.5	87.3±117.8	95.2±100.2	50.2±71.2	63.3±87.5	124.0±146.9	91.9±95.9	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d e f g h
AL Pres Máx (kPa)	246.4±237.5	293.0±193.3	417.2±291.8	383.8±366.1	233.8±12.6	251.6±248.0	383.8±366.1	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	168.5±9.0	a b c d e f g h
AL Pres Med (kPa)	24.0±46.1	34.6±40.1	46.0±60.5	43.6±73.0	35.5±52.4	26.5±39.3	48.2±57.0	43.3±48.0	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a c e g
MM Pres Máx (kPa)	463.6±376.1	303.9±266.1	581.5±555.2	335.9±348.0	390.1±326.2	304.9±253.9	696.8±828.4	350.5±323.1	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d e f
MM Pres Med (kPa)	132.9±148.8	111.1±118.8	173.5±189.0	121.5±154.1	126.5±139.8	99.2±110.9	192.4±222.6	129.1±140.1	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d f g
MC Pres Máx (kPa)	989.2±572.4	838.9±579.3	918.0±684.5	715.1±341.8	897.5±554.1	902.9±608.9	909.6±633.8	762.8±342.4	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d e g h
MC Pres Med (kPa)	300.3±240.9	262.7±180.3	251.7±207.1	242.7±171.1	264.8±242.6	261.1±177.6	272.3±237.5	246.3±127.6	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a e f
ML Pres Máx (kPa)	284.8±249.0	412.8±315.2	413.0±360.3	321.7±235.0	251.2±206.1	362.8±302.3	438.5±359.4	366.9±266.9	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d e g h
ML Pres Med (kPa)	94.4±127.5	118.0±116.0	112.8±132.2	91.8±98.1	78.1±112.7	97.0±100.5	131.4±128.2	101.4±101.1	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d e f g
AP Pres Máx (kPa)	223.7±175.8	391.0±343.5	264.1±186.2	265.4±196.9	240.6±250.4	329.1±252.1	311.4±319.0	301.0±229.7	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a c f g h
AP Pres Med (kPa)	55.5±106.6	114.4±117.0	54.3±71.8	52.1±63.7	49.9±93.3	91.5±99.3	82.4±107.1	60.1±61.0	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a c d f g
T Pres Máx (kPa)	526.1±350.1	825.7±466.3	538.3±320.9	699.6±443.7	523.3±326.1	738.0±402.7	534.1±300.2	636.3±356.0	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c d g h
T Pres Med (kPa)	52.6±135.0	82.5±466.3	538.3±320.9	699.6±443.7	523.3±326.1	738.0±402.7	534.1±300.2	636.3±356.0	307.2±247.7	43.3±48.0	350.5±323.1	168.5±9.0	a b c g h

- a: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición pre-fatiga en la pierna no dominante;*
- b: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición pre-fatiga en la pierna dominante;*
- c: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición post-fatiga en la pierna no dominante;*
- d: diferencias significativas entre hombres y mujeres en condición post-fatiga en la pierna dominante.*
- e: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna no dominante en el grupo de hombres ;*
- f: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna dominante en el grupo de hombres;*
- g: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna no dominante en el grupo de mujeres;*
- h: diferencias significativas entre pre y post-fatiga en la pierna dominante en el grupo de mujeres.*

5. DISCUSIÓN

Los objetivos de esta tesis se centran en 1) caracterizar el patrón biomecánico del corredor de nivel recreacional, 2) determinar el efecto de la fatiga en parámetros cinéticos y cinemáticos en esta población, 3) establecer las diferencias de los parámetros biomecánicos entre hombres y mujeres, 4) analizar el efecto de la fatiga en hombres y mujeres, y 5) determinar las diferencias en las variables biomecánicas de interés en función de la dominancia de la pierna.

Cabe destacar que, en la literatura referente al efecto de la fatiga sobre la biomecánica de la carrera, aparecen diferentes resultados siendo en ocasiones contrarios entre sí. Muy probablemente, esto se deba a los diferentes diseños experimentales utilizados, puesto que son muchos los factores que pueden afectar a los resultados, destacando: la velocidad de carrera, el calzado deportivo utilizado, la superficie de contacto, el protocolo de fatiga, las condiciones en las que se desarrollan los estudios (laboratorio o en campo) y el nivel de los corredores. Por otra parte, otro factor que podría tener influencia es el número de sujetos que participa en los trabajos publicados, ya que suele ser muy reducido, entre 6 y 30 sujetos (De Wit et al., 2000; Degache et al., 2013; Derrick et al., 2002; Dickinson et al., 1985; Weist et al., 2004).

5.1. Análisis cinemático

En este apartado se analizan los efectos de la fatiga en las variables cinemáticas especificadas en el apartado 3.10 y las diferencias que existen entre hombres y mujeres corredores de nivel recreacional. Todas las variables estudiadas conciernen a las articulaciones de la rodilla y el tobillo.

5.1.1. Efecto de la fatiga

La articulación de la rodilla es, en gran parte, responsable de la capacidad que tiene el corredor para absorber los impactos en la fase de contacto con el suelo (Devita & Skelly, 1992; Gerritsen, van den Bogert, & Nigg, 1995; Hargrave, Carcia, Gansneder, & Shultz, 2003). La existencia de una menor **flexión de rodilla en el aterrizaje** podría conllevar a una menor potencia de la articulación de la rodilla tal y como indican Devita y Skelly (1992) y tener un menor tiempo para atenuar el impacto, lo que reduciría la capacidad de absorción de impactos, aspecto que ha sido asociado a lesiones de la articulación de la rodilla (Coventry et al., 2006; Derrick et al., 2002; Hargrave et al., 2003; Jeffrey & Aspden, 2006; Lafortune et al., 1996).

Los resultados de la presente investigación coinciden con los obtenidos por Derrick et al. (2002) y Dutto et al. (1997). En el primer caso, estudiaron la evolución de diferentes parámetros cinemáticos y dinámicos durante un protocolo de fatiga hasta la extenuación para un grupo de 10 y 25 corredores, respectivamente. La velocidad de carrera fue determinada a partir de la velocidad media obtenida en una prueba de 3200 m. en la que los participantes tenían que correr a la máxima velocidad que pudieran mantener durante dicha distancia. La velocidad media a la que todos fueron sometidos posteriormente fue de $3.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, muy similar a la utilizada en nuestra investigación. Las medidas de los parámetros biomecánicos fueron obtenidos durante la prueba en tres ocasiones: una al inicio, otra en la parte media y otra en la parte final de la prueba. Los resultados indicaron que en la fase de contacto con el suelo la angulación de la rodilla se encontraba más flexionada en los instantes en los que la fatiga era mayor en los corredores. Dutto et al. (1997), en una población de corredores de élite y en competición real, también detectaron una mayor flexión de rodilla en la fase de contacto con el suelo cuando la fatiga estaba presente en el organismo de los corredores.

Del mismo modo, Kellis et al. (2011) encontraron valores incrementados en situación posterior a un protocolo de fatiga, aunque dicho protocolo era de fuerza isométrica el cual difiere del gesto específico de la carrera, por lo que sus resultados no son comparables a los nuestros por la naturaleza propia del protocolo de fatiga.

Por el contrario, en algún estudio no se han encontrado diferencias en este parámetro, como es el caso de Nicol et al. (1991). Estos autores analizaron el efecto de la fatiga inducida por una maratón en variables cinemáticas y en la economía de carrera, y no encontraron diferencias significativas en el ángulo de flexión de la rodilla en el contacto con el suelo con velocidades de carrera similares a la nuestra ($3.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), aunque en velocidades superiores (de 3.75 a $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) sí encontraron diferencias. Nuestros resultados son acordes a los de este estudio para velocidades de carrera bajas a pesar de que la duración del protocolo de fatiga varía considerablemente entre ambos protocolos de fatiga.

En cuanto a la **máxima flexión de la rodilla en la fase de apoyo completo**, también existen discrepancias entre los resultados que muestra la literatura y los nuestros. Por un lado, Derrick, et al. (2002) mostraron un incremento de 3.8° (3.1%) en dicho parámetro en situación de fatiga. En cambio, Abt et al. (2011) y Coventry et al. (2006) no encontraron diferencias en el ángulo máximo de flexión de la rodilla en la fase de apoyo completo en situación de fatiga con respecto a no estar fatigado. Nuestros resultados coinciden con estos últimos estudios, permaneciendo prácticamente invariables entre ambas situaciones. No obstante, el estudio de Coventry et al. (2006) difiere del nuestro en cuanto al procedimiento de fatiga llevado a cabo, ya que se trata de un protocolo de saltos y no es específico del gesto técnico de carrera.

Otro parámetro de interés en cuanto a las adaptaciones cinemáticas con la fatiga es la **velocidad angular** de los distintos segmentos corporales en cada fase del gesto de carrera. En nuestro caso, no se obtuvieron diferencias significativas en la velocidad angular en el contacto inicial con el suelo ni tampoco una modificación en la angulación de la rodilla con la fatiga. Por otro lado, en la fase de despegue, sí se encontraron diferencias con la fatiga en la velocidad angular siendo mayor en situación post-fatiga, pudiéndose entender como una modificación de la cinemática del corredor hacia una búsqueda de una mayor propulsión en la dirección de la carrera. El incremento de la velocidad angular en la flexión de la rodilla durante la fase de despegue ha sido

considerado como una característica más eficiente en corredores recreacionales (Kyröläinen et al., 2001).

La **angulación de la rodilla en la fase de despegue** varía en función de la velocidad, según se refleja en la literatura (Kuitunen, Komi, & Kyröläinen, 2002; Kyröläinen et al., 2001; Tsuji, Ishida, Oba, Ueki, & Fujihashi, 2015). Además, dicho ángulo se ve modificado en presencia de una lesión, siendo mayor en la pierna en la que existe lesión (Ciacci, Di Michele, Fantozzi, Merni, & Mokha, 2013). Por otro lado, una menor extensión de la rodilla en la fase de despegue ha sido sugerida como una característica que poseen los corredores más económicos a nivel metabólico (Moore et al., 2012). Este hallazgo ha sido contrastado con corredores de alto nivel (K. R. Williams, Cavanagh, & Ziff, 1987) como en corredores recreacionales tras un programa específico de entrenamiento (Moore et al., 2012). Sin embargo, nuestro estudio no refleja diferencia significativa con el efecto de la fatiga en la angulación de la rodilla en la fase de despegue.

En relación con la velocidad angular de la rodilla, Kyröläinen et al. (2001) mostraron que a medida que se incrementa la velocidad de carrera, aumenta la velocidad angular en la fase de despegue. En nuestro estudio, a velocidad constante, también encontramos una velocidad angular superior en la fase de despegue cuando los corredores se encontraban en situación de fatiga, pudiéndose entender como un factor que contribuye a la economía de carrera.

En cuanto a la articulación tibio-peroneo-astragalina -el **tobillo**-, tiene un rol importante en la absorción de las fuerzas en la fase de contacto con el suelo (Devita & Skelly, 1992; Schmitz, Kulas, Perrin, Riemann, & Shultz, 2007) y un pequeño cambio en la dorsiflexión puede causar una modificación directa en las fuerzas de reacción del suelo (Devita & Skelly, 1992; Kovács et al., 1999; Self & Paine, 2001). Gerritsen et al. (1995) mostraron que una mayor flexión dorsal del tobillo en la fase de contacto resultó en un incremento de la fuerza del primer pico de impacto y la pendiente de dicho impacto de las fuerzas de reacción del suelo.

En cuanto a las modificaciones que la fatiga puede producir en la cinemática del tobillo, Dutto et al. (1997) encontraron una menor flexión dorsal cuando los corredores, en este caso de alto nivel y en competición real, se encontraban fatigados. En protocolos de

fatiga localizada en los que sólo se fatiga un músculo o número reducido de músculos, como el estudio de Christina et al. (2001), también encontraron una menor **flexión dorsal de tobillo en el contacto con el suelo**, aunque la muestra utilizada en su investigación no fue elevada (n=11). En la línea de estos hechos, en esta tesis también se encontraron diferencias en la cinemática del tobillo en la fase de contacto después del protocolo de fatiga utilizado (que genera fatiga general y es más específico al gesto de carrera) y con una muestra de participantes mucho mayor (n=60), obteniéndose una menor flexión dorsal en situación de fatiga.

Por otro lado, un parámetro de relevancia en cuanto a su relación con la mejora del rendimiento deportivo y la economía de carrera es la **flexión plantar de tobillo en la fase de despegue**. Moore et al. (2012) encontraron en su estudio que la flexión plantar de tobillo en la fase de despegue era menor después de un programa de entrenamiento para preparar una carrera de 10 kilómetros. Ello lo relacionan con un posible cambio en la fuerza pico propulsiva, incrementándose dicha fuerza en la dirección de la carrera. Una diferencia similar en la flexión plantar del tobillo se encontró en corredores con una mejor economía de carrera (Moore, Jones, & Dixon, 2014; K. R. Williams & Cavanagh, 1987). Nuestra investigación obtiene como resultado que la fatiga afecta al ángulo de flexión del tobillo en el despegue, encontrándose una menor flexión plantar cuando el corredor se encuentra en situación de fatiga. A su vez, este hallazgo podría tener cierta influencia en la economía de carrera en esta población de corredores recreacionales, aunque en esta tesis no se han medido variables fisiológicas que puedan hacernos llegar a conclusiones firmes a este respecto. El resto de parámetros cinemáticos referentes al tobillo no se vieron alterados con la presencia de la fatiga en población de corredores recreacionales.

Otro aspecto relacionado con la economía de carrera es la velocidad angular del tobillo en la fase de despegue, siendo mayor en velocidades de carrera más altas (Kyröläinen et al., 2001). En esta tesis se encontró una tendencia ($p=0.09$) hacia valores incrementados en presencia de fatiga. Sin embargo, para confirmar la hipótesis de una mejora de la economía de carrera con una mayor velocidad angular de tobillo en la fase de despegue, se necesitan estudios adicionales que lo corroboren.

5.1.2. Diferencias según el género

En cuanto a la existencia de diferencias en ciertos parámetros biomecánicos entre hombres y mujeres, existe cierto consenso en que ambas poblaciones presentan ligeras diferencias en el patrón de carrera. La literatura científica, por un lado, afirma que las mujeres y los hombres tienen diferentes estrategias de control del movimiento en acciones de aterrizaje (Gehring, 2009). Por otro lado, está documentada una diferencia en la actividad muscular durante la carrera (von Tscharnher & Goepfert, 2003) por lo que cabe pensar que puedan existir diferencias en la cinemática de los corredores en función del género. De hecho, esas diferencias en la cinemática del miembro inferior han sido sugeridas como un factor contribuyente en la incidencia lesional entre ambos sexos (Ferber et al., 2003; Taunton et al., 2002).

Chumanov et al. (2008) estudiaron las diferencias que existían entre hombres y mujeres en variables cinemáticas y de actividad muscular en función de la velocidad y la pendiente de la superficie sobre la que se corre. Obtuvieron diferencias en la cinemática de la cadera, en concreto la rotación interna ($2.4 \pm 3.3^\circ$ en hombres versus $6.2 \pm 4.3^\circ$ en mujeres) y la aducción de la cadera ($8.1 \pm 2.2^\circ$ en hombres versus $11.0 \pm 3.0^\circ$ en mujeres) en velocidades cercanas a la nuestra ($3.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Además, la actividad muscular máxima del glúteo también se vio incrementada en las mujeres con respecto a los hombres en todas las condiciones estudiadas. Por ello, concluyeron que las mujeres y hombres presentan diferencias en el patrón biomecánico de carrera y que, por tanto, el género debe tenerse en cuenta a la hora de realizar un estudio biomecánico y analizar su influencia en la aparición de lesiones.

Otro estudio al respecto fue el de Malinzak et al. (2001) en el que analizaron el movimiento en el plano frontal y sagital de la rodilla en 11 hombres y 9 mujeres corredores. Sus resultados fueron que mientras el movimiento en el plano frontal fue similar en ambos sexos, las mujeres mostraron 11° más de valgo en la fase de apoyo completo. Además, las mujeres mostraron 8° menos de flexión de rodilla comparado con los hombres. Nuestros resultados son opuestos a los de este estudio, encontrándose unas mayores angulaciones de rodilla en mujeres con respecto a los hombres en las 3 fases de la carrera analizadas: contacto inicial, apoyo completo y despegue. En la línea de nuestros hallazgos están los de Gehring et al. (2009), que encontraron unos valores mayores de flexión máxima de rodilla en mujeres comparándolos con los hombres.

Además, al igual que nosotros, no encontraron diferencias significativas ni en ángulo de rodilla en la fase de contacto ni en la máxima flexión de dicha articulación cuando compararon el efecto de la fatiga en los grupos de hombres y mujeres de forma independiente.

Por otro lado, existe una investigación (Ferber et al., 2003) con corredores recreacionales y una muestra más amplia (n=40) que la de Gehring et al. (2009) y la de Malinzak et al. (2001) en la no encontraron diferencias significativas en el ángulo máximo de flexión de la rodilla en el plano sagital entre hombres y mujeres sin presencia de fatiga. Nosotros utilizamos una muestra amplia que los estudios mencionados anteriormente y nuestros resultados indican que sí existen diferencias significativas en la cinemática del miembro inferior (tanto en rodilla como en tobillo) cuando se comparan los hombres y mujeres corredores de nivel recreacional, tanto en situación previa a la fatiga como posterior a ella. Sin embargo, cuando se estudian los grupos de hombres y mujeres por separado, sólo encontramos diferencias en la articulación del tobillo con la fatiga, concretamente en la fase de contacto en el grupo de mujeres y en la fase de despegue en el grupo de los hombres, siendo reducidos los valores de ambos parámetros en situación posterior al protocolo de fatiga.

En relación a la velocidad angular, Gehring et al. (2009) mostraron que las mujeres en comparación con los hombres tenían una mayor velocidad angular de rodilla, aunque no estudiaron el efecto de la fatiga en este parámetro. En nuestra tesis, se muestran resultados similares en situación previa a la fatiga, aunque no se reflejaron dichas diferencias en la condición post-fatiga.

5.2. Análisis de las Fuerzas de Reacción del Suelo

5.2.1. Efecto de la fatiga

El interés por el estudio de las fuerzas de reacción de suelo en corredores se debe a que tradicionalmente se ha establecido una relación entre las fuerzas de impacto del pie con suelo y la aparición de lesiones debido al repetitivo impacto que se produce durante la carrera (Cavanagh & Lafortune, 1980; Konradsen, Hansen, & Søndergaard, 1990; van Mechelen, 1992). Por lo tanto, la magnitud y dirección de las fuerzas de reacción del suelo cobran especial relevancia en la valoración biomecánica de carrera. De ahí que hayan surgido investigaciones que determinen diferencias en los distintos parámetros de las fuerzas de reacción del suelo entre corredores lesionados y no lesionados (Bredeweg et al., 2013; Davis et al., 2016), y en concreto que establezcan esa asociación con lesiones concretas como fascitis plantar (Davis, Milner, & Hamill, 2004b; Pohl et al., 2009), fractura por estrés tibial (Clansey et al., 2012; Milner et al., 2006) y dolor patelofemoral (Messier et al., 1991).

Por otro lado, y de forma contraria a estas hipótesis, han surgido otros paradigmas que desvinculan la existencia de una relación entre las fuerzas de impacto y la posible aparición de lesiones en la carrera, argumentando que las fuerzas de impacto durante la carrera son señales de entrada que producen un afinamiento muscular previo al contacto con el suelo para minimizar la vibración del tejido blando y/o reducir la carga articular y de tejido conectivo (Nigg, 2001).

No obstante, no es nuestro cometido en esta tesis el confirmar o rechazar dichas hipótesis, sino mostrar el efecto de la fatiga en diversos parámetros de las fuerzas de reacción del suelo, posponiendo la investigación en lo referente a la relación fuerzas de reacción del suelo y lesiones en el miembro inferior para futuros estudios.

La literatura científica muestra cierta discrepancia en cuanto al efecto de la fatiga en los parámetros de las fuerzas de reacción del suelo. Algunos autores indican valores reducidos de las fuerzas de reacción en la componente vertical (Christina et al., 2001; Gerlach et al., 2005; Morin, Samozino, et al., 2011; Nicol et al., 1991), mientras que otros indicaron valores incrementados con la fatiga (Christina et al., 2001; Dickinson et al., 1985).

Christina et al. (2001) realizaron un protocolo de fatiga muy localizado de músculos flexores, extensores e inversores del pie. Después de la fatiga de los inversores encontraron valores significativamente menores en el primer pico de impacto con el suelo y en la fuerza máxima registrada en la fase de apoyo, pero no en la pendiente de impacto del primer contacto con el suelo, siendo estos resultados similares, en parte, a los mostrados en esta tesis. Sin embargo, después de fatigar los músculos dorsiflexores no encontraron diferencias en el primer pico de impacto con el suelo y sí lo hicieron en la pendiente de impacto (incrementando significativamente su valor en situación post-fatiga), siendo estos resultados contrarios a los nuestros. Este desacuerdo podría deberse fundamentalmente a que se realizó un protocolo de fatiga muy localizado, a que la muestra utilizada en el estudio, 11 corredores recreacionales, fue muy inferior a la nuestra, y que la velocidad de carrera ($2.9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) también fue inferior a la utilizada en nuestro protocolo. No obstante, es cuestionable que los datos mostrados en ese estudio sean trasladables al gesto específico de carrera ya que el porcentaje de contribución de esos músculos en cada fase de la carrera se desconoce y, además, existe un mayor número de músculos involucrados en el gesto técnico de carrera.

Dickinson et al. (1985) también analizaron las fuerzas de reacción del suelo con la fatiga y encontraron que la fuerza del primer pico de impacto con el suelo se veía incrementada con la fatiga. Pero nuevamente, resulta complicado comparar sus resultados con los del presente estudio por las notables diferencias en el diseño experimental: velocidad de carrera registrada durante la toma de datos a $2.75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, reducida muestra (6 sujetos) y un protocolo de fatiga a una velocidad de $4.61 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

El único estudio con una muestra grande de corredores recreacionales ($n=90$), es el de Gerlach et al. (2005). Estos autores encontraron que tanto la fuerza del primer pico de impacto como la pendiente de dicho impacto se veían modificadas con la fatiga, disminuyendo significativamente en situación post-fatiga, mientras que el pico máximo de la fuerza registrada se mantuvo constante con la fatiga. Nuestra investigación coincide en lo referente a la fuerza del primer pico de impacto y la máxima fuerza registrada durante la fase de apoyo pero no en lo relativo a la pendiente de impacto. Nuevamente encontramos diferencias en el diseño experimental que podrían justificar la discrepancia, por ejemplo, el calzado utilizado, puesto que en el estudio de Gerlach et al. (2005) cada participante utilizó su propio calzado deportivo. Nosotros intentamos

evitar esta influencia aportando a todos los sujetos el mismo calzado deportivo. Además, difiere de nuestro estudio en el tipo de superficie en que se realizaron las pruebas, tapiz rodante en el estudio de Gerlach et al. (2005) y suelo firme en nuestro estudio, aspecto que ha de tenerse en cuenta en la valoración biomecánica de carrera (J. A. García-Pérez et al., 2013).

Existen otras investigaciones en las que la duración de los protocolos de fatiga eran muy superiores a los mostrados anteriormente y al de la presente tesis, con resultados diferentes entre todos ellos (Degache et al., 2013; Giovanelli, Taboga, & Lazzer, 2016; Morin, Samozino, et al., 2011; Nicol et al., 1991). Así, Giovanelli et al. (2016) analizaron las fuerzas de reacción del suelo durante una carrera de 6 horas de duración e indicaron que la máxima fuerza en la componente vertical se vio reducida, aunque ello pudo deberse a que la velocidad de carrera disminuyó con respecto al inicio. En el estudio de Degache et al. (2013) se analizó el efecto de una carrera de 5 horas de duración en distintas variables biomecánicas. Los resultados mostraron que en velocidades de $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ la fuerza máxima registrada en la componente vertical no se vio alterada con la fatiga. Estos resultados están en desacuerdo con los resultados de los estudios de Nicol et al. (1991) y Morin et al. (2011), en los que se indica que las fuerzas máximas registradas se vieron reducidas significativamente con la fatiga. En cuanto a la pendiente de impacto, Morin et al. (2011) no encontraron diferencias significativas, al igual que en esta tesis. No obstante, las velocidades a las que se obtuvieron dichos resultados fueron muy diferentes: esprint en el caso de Nicol et al. (1991) y $2.78 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en el caso de Morin et al. (2011).

La posible variación de los parámetros de las fuerzas de reacción del suelo con la fatiga puede estar relacionada con cambios en la cinemática de la fase de apoyo (Gerlach et al., 2005). En un estudio que utilizaron una técnica de simulación, Gerritsen et al. (1995) indicaron que las fuerzas de impacto estaban altamente influenciadas por la flexión del tobillo y rodilla, concretamente 85 N y 68 N por cada grado de modificación, respectivamente. Además, estos mismos autores mostraron que una mayor flexión dorsal de tobillo en la **fase de contacto** produce un incremento de la fuerza en el primer pico de impacto y la pendiente de dicho impacto en la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo. En esta tesis, la flexión de rodilla en la fase de contacto no se vio modificada entre ambas situaciones de fatiga, en cambio, la

angulación de tobillo resultó en una menor flexión dorsal en condición post-fatiga (Tabla 7), motivo por el cual se registraron menores fuerzas en el primer pico de impacto, tanto en términos absolutos como normalizados al peso corporal (Tabla 9).

Por lo que respecta a la **fase de despegue**, existen estudios recientes que han analizado las modificaciones que se producen en parámetros biomecánicos en corredores recreacionales después de un programa de entrenamiento de 10 km tras el cual mejoraron su economía de carrera (Moore et al., 2012). En este estudio se establecieron relaciones entre la angulación de tobillo en la fase de despegue y las fuerzas de reacción del suelo en la componente antero-posterior. Concluyeron que una menor flexión plantar en dicha fase se asocia a un incremento de las fuerzas propulsivas generadas en la dirección de carrera. Hallazgos similares también fueron descritos años atrás por Williams y Cavanagh (1987). Los resultados de la presente tesis son coincidentes, obteniéndose una menor flexión plantar en la fase de despegue junto con un incremento de las fuerzas propulsivas, aspecto que según la hipótesis anterior podría entenderse como un factor de mejora de la economía de carrera. No obstante, en esta tesis no se ha analizado dicho aspecto por lo que no podemos concluir con esa afirmación.

Moore et al. (2012) también encontraron una menor extensión de rodilla después del programa de entrenamiento de 10 km, sin embargo, en nuestra tesis este parámetro permaneció constante en ambas condiciones de estudio.

En relación a componentes espacio-temporales, existe consenso en cuanto al efecto de la fatiga en el tiempo de contacto del pie con el suelo y la frecuencia de zancada: en presencia de fatiga y a velocidades constantes de carrera disminuye el tiempo de contacto y aumenta la frecuencia de zancada (Degache et al., 2013; Giovanelli et al., 2016; Morin, Samozino, et al., 2011), resultados similares a los de la presente tesis (Tabla 9 y 13). Estos cambios debidos a la fatiga han sido sugeridos como una estrategia de optimización en el patrón de carrera de los corredores con el fin de reducir el consumo energético y adoptar una técnica preventiva en cuanto a la aparición de lesiones (Dutto et al., 1997; Morin, Tomazin, Samozino, Edouard, & Millet, 2011).

5.2.2. Diferencias según el género

En la literatura existe una limitación en cuanto al número de investigaciones que se centren en el estudio de las diferencias existentes entre los grupos de hombres y mujeres en distintos parámetros de las fuerzas de reacción del suelo durante la carrera.

En marcha, Keller et al. (1996) no encontraron diferencias significativas en las fuerzas de reacción del suelo mientras que Li et al. (2001) y Chao et al. (1983) mostraron que las mujeres exhibieron mayores valores de las fuerzas de reacción del suelo y momentos de fuerza. En cuanto a la carrera, Ferber et al. (2003) estudiaron las diferencias en variables mecánicas entre hombres y mujeres pero en términos de momentos de fuerza, trabajo y angulaciones, al igual que Chumanov et al. (2008). Hasta donde hemos investigado, no existen estudios que indiquen si existe diferencia en las 3 componentes de las fuerzas de reacción entre hombres y mujeres corredores de nivel recreacional y la influencia de la fatiga en dichos parámetros.

Gerlach et al. (2005) examinaron en mujeres el efecto de la fatiga en la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo y mostraron una reducción significativa de la pendiente de impacto y de la fuerza pico de ese primer contacto con el suelo cuando se encontraban fatigadas. La máxima fuerza registrada en la fase de apoyo se mantuvo constante con la fatiga. En nuestra investigación, se obtuvieron esos mismos resultados en el grupo de mujeres, excepto en la fuerza de impacto en términos absolutos. En lo referente a los hombres, sólo se encontraron diferencias significativas (alrededor de 1%) en la máxima fuerza registrada en la componente vertical tanto en términos absolutos como relativos, a pesar de que la velocidad de carrera fue constante y la misma tanto en las medidas previas como posteriores al protocolo de fatiga.

Cuando se compararon los grupos de hombres y mujeres de forma independiente, se encontraron diferencias en un gran número de variables en las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo (Tabla 10). Ello nos indica una necesidad de separar el análisis biomecánico de las mujeres y hombres para establecer valores en cada uno de los grupos.

5.3. Análisis de las aceleraciones de impactos contra el suelo

5.3.1. Efecto de la fatiga

Debido a la naturaleza de la carrera, las fuerzas que se generan en cada impacto requieren una adecuada coordinación de las articulaciones del miembro inferior para disipar las fuerzas de reacción del suelo y las aceleraciones de impactos a través de la cadena cinética del organismo (Abt et al., 2011). El interés por la medición y análisis de estos parámetros durante la carrera reside en la alta incidencia lesional en el extremo distal del miembro inferior en la población de corredores (Taunton et al., 2002).

La localización y registro de las aceleraciones de impacto depende del objetivo de estudio que se persiga, aunque la más habitual es la tibia (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016) por su asociación con diversas lesiones como fracturas por estrés (Davis et al., 2016, 2004a; Milner et al., 2006), postulándose como una de las lesiones más frecuentes en corredores (Taunton et al., 2002). Tiene gran relevancia la localización exacta de los acelerómetros en la tibia ya que se ha demostrado que la magnitud de dichos impactos se ve modificada cuando se colocan en la sección más proximal o en la distal de la tibia (Lucas-Cuevas et al., 2016). El rango de valores de aceleraciones de impactos en la tibia durante la carrera reflejados en la literatura se encuentra entre 6 y 12 G cuando los sujetos corrían con calzado deportivo (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Derrick et al., 2002) y hasta 14 G cuando lo hacían descalzos (Flynn et al., 2004).

En nuestra investigación, el talón fue la zona de colocación de los acelerómetros, concretamente en la zona externa del calzado a la altura del talón. Poca bibliografía existe sobre la localización mencionada; sólo un estudio que muestra una predicción de la aceleración pico en el pie descalzo a partir de un modelo matemático (Kim et al., 1994). Los valores pico que se obtuvieron fueron de 60 G en el pie y de 12 G en la tibia, lo que indica una gran absorción del impacto por parte de las estructuras que conforman el pie y tobillo.

Los impactos transmitidos a lo largo del cuerpo del corredor son atenuados por diferentes estructuras musculo-esqueléticas como son los huesos, líquidos sinoviales, elementos blandos (ligamentos, cartílagos,...), actividad muscular o articulaciones

involucrados en el gesto deportivo específico (Lafortune et al., 1996). Por lo tanto, se ha indicado que un músculo fatigado estará menos capacitado para proteger al cuerpo de forma eficiente y le llevará a una predisposición hacia las lesiones deportivas (Dutto & Smith, 2002; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998; Willson & Kernozek, 1999).

Existen discrepancias en la literatura en cuanto al efecto de la fatiga en la capacidad de absorción de los impactos, habiendo estudios que muestran que las aceleraciones permanecen constantes con la fatiga (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Mercer et al., 2003), mientras que otros indican que las aceleraciones de impactos tibiales se ven reducidas (Flynn et al., 2004) o aumentadas (Derrick et al., 2002; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998) con la presencia de fatiga.

La principal diferencia entre las investigaciones citadas anteriormente con esta tesis reside en el protocolo de fatiga utilizado. Abt et al. (2011) utilizaron un protocolo incremental hasta la extenuación cuya duración media fue de 17.8 ± 5.7 minutos. Tras medir en condición previa y posterior a la fatiga a una muestra reducida de 12 corredores, no encontraron diferencias significativas en ninguna de las variables de estudio. En cuanto a la aceleración de impactos en tibia, obtuvieron una diferencia no significativa de menos de un 3% con la fatiga.

Clansey et al. (2012) utilizaron un protocolo diferente al anterior, con 2 series de 20 minutos cada una, por lo que obtuvieron medidas en tres condiciones: pre-fatiga, en el descanso de las dos series de carrera y al finalizar la segunda serie (post-fatiga). No encontraron diferencias entre ninguna de las 3 condiciones en las aceleraciones registradas en la tibia a pesar de que la angulación de tobillo en la fase de contacto se redujo con respecto a la horizontal (menor flexión dorsal) con la fatiga. Estos hechos contrastan con los presentados en esta tesis ya que también obtuvimos una menor flexión dorsal del pie en la fase de contacto inicial con el suelo pero sí encontramos una reducción del impacto cuando el corredor se encontraba fatigado. No obstante, las localizaciones de los acelerómetros en estos dos estudios fueron distintas por lo que no cabe comparación directa con nuestros resultados.

Por otro lado, García-Pérez et al. (2014) analizaron el efecto de la fatiga en las aceleraciones de impactos en tibia en cinta rodante y en pista de atletismo. En cuanto a

esta última superficie, indicaron que no existe efecto de la fatiga en los impactos, mientras que nosotros encontramos en la pierna dominante una reducción del 5.2% y 4.3% en el impacto máximo y medio, respectivamente, no siendo así en la pierna no dominante. Esta diferencia puede residir en el número de sujetos analizados en los estudios y en el número de repeticiones obtenidas de cada condición y sujeto, obteniendo una mayor potencia a medida que se aumenta el número de medidas totales. Otro factor que podría haber influido en estas discrepancias puede estar en el tipo de superficie en que se realizaron las pruebas.

Existe un interesante estudio que analizó parámetros cinemáticos y de impactos tras una ultra-maratón de 110 km por montaña (Giandolini et al., 2016), con un tiempo medio de más de 19 horas de carrera en los sujetos analizados. Cabría esperar que después de un esfuerzo tan intenso y prolongado se obtendrían grandes diferencias en la cinemática y las aceleraciones de impactos. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas entre el inicio y fin de la prueba ni en los impactos ni en la flexión de tobillo en la fase de contacto inicial con el suelo, aunque sí se encontró un menor rango de movimiento de tobillo con la fatiga. Estos autores concluyen que las modificaciones de otros parámetros estudiados revelan que los corredores realizan unos ajustes de protección frente al dolor o la tolerancia a la carga muscular. No cabe posibilidad de comparación con nuestra investigación ya que la población de estudio es totalmente diferente y los patrones de movimientos de ambas poblaciones son distintas, además de que el protocolo de fatiga es muy distinto.

Otra investigación que analizó cambios en parámetros de impactos fue el de Mercer et al. (2003), aunque al igual que los mostrados anteriormente, no encontraron modificaciones en las aceleraciones de impactos en tibia con un protocolo de fatiga a velocidad constante hasta la extenuación, con una diferencia de menos del 6% entre ambas situaciones de fatiga.

Contrarios a estos resultados, están los de otras investigaciones que sí encontraron diferencias significativas entre condiciones previas y posteriores a la fatiga. Flynn et al. (2004), mostraron una reducción significativa con la fatiga del 9% aproximadamente de las aceleraciones de impactos tibial, aunque el protocolo llevado a cabo fue muy localizado, fatigando músculos muy específicos (tibial anterior y gastrocnemio) en lugar

de involucrar un mayor número de grupos musculares con mayor activación en las distintas fases del gesto técnico de la carrera.

En la corriente opuesta a las versiones anteriores se encuentran una serie de estudios menos recientes en los que sí se encontró un incremento significativo cuando se comparaban una situación previa con otra posterior a la fatiga. Voloshin et al. (1998) pusieron de manifiesto que el sistema musculoesquelético del corredor perdía la capacidad de atenuar los impactos con la fatiga ya que encontraron un incremento de la aceleración de impacto en tibia tras un protocolo de fatiga a umbral anaeróbico durante 30 minutos, aunque la forma de catalogar los grupos se hizo en función del valor del dióxido de carbono espirado (PETCO₂). De esta forma, es muy posible que los sujetos que participaron en la investigación no consiguieran alcanzar el mismo nivel de fatiga relativo (individual a cada sujeto), afectando a los resultados obtenidos. De la misma forma actuaron Verbitsky et al. (1998), lo cual hizo que sólo se tuviera en cuenta a la mitad de muestra que participó en un inicio, resultando en un grupo de corredores (n=10) insuficiente como para poder extraer conclusiones firmes al respecto.

Otro aspecto a destacar es que existen dos estudios que a pesar de encontrar valores de aceleraciones de impactos incrementados con la fatiga, son opuestos entre ellos en cuanto a la asociación de dicho parámetro con el riesgo de lesión. Mizrahi et al. (2000) encontraron que tras un protocolo de fatiga a una velocidad equivalente al 5% por encima del umbral anaeróbico determinado previamente, se registró un incremento de 6.9 ± 2.9 a 11.1 ± 4.2 G con la fatiga, incrementando, según los autores, el riesgo de lesión en la tibia. Por contra, aunque Derrick et al. (2002) también encontraron tras la fatiga valores de impactos en tibia significativamente incrementados pasando de 6.11 ± 0.96 a 7.38 ± 1.05 G, no consideraron que ello implique un mayor riesgo de lesión debido a un descenso de la masa efectiva en cada contacto con el suelo ya que una menor masa es más fácil de acelerar, entendiendo la masa efectiva como la parte del cuerpo que es acelerada.

A modo de conclusión, en esta tesis se pone de manifiesto que los corredores modifican su patrón de carrera con la flexión de tobillo en la fase de contacto, como hemos visto en el apartado 4.1, para que las fuerzas de reacción del suelo y aceleraciones de impactos sean menores con la fatiga. Por otro lado, esa reducción de las aceleraciones de impactos sólo se observó en la pierna dominante.

Dicha reducción podría entenderse como un mecanismo que tiene el corredor cuando se encuentra fatigado para mitigar los efectos negativos que pudiera tener dicha fatiga, aunque estudios adicionales deben confirmar dicha hipótesis. Por otra parte, se evidencia que existen discrepancias entre los resultados obtenidos en esta tesis con algunos reflejados en la literatura, pudiendo ser la localización de los acelerómetros y el protocolo de fatiga empleados motivos de esas diferencias. El lugar de posicionamiento de los sensores de medida tiene gran relevancia ya que la intervención de las distintas articulaciones va a alterar la magnitud de los impactos (Coventry et al., 2006). El pie se compone de 26 huesos, 33 articulaciones, y más de 100 músculos, ligamentos y tendones, por lo que si la medida se realiza por encima del pie no es posible conocer la capacidad de absorción de impactos que tiene el pie como una de sus principales funciones.

5.3.2. Diferencias en la dominancia del miembro inferior

La literatura existente en cuanto a las diferencias en parámetros biomecánicos en función de la dominancia del miembro inferior es escasa. Sadeghi et al. (1997; 2000) indicaron que la pierna no dominante contribuye en mayor medida a la función de control y soporte mientras que la dominante lo hace en términos de propulsión. En este sentido, Seeley et al. (2008) mostraron en su estudio que en velocidades rápidas de marcha la pierna dominante tenía una mayor función de propulsión que la pierna no dominante. En carrera, hasta donde hemos investigado, sólo dos estudios han analizado el efecto de la dominancia en parámetros biomecánicos, aunque sólo variables cinemáticas y de fuerzas de reacción del suelo (Brown, Zifchock, & Hillstrom, 2014; Hamill, Bates, & Knutzen, 1984), no encontrándose diferencias significativas en ninguno de los estudios en función de la dominancia del miembro inferior.

Mediante el empleo de sistemas de acelerometría no hemos encontrado ninguna investigación publicada que analicen el efecto de la dominancia en parámetros de aceleraciones de impactos. Los autores que han utilizado técnicas de acelerometría solamente lo han hecho colocando uno o más sensores en la misma pierna. Algunos lo colocan en la pierna derecha (Derrick et al., 2002; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2016; Mizrahi et al., 2000; Montgomery et al., 2016), otros en la izquierda (Giandolini, Arnal, et al., 2013; Hamill et al., 1995), y otros no especifican en qué pierna colocan los sensores de acelerometría (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Flynn et al., 2004; Mercer et al., 2003; Milner et al., 2006; Thompson et al., 2016; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998). Sin embargo, no hemos encontrado ningún estudio que haya medido la señal de aceleraciones de impactos en ambas piernas analizando el efecto de la fatiga en dichos impactos.

En esta tesis se han medido las aceleraciones de impactos en ambas piernas, colocando un sensor en cada talón de los corredores. Los resultados mostrados en la Tabla 11 indican que existen diferencias significativas en la pierna dominante, reduciendo su magnitud en presencia de fatiga. Sin embargo, en la pierna no dominante no se obtuvieron modificaciones ni en el impacto máximo, ni medio, cuando se compararon las condiciones pre y post-fatiga. Los tiempos entre impactos sí se vieron modificados con la fatiga tanto en la pierna dominante como no dominante. Siguiendo a Sadeghi et al. (1997, 2000), podríamos afirmar que en situación de fatiga la pierna dominante de

los corredores varía en términos de propulsión, quizás en la búsqueda de un patrón de carrera más eficiente, mientras que en la pierna no dominante no se generan modificaciones en cuanto a las funciones de soporte y control.

5.3.3. Diferencias según el género

Por lo que respecta al género de los participantes en las investigaciones consultadas, en algunas de ellas sólo participaron hombres (Coventry et al., 2006; Hamill et al., 1995; Lucas-Cuevas et al., 2016; Mercer et al., 2003; Mizrahi et al., 2000; Verbitsky et al., 1998; Voloshin et al., 1998), en otras sólo mujeres (Flynn et al., 2004; Milner et al., 2006) y en otras participan tanto hombres como mujeres (Abt et al., 2011; J. García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Thompson et al., 2016). Sin embargo, en éstas últimas los resultados y conclusiones que muestran hacen referencia a la muestra completa, sin clasificar ni diferenciar los resultados de uno y otro género.

En esta tesis se han presentado resultados significativamente diferentes cuando se compararon las poblaciones de hombres y mujeres entre sí y de forma independiente. En situación pre-fatiga, las mujeres presentaron unas aceleraciones de impactos más elevadas que los hombres en la pierna no dominante, en cambio, en la dominante no se encontraron diferencias. En situación post-fatiga, las mujeres presentaron un impacto máximo y medio más elevados que los hombres en la pierna no dominante mientras que en la pierna dominante ese incremento sólo se observó en la magnitud del impacto medio. Esto podría relacionarse con una mayor flexión dorsal de tobillo en la fase de contacto inicial en las mujeres.

Cuando se analizaron los grupos de hombres y mujeres de forma independiente se observó una reducción significativa con la fatiga en el impacto máximo y medio en la pierna dominante, mientras que en las mujeres sólo obtuvieron diferencias en el impacto máximo y el tiempo medio en que sucedían dichos impactos. En la pierna no dominante no se observaron diferencias con la fatiga en los grupos de hombres y mujeres.

Por lo tanto, podemos afirmar que las mujeres y los hombres presentan diferencias significativas en las aceleraciones de impactos cuando se comparan ambos grupos y cuando se hacen de forma independiente por lo que el género es un factor a tener en cuenta a la hora de realizar un análisis de impactos.

5.4. Análisis de las presiones plantares

5.4.1. Efecto de la fatiga

En el ámbito de la valoración biomecánica de carrera, los sistemas de presiones plantares es una herramienta que se utiliza para la detección de posibles patologías o lesiones en el pie (Segal et al., 2004). El incremento de las presiones plantares en el antepié ha sido asociado con la alta incidencia en la aparición de fracturas por estrés en los metatarsianos (Nagel et al., 2008; Weist et al., 2004). Sin embargo, en la literatura existe controversia en cuanto al efecto de la fatiga en las presiones plantares. Por un lado, existe una vertiente que se posiciona en que la fatiga produce modificaciones en las presiones plantares (Bisiaux & Moretto, 2008; Bravo-Aguilar et al., 2016; Ho et al., 2010; Hohmann et al., 2016; Nagel et al., 2008; Rocha et al., 2014; Weist et al., 2004; Willems et al., 2012; Willson & Kernozek, 1999), mientras que hay otros autores que se encuentran en la posición contraria (Alfuth & Rosenbaum, 2011; Fourchet et al., 2015; García-Pérez et al. 2013b; Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Macián-Romero, & Sánchez-Zuriaga, 2014). Estas discrepancias pueden ser motivadas por los diferentes tipos de superficie en los que se realizan las mediciones (Tessutti et al., 2012, 2010), al tipo de calzado deportivo utilizado (Hennig & Milani, 1995; Queen et al., 2010; Wegener et al., 2008; Wiegerinck et al., 2009), al tipo de pie que poseen los participantes (Chuckpaiwong et al., 2008; Molloy et al., 2009) y a la velocidad de carrera (Fourchet et al., 2012; J. A. García-Pérez et al., 2013; Ho et al., 2010). Por lo tanto, para lograr una obtención de medidas válidas y fiables, estos parámetros deben ser controlados en la medida de lo posible (Segal et al., 2004).

Por otro lado, las condiciones en que se toman las medidas y el protocolo de fatiga utilizado tienen relevancia. Bisiaux & Moretto (2008) analizan el efecto de la fatiga en las presiones plantares con un protocolo de carrera incremental mientras que las mediciones pre y post-fatiga las hacen caminando. Encontraron una reducción significativa de las presiones en el hallux y en la zona medial del arco plantar, y un incremento en la zona correspondiente a las cabezas de los metatarsianos 2 y 3. Estos resultados, a pesar de ser distintos a los nuestros tanto en el pie dominante como no dominante, no son comparables ya que a pesar de que midieron las presiones de ambos pies, para el análisis estadístico utilizaron el valor medio de ambos pies, lo cual hemos visto en esta tesis que puede ser un error debido a que existen diferencias en el patrón de

carrera cuando se compara el pie dominante y el no dominante en distintas situaciones de fatiga. Además, el protocolo de fatiga utilizado en ambas investigaciones (el de ellos un test incremental y el nuestro a velocidad constante, ambos hasta el agotamiento) podrían haber provocado niveles de fatiga distintos por lo que los resultados cabrían ser diferentes por este motivo.

Problemática similar al protocolo anterior encontramos en el estudio de Bravo-Aguilar et al. (2016), los cuales toman las medidas andando mientras que el protocolo de fatiga se hizo corriendo. Este protocolo de fatiga tiene sus limitaciones ya que sometieron a todos los participantes a una carrera de 45 minutos en un circuito de 9 km, pudiendo no suponer el mismo nivel de fatiga a todos los sujetos por el diverso estado de condición física ya que no registraron valores de percepción subjetiva del esfuerzo ni frecuencia cardiaca. Además, dieron por hecho que todos los participantes mantuvieron una velocidad constante de $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a lo largo del protocolo, lo cual es realmente complicado con el simple control de un reloj con GPS, pudiendo dar lugar a cambios de velocidad. A pesar de ello, encontraron valores reducidos en todas las zonas analizadas del pie derecho excepto en la zona media del pie (arco plantar).

Rocha et al. (2014) analizaron el efecto de la fatiga generada por una carrera de 10 km y 20 km pero las mediciones de presiones plantares las hicieron en estático, lo que no puede asumirse que los valores obtenidos en estático sean los mismos que en dinámico. No obstante, sólo obtuvieron valores incrementados en el antepié en los 10 corredores que participaron en la carrera de 10 km, no encontrando cambio alguno en los 10 corredores que participaron en la de 20 km.

De forma contraria a los estudios mencionados anteriormente, existen otros interesantes que realizan las mediciones de presiones plantares previas y posteriores a la fatiga en carrera, simulando condiciones reales de ejecución del gesto técnico. Alfuth & Rosenbaum (2011) midieron las presiones plantares después de correr una distancia de 10 km sin encontrar diferencias significativas con el estado previo, posiblemente a que no llegaron a un estado de fatiga que pudiera afectar al patrón de carrera de los participantes, ya que la velocidad de carrera fue la correspondiente al 20% inferior a la velocidad de la mejor marca personal de cada participantes en el último año en distancias similares.

Fourchet et al. (2015), tras un protocolo de fatiga de alta intensidad (95% del $VO_{2m\acute{a}x}$) y corta duraci3n, no encontraron diferencias significativas en las presiones plantares de las zonas divididas pero s3 cuando tuvieron en cuenta el pie completo. Esto podr3a deberse a que el protocolo de fatiga no consigui3 afectar a nivel perif3rico las estructuras que pudieran alterar el patr3n motor del corredor, ya que la duraci3n del protocolo de fatiga fue de 8.8 ± 3.4 minutos.

Existe una investigaci3n (J. Garc3a-P3rez, P3rez-Soriano, Llana, Mart3nez-Nova, & S3nchez-Zuriaga, 2013) que analiz3 las presiones plantares a la misma velocidad que nosotros ($3.33\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) tanto en situaci3n previa como posterior a la fatiga y no encontraron diferencias significativas tras un protocolo de fatiga al 85% del $VO_{2m\acute{a}x}$ durante 30 minutos, mientras que nosotros encontramos diferencias tanto en el pie dominante como no dominante. El motivo de que no encontraran diferencias podr3a ser debido a que el protocolo de fatiga que utilizaron no sometiera a todos los sujetos a la misma intensidad absoluta individual y el nivel de fatiga generado en los sujetos fuera distinto entre ellos, ya que una determinada velocidad correspondiente a un porcentaje de $VO_{2m\acute{a}x}$ ser3a adecuado para una muestra de corredores muy homog3nea en su estado de entrenamiento, aspecto que no se detalla en el estudio. En cambio, en otro estudio del mismo grupo de investigaci3n (Lucas-Cuevas et al., 2014) con distintas 3rtesis plantares y unas de control, s3 utilizaron un protocolo de fatiga a una intensidad individualizada a cada participante con una duraci3n de 9.51 ± 1.29 minutos aunque continuaron sin obtener diferencias significativas por la fatiga cuando utilizaron las 3rtesis control. Al igual que el estudio de Fourchet et al. (2015), la baja duraci3n del protocolo de fatiga (12 minutos) puede ser el motivo de que no encontraran resultados estad3sticamente significativos al no lograr una fatiga perif3rica que alterara el comportamiento motor del deportista.

Contrarios a los estudios especificados anteriormente, se encuentran en la oposici3n otros que s3 han encontrado diferencias significativas con la fatiga, aunque se requiere un an3lisis del procedimiento llevado a cabo por los diferentes autores. Nagel et al. (2008) midieron las presiones plantares a 200 corredores pre y post marat3n, obteniendo valores incrementados en los metatarsianos 2 al 5 y reducidos en las cinco falanges con la fatiga. Sin embargo, el estudio tiene ciertas limitaciones ya que la herramienta para medir las presiones plantares fue una plataforma de presiones. Ello forz3 a que, si ten3an

intención de medir presiones plantares, las mediciones las tuvieron que realizar descalzo mientras que la maratón la corrieron con su propio calzado. Esas medidas no tendrían validez ecológica si se quiere trasladar los resultados a lo que ocurre durante la maratón o al finalizar, ya que el patrón biomecánico del corredor difiere entre calzado y descalzo (De Wit et al., 2000). Además, las medidas fueron obtenidas en marcha en lugar de carrera a velocidad habitual de maratón. Resultados similares mostraron Willems et al. (2012), con valores incrementados a la altura del metatarso, arco plantar y talón medial, junto con valores reducidos a la altura de las falanges 2-5. El protocolo de fatiga fue una carrera de 20 km y el sistema de medida fue también una plataforma de presiones. Las medidas se hicieron a velocidad constante, aproximadamente a $2.86 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tanto pre como post-fatiga. En este caso, a diferencia de Nagel et al. (2008), realizaron las medidas en ambas condiciones con el propio calzado de los sujetos sobre la plataforma, lo cual hace que los parámetros obtenidos no sean los de presiones plantares sino la interacción entre el calzado y la plataforma. Las condiciones en que se realizaron estos estudios difieren con el nuestro tanto en el instrumental utilizado como el calzado utilizado (o descalzo), por lo que no es posible la comparación de estos estudios con el nuestro.

Por otro lado, en estudios previos como el de Weist et al. (2004), sí se midieron presiones plantares y encontraron valores incrementados con la fatiga en las falanges y en la zona medial del arco plantar, tras un protocolo de fatiga a una intensidad superior al umbral anaeróbico individual (velocidad de $4.11\pm 0.36 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ durante 13.6 ± 6.5 minutos). Sin embargo, cada sujeto utilizó su propio calzado deportivo, factor que puede influir en la magnitud de las presiones plantares (Hennig & Milani, 1995)

A diferencia de los resultados mostrados por los autores anteriores, Willson & Kernozek (1999) sólo encontraron valores reducidos en el talón tras un protocolo a velocidad constante pero con un incremento en la pendiente de la cinta rodante de 2° cada dos minutos. Tras finalizar el protocolo, se eliminó la inclinación de la pendiente y se tomaron las medidas posteriores a la fatiga a una velocidad cómoda para los sujetos, pudiendo ser diferentes las velocidades de cada uno de ellos, influyendo directamente en las presiones plantares (Fourchet et al., 2012; J. García-Pérez et al., 2013; Ho et al., 2010). Además, declaran que su estudio tiene la limitación de que sólo se analizaron las medidas del pie derecho, sin tener en cuenta la dominancia de la pierna.

Debido a las diferencias comentadas de cada uno de los procedimientos de los estudios citados, no es posible una comparación directa con nuestros resultados, sin embargo, los nuestros difieren de la mayoría de los demás obteniendo valores reducidos de presiones plantares en el pie dominante y valores incrementados en el pie no dominante, excepto en el talón y en las zonas central y lateral del antepié. En nuestro procedimiento se tuvo en cuenta diversos factores de importancia como la dominancia de la pierna y se controlaron variables extrañas que pudieran afectar a los resultados, como la velocidad de carrera, la fatiga individual sometida a cada uno de los sujetos y el calzado utilizado.

En cuanto a la frecuencia de zancada, el corredor en situación de fatiga adopta una frecuencia óptima a una velocidad dada que minimice el coste energético y el riesgo de sufrir una lesión (Dutto & Smith, 2002). Existen estudios que mostraron un incremento de la frecuencia de zancada con la fatiga (Morin, Samozino, et al., 2011), otros que independientemente de la velocidad de carrera también encontraron un incremento significativo (Degache et al., 2013), otros que no encontraron diferencias (Bisiaux & Moretto, 2008; Lucas-Cuevas et al., 2014), mientras que otros no encontraron diferencias significativas a la misma velocidad de carrera que la utilizada en nuestra investigación pero sí a superiores (J. García-Pérez et al., 2013). En nuestra investigación encontramos un incremento significativo de la frecuencia de zancada tanto en el pie dominante como no dominante, pudiéndose entender como una estrategia de optimización del patrón de carrera cuando se encuentra fatigado.

5.4.2. Diferencias en la dominancia del miembro inferior

La dominancia del miembro inferior en estudios de presiones plantares no ha sido un parámetro a tener en cuenta por la mayoría de los autores indicados en el apartado anterior (ver Apartado 5.4.1). De hecho muchos de ellos sólo obtienen medidas del pie izquierdo (J. García-Pérez et al., 2013; Lucas-Cuevas et al., 2014; Weist et al., 2004), otros del pie derecho (Bravo-Aguilar et al., 2016; Fourchet et al., 2015; Willson & Kernozek, 1999), otros no indican qué pie miden (Alfuth & Rosenbaum, 2011), mientras que otros miden ambos pies pero tienen en cuenta el valor medio de ambos pies para el análisis (Queen et al., 2010; Willems et al., 2012).

Willson et al. (1999) indicaron, como limitación de su estudio, que no tienen en cuenta la dominancia de la pierna y dan por hecho que no existen diferencias en las presiones plantares entre la pierna izquierda y derecha, y por ello sólo midieron un pie. Weist et al. (2004) siguieron esta hipótesis y de la misma forma sólo midieron el pie derecho. Sin embargo, a partir de los resultados mostrados en esta tesis, podemos afirmar de que existen comportamientos motores distintos que reflejan presiones plantares diferentes en el pie dominante y no dominante con la fatiga, por lo que asignar a ambos pies las diferencias encontradas en un solo pie puede ser erróneo.

Rocha et al. (2014) obtuvieron medidas en estático de las presiones plantares de pie dominante y no dominante. Indicaron que al no encontrar diferencias significativas entre ambos pies, para determinar si existía efecto de la fatiga sólo tuvieron en cuenta el pie derecho. Es posible que pudieran incurrir en el error de no medir las presiones plantares en dinámico ya que el comportamiento del pie es distinto y, con ello, los resultados podrían haber sido diferentes a los encontrados.

Hasta donde hemos investigado, el único estudio que analiza el efecto de las presiones plantares en función de la dominancia del miembro inferior es el de Hohmann et al. (2016). Es interesante ya que las medidas las hicieron antes, durante y posterior a una maratón aunque la forma de proceder puede ser el motivo de la discrepancia con nuestros resultados. La velocidad de carrera fue autoseleccionada por los participantes, lo cual puede interferir entre las medidas de los participantes (Fourchet et al., 2012; J. García-Pérez et al., 2013; Ho et al., 2010). Otro aspecto relevante que puede afectar a los resultados es la heterogeneidad de la muestra utilizada, además de pequeño tamaño

(n=10). El tiempo en completar la maratón de cada uno de los sujetos es muy diferente, desde dos horas y media hasta casi cuatro horas y media, aspecto que indica el diverso nivel deportivo de los participantes en el estudio. A pesar de estos factores, no encontraron diferencias significativas con la fatiga en el pie dominante ni en el no dominante, siendo contrario a nuestros resultados.

Nuestros resultados mostraron que existen diferencias en las presiones plantares en el pie dominante y no dominante con la presencia de fatiga, con los mayores porcentajes de reducción en el antepié medial, en el metatarso lateral y en el arco plantar del pie dominante. En cuanto al pie no dominante, las mayores variaciones se produjeron en las mismas zonas pero incrementándose los valores. Ello puede deberse a una diferencia en el rol de cada pie durante la carrera (Sadeghi et al., 1997, 2000), aunque esta hipótesis debería confirmarse con futuras investigaciones.

5.4.3. Diferencias según el género

Las diferencias en las presiones plantares entre hombres y mujeres han sido estudiadas por algunos autores en diversos deportes como, por ejemplo, el fútbol (Sims, Hardaker, & Queen, 2008). Sin embargo, en carrera no existía la creencia de que el género pudiera influir en las presiones plantares y que la fatiga era un factor independiente del género de los corredores (Willson & Kernozek, 1999). Por lo tanto, en las investigaciones de hace décadas se asumía el efecto de la fatiga por igual, sin tener en cuenta el género de los participantes.

En los últimos años se han publicado algunos estudios en los que ya se tiene en cuenta el género de los corredores. Queen et al. (2010) analizaron el efecto del tipo de calzado deportivo en las presiones plantares entre hombres y mujeres, llegando a la conclusión de que existen diferencias entre ambos grupos y que, incluso, la elección del calzado deportivo debe hacerse en función del género para evitar posibles lesiones. Además, compararon dos tipos de zapatillas tanto en un grupo de hombres y otro de mujeres, encontrando diferencias en ambos grupos en la zona lateral del antepié.

Estos mismos autores, un año antes (Queen et al., 2009), compararon las presiones plantares de un grupo de mujeres con historial de fractura por estrés en el segundo metatarsiano con un grupo control y otro de hombres, hallando que el grupo de mujeres que ya habían sufrido la lesión no presentaban diferencias en las presiones plantares con los demás grupos analizados pero sí presentaban un menor fuerza aplicada en la zona central del antepié, posiblemente debido a alteraciones de la marcha como resultado de la fractura. No obstante, se requiere mayor investigación en este sentido que pueda aclarar esta asociación.

En esta tesis el grupo de los hombres mostraron en situación de fatiga una menor presión en el antepié del miembro dominante sin cambios en el arco plantar y el talón, mientras que en el no dominante las presiones en el antepié fueron mayores con la fatiga. En cuanto al grupo de las mujeres también presentaron menores presiones plantares con la fatiga en todas las zonas analizadas del pie dominante, en cambio, en el no dominante se hallaron presiones menores en talón y zonas medial y lateral del antepié con la fatiga, pero mayores en mediopié.

En este sentido vemos que analizando la muestra completa ($n=60$) se observan ligeras alteraciones de los resultados con respecto a los grupos de hombres y mujeres por separado, por ello, se precisa el análisis independiente de la muestra en función del género.

6. CONCLUSIONES

6.1. Conclusiones

Tras el estudio y análisis de los parámetros biomecánicos reflejados en los apartados anteriores podemos concluir que:

Respecto de las variables cinemáticas:

- 1) En la fase de contacto, la flexión dorsal de tobillo se ve reducida con la fatiga, tal como postulaba la primera parte de la hipótesis 1, mientras que la rodilla permanece inalterada, por lo que no se ha podido confirmar la segunda parte la hipótesis 1.
- 2) En la fase de despegue se produce una menor flexión plantar con la fatiga, por lo que se acepta la primera parte de la hipótesis 2, mientras que en la rodilla no se produce variación alguna, no pudiéndose confirmar la segunda parte de la hipótesis 2.

En cuanto a las fuerzas de reacción del suelo:

- 3) Las fuerzas de reacción del suelo en el primer impacto se ven reducidas con la fatiga, por lo que se acepta la hipótesis 3.
- 4) La pendiente de impacto permanece constante con la fatiga por lo que no se ha podido confirmar la hipótesis 4.
- 5) El valor de la fuerza máxima de la componente vertical de las fuerzas de reacción permanece constante con la fatiga, por lo que se acepta la hipótesis 5.
- 6) El tiempo de contacto con el suelo se vio reducido con la fatiga, no pudiéndose confirmar la hipótesis 6.
- 7) Las fuerzas medio-laterales de las fuerzas de reacción del suelo no se vieron alteradas con la fatiga, por lo que se acepta la hipótesis 7.
- 8) Las fuerzas de inicio en la componente antero-posterior no sufrieron variación cuando los corredores se encontraban fatigados, por lo que no se ha podido confirmar la hipótesis 8.
- 9) Las fuerzas de propulsión en la componente antero-posterior se vieron incrementadas en términos absolutos en situación de fatiga, por lo que no se ha podido confirmar la hipótesis 9.

En relación a las aceleraciones de impactos:

- 10) Las aceleraciones de impactos se vieron reducidas con la fatiga en la pierna dominante mientras que en la pierna no dominante no se vieron modificadas, no pudiéndose confirmar las hipótesis 10 y 19.
- 11) El tiempo entre los impactos disminuye con la fatiga, por lo que se acepta la hipótesis 11.

Respecto a las presiones plantares:

- 12) Las presiones plantares máximas y medias se vieron reducidas en el pie dominante, excepto la presión media de la zona lateral del antepié y la presión máxima de la zona central del metatarso que permanecieron constantes con la fatiga. En el pie no dominante, las presiones máximas y medias se vieron incrementadas en la mayoría de zonas, excepto las presiones máximas del antepié lateral y talón, mientras que las presiones máximas del metatarso central y la presiones medias del talón, arco plantar y antepié lateral no se vieron alteradas. No se han podido confirmar las hipótesis 12 y 19.
- 13) La frecuencia de zancada se vio incrementada con la fatiga por lo que se acepta la hipótesis 13.

Por lo que respecta a las diferencias según el género:

- 14) Los hombres presentan una menor flexión de rodilla y flexión dorsal, no pudiéndose confirmar la hipótesis 14.
- 15) Las mujeres presentan valores reducidos en las fuerzas de reacción del suelo en términos absolutos y relativos al peso corporal, por lo que no se ha podido confirmar la primera parte de la hipótesis 15 pero se acepta la segunda parte de esta misma hipótesis.
- 16) Las aceleraciones de impactos en la mujeres son más elevadas que en los hombres, por lo que no se ha podido confirmar la hipótesis 16.
- 17) Las presiones plantares difieren entre los hombres y las mujeres por lo que no se ha podido confirmar la hipótesis 17.
- 18) Las diferencias encontradas en los grupos de hombres y mujeres por separado difieren ligeramente de las obtenidas en la muestra completa, por lo que no se ha podido confirmar la hipótesis 18.

Respecto de las diferencias en función de la dominancia de la pierna:

- 19) En la pierna dominante se registraron valores de aceleraciones de impactos reducidos con la fatiga mientras que en la pierna no dominante no se registraron cambios. Las presiones plantares registradas en la pierna dominante se vieron reducidas con la fatiga mientras que en la no dominante se incrementaron. Por ello, no se ha podido confirmar la hipótesis 19.

6.2. Limitaciones del estudio

La investigación llevada a cabo presenta algunas limitaciones que conviene mencionar para su mejora en futuros estudios y para tenerlas en consideración a la hora de extrapolar los resultados a otras poblaciones y/o compararlos con otros estudios:

- El uso de tecnología de elevado coste, en ocasiones, está condicionada a su uso en condiciones de laboratorio, pudiendo no ser extrapolables a situaciones reales de entrenamiento o competición.
- La configuración del laboratorio donde se realizaron las medidas sólo permitió la obtención de parámetros cinemáticos y de las fuerzas de reacción del suelo de una sola pierna, no pudiéndose establecer diferencias entre ambas piernas en dichos parámetros.
- Sólo se pudo obtener un solo apoyo con la plataforma dinamométrica y sistema de fotogrametría por lo que no se pudo obtener varias medidas de forma consecutiva.
- En el momento del estudio se decidió obtener parámetros cinemáticos de rodilla y tobillo ya que el objetivo general del proyecto residía en conocer qué ocurría en extremo distal del miembro inferior. Sin embargo, hubiese sido conveniente la obtención de parámetros de otros segmentos corporales, como por ejemplo, la cadera.
- El sistema de presiones plantares sólo permite la medida de tres segundos seguidos, no pudiendo obtener duraciones más prolongadas que pudieran aportar mayor información.
- Debido al elevado número de participantes y evaluadores implicados durante la fase experimental, se optó por un protocolo que pudiera ser controlable dentro de las instalaciones del IBV, pudiendo ocasionar variación en el gesto específico de carrera.

6.3. Futuras líneas de investigación

A partir de la investigación llevada a cabo se abren unas líneas de investigación que continúen y mejoren la presente:

- Determinar si la modificación de los parámetros biomecánicos analizados pueden ocasionar un riesgo de lesión o si, por el contrario, corresponde a un proceso de optimización del gesto de la carrera en situaciones de fatiga.
- Aplicación de estas técnicas de medida a otras poblaciones con nivel deportivo diferente.
- Determinación de modificaciones de parámetros biomecánicos con la fatiga mediante el uso de tecnología de bajo coste (*wearables*) y de fácil transporte para medir de forma continua y en condiciones reales de entrenamiento o competición.

7. DIFUSIÓN CIENTÍFICA DE RESULTADOS

Una de las actividades necesarias en una tesis doctoral es la difusión científica de la información resultante de ella con el fin de compartir la investigación con la comunidad científica, dar a conocer los resultados que puedan ser útiles tanto para entrenadores como deportistas y para someter a juicio el estudio realizado por parte de un comité independiente que pueda valorar y verificar el buen hacer de la investigación.

Por ello, parte de los resultados expuestos en esta tesis se han presentado en diferentes foros, nacionales e internacionales, tal y como se detalla a continuación:

- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., Palomares, N., Llana-Belloch, S. & Durá-Gil, J.V. Análisis de las fuerzas de reacción en distintas condiciones de fatiga en corredores recreacionales. *XXXVIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Barcelona, 6-7 de Noviembre de 2015.
- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., López, J., Llana-Belloch, S. & Durá-Gil, J.V. The effect of fatigue on knee range of motion during stance phase in recreational runners. *25th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis for Adults and Children*. Sevilla, 26 de Septiembre – 1 de Octubre de 2016.
- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., López, J., Llana-Belloch, S. & Durá-Gil, J.V. Determination of injury risk from vertical ground reaction forces in female recreational runners: Influence of neuromuscular fatigue. *25th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis for Adults and Children*. Sevilla, 26 de Septiembre – 1 de Octubre de 2016.
- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., Durá-Gil, J.V. & Llana-Belloch, S. Efecto de la fatiga en el ángulo de flexión de rodilla y tobillo en la fase de despegue en corredores recreacionales. *XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. León, 21-23 de Octubre de 2016.
- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., Durá-Gil, J.V. & Llana-Belloch, S. Influencia de la fatiga en la absorción de impactos bilateral en corredores recreacionales. *XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. León, 21-23 de Octubre de 2016.

Esto contribuirá a aprender y mejorar nuestro proceder y en las próximas fechas se comenzará a dar difusión a los resultados de esta Tesis mediante la publicación de artículos científicos en revistas de alto impacto.

8. REFERENCIAS

- Abt, J. P., Sell, T. C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R. G., & Lephart, S. M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(6), 1479-1485.
- Ahn, A. N., Brayton, C., Bhatia, T., & Martin, P. (2014). Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 102-112.
- Alfuth, M., & Rosenbaum, D. (2011). Long distance running and acute effects on plantar foot sensitivity and plantar foot loading. *Neuroscience Letters*, 503(1), 58-62.
- Avogadro, P., Dolenc, A., & Belli, A. (2003). Changes in mechanical work during severe exhausting running. *European Journal of Applied Physiology*, 90(1-2), 165-170.
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries--a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 384-392.
- Bartlett, R. (2002). *Sports biomechanics: reducing injury and improving performance*. Routledge.
- Bassuk, S. S., & Manson, J. E. (2005). Epidemiological evidence for the role of physical activity in reducing risk of type 2 diabetes and cardiovascular disease. *Journal of Applied Physiology*, 99(3), 1193-1204.
- Bezodis, I. N., Kerwin, D. G., & Salo, A. I. T. (2008). Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(4), 707-715.
- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O. C., & Woods, J. J. (1983). Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50(1), 313-324.
- Bisiaux, M., & Moretto, P. (2008). The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait & Posture*, 28(4), 693-698.
- Blue, F. R. (1979). Aerobic running as a treatment for moderate depression. *Perceptual*

and Motor Skills, 48(1), 228.

Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.

Bravo-Aguilar, M., Gijón-Noguerón, G., Luque-Suarez, A., & Abian-Vicen, J. (2016). The Influence of Running on Foot Posture and In-Shoe Plantar Pressures. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 106(2), 109-115.

Bredeweg, S. W., Kluitenberg, B., Bessem, B., & Buist, I. (2013). Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(3), 205-210. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.08.002>

Brown, A. M., Zifchock, R. A., & Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*, 39(3), 915-919.

Burnfield, J. M., Jorde, A. G., Augustin, T. R., Augustin, T. A., & Bashford, G. R. (2007). Variations in plantar pressure variables across five cardiovascular exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(11), 2012-2020.

Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186-196.

Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.

Chang, Y. H., & Kram, R. (1999). Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *Journal of Applied Physiology*, 86(5), 1657-1662.

Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219-233.

Cheung, R. T. H., Wong, R. Y. L., Chung, T. K. W., Choi, R. T., Leung, W. W. Y., & Shek, D. H. Y. (2016). Relationship between foot strike pattern, running speed, and footwear condition in recreational distance runners. *Sports Biomechanics*, 0(0), 1-10.

- Christina, K. A., White, S. C., & Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human Movement Science, 20*(3), 257-276.
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture, 28*(3), 405-411.
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C., & Heiderscheit, B. C. (2008). Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics, 23*(10), 1260-1268.
- Ciacci, S., Di Michele, R., Fantozzi, S., Merni, F., & Mokha, M. (2013). Assessment of Kinematic Asymmetry for Reduction of Hamstring Injury Risk. *International Journal of Athletic Therapy and Training, 18*(6), 18-23.
- Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., & Lake, M. J. (2012). Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 44*(10), 1917-1923.
- Costill, D. L., Fink, W. J., & Pollock, M. L. (1976). Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners. *Medicine and Science in Sports, 8*(2), 96-100.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics, 21*(10), 1090-1097.
- Davis, I. S., Bowser, B. J., & Mullineaux, D. R. (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *British Journal of Sports Medicine, 50*(14), 887-892.
- Davis, I. S., Milner, C. E., & Hamill, J. (2004a). Does Increased Loading During Running Lead to Tibial Stress Fractures? A Prospective Study. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 36*(5).
- Davis, I. S., Milner, C. E., & Hamill, J. (2004b). Prospective study of structural and

biomechanical factors associated with the development of plantar fasciitis in female runners (pp. 93-94). Presentado en 28th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Portland, OR.

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.

Degache, F., Guex, K., Fourchet, F., Morin, J. B., Millet, G. P., Tomazin, K., & Millet, G. Y. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 299-304.

Derrick, T. R., Dereu, D., & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 998-1002.

Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.

Dickinson, J. A., Cook, S. D., & Leinhardt, T. M. (1985). The measurement of shock waves following heel strike while running. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 415-422.

Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, 26(7), 593-598.

Doyne, E. J., Ossip-Klein, D. J., Bowman, E. D., Osborn, K. M., McDougall-Wilson, I. B., & Neimeyer, R. A. (1987). Running versus weight lifting in the treatment of depression. *Journal of Consulting and Clinical Psychology*, 55(5), 748-754.

Duncan, K., Harris, S., & Murray Ardies, C. (1997). Running exercise may reduce risk for lung and liver cancer by inducing activity of antioxidant and phase II enzymes. *Cancer Letters*, 116(2), 151-158.

- Dutto, D. J., Levy, M., Lee, K. K., Sidthalaw, S., & Smith, G. A. (1997). Effect of fatigue and gender on running mechanics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(5), 82.
- 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.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586(Pt 1), 11-23.
- Exell, T. A., Gittoes, M. J. R., Irwin, G., & Kerwin, D. G. (2012). Considerations of force plate transitions on centre of pressure calculation for maximal velocity sprint running. *Sports Biomechanics*, 11(4), 532-541.
- Fedewa, M. V., Hathaway, E. D., Williams, T. D., & Schmidt, M. D. (2016). Effect of Exercise Training on Non-Exercise Physical Activity: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Sports Medicine*.
- Ferber, R., Davis, I. M., & Williams, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350-357.
- Fiuza-Luces, C., Garatachea, N., Berger, N. A., & Lucia, A. (2013). Exercise is the real polypill. *Physiology*, 28(5), 330-358.
- Flynn, J. M., Holmes, J. D., & Andrews, D. M. (2004). The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration. *Clinical Biomechanics*, 19(7), 726-732.
- Fong, C.-M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M., & Padua, D. A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 5-10.
- Fourchet, F., Kelly, L., Horobeanu, C., Loepelt, H., Taiar, R., & Millet, G. (2015). High-intensity running and plantar-flexor fatigability and plantar-pressure distribution in adolescent runners. *Journal of Athletic Training*, 50(2), 117-125.
- Fourchet, F., Kelly, L., Horobeanu, C., Loepelt, H., Taiar, R., & Millet, G. P. (2012). Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high

running velocity. *Gait & Posture*, 35(4), 685-687.

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.

Fry, A. C., & Kraemer, W. J. (1997). Resistance exercise overtraining and overreaching. Neuroendocrine responses. *Sports Medicine*, 23(2), 106-129.

Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789.

García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana, S., Martínez-Nova, A., & Sánchez-Zuriaga, D. (2013). Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait & Posture*, 38(4), 929-933. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.026>

García-Pérez, J., Pérez-Soriano, P., Llana Belloch, S., Lucas-Cuevas, A., & Sánchez-Zuriaga, D. (2014). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomechanics*, 13(3), 259-266.

García-Pérez, J., Pérez-Soriano, P., Llana, S., Martínez-Nova, A., & Sánchez-Zuriaga, D. (2013). Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait & Posture*, 38(4), 929-933.

Gates, D. H., & Dingwell, J. B. (2008). The Effects of Neuromuscular Fatigue on Task Performance During Repetitive Goal-Directed Movements. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, 187(4), 573-585.

Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 82-87.

Gerlach, K. E., White, S. C., Burton, H. W., Dorn, J. M., Leddy, J. J., & Horvath, P. J. (2005). Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(4), 657-663.

Gerritsen, K. G., 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.

- 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.
- Giandolini, M., Gimenez, P., Temesi, J., Arnal, P. J., Martin, V., Rupp, T., ... Millet, G. Y. (2016). Effect of the Fatigue Induced by a 110-km Ultramarathon on Tibial Impact Acceleration and Lower Leg Kinematics. *PLoS One*, *11*(3), e0151687.
- Giandolini, M., Horvais, N., Farges, Y., Samozino, P., & Morin, J. (2013). Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(8), 2077-2090.
- Giovanelli, N., Taboga, P., & Lazzar, S. (2016). Changes in Running Mechanics During a Six Hours Running Race. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-20.
- 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.
- Greist, J. H., Klein, M. H., Eischens, R. R., Faris, J., Gurman, A. S., & Morgan, W. P. (1979). Running as treatment for depression. *Comprehensive Psychiatry*, *20*(1), 41-54.
- Guallar-Castillón, P., Santa-Olalla Peralta, P., Banegas, J. R., López, E., & Rodríguez-Artalejo, F. (2004). Physical activity and quality of life in older adults in Spain. *Medicina Clinica*, *123*(16), 606-610.
- Gutiérrez, M. (1998). *Biomecánica deportiva* (Edición: 1). Madrid: Síntesis.
- Hagen, M., & Hennig, E. M. (2008). The influence of different shoe lacing conditions on plantar pressure distribution, shock attenuation and rearfoot motion in running. *Clinical Biomechanics*, *23*(5), 673-674.
- Hamill, J., Bates, B. T., & Knutzen, K. M. (1984). Ground Reaction Force Symmetry during Walking and Running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *55*(3), 289-

293.

Hamill, J., Bates, B. T., Knutzen, K. M., & Sawhill, J. A. (1983). Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science*, 2(1–2), 47-56.

Hamill, J., Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45-60.

Hargrave, M. D., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2003). Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. *Journal of Athletic Training*, 38(1), 18-23.

Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 888-893.

Hennig, E. M., & Milani, T. L. (1995). In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 299–299.

Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 136-141.

History of the Berlin Marathon. (2016). Recuperado 5 de diciembre de 2016, a partir de <http://www.bmw-berlin-marathon.com/en/facts-and-figures/statistics-and-history/history.html>

Ho, I.-J., Hou, Y.-Y., Yang, C.-H., Wu, W.-L., Chen, S.-K., & Guo, L.-Y. (2010). Comparison of Plantar Pressure Distribution between Different Speed and Incline During Treadmill Jogging. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(1), 154-160.

Hohmann, E., Reaburn, P., Tetsworth, K., & Imhoff, A. (2016). Plantar Pressures During Long Distance Running: An Investigation of 10 Marathon Runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15(2), 254-262.

Horber, E. (2016). SPSS: Outliers. Recuperado 5 de diciembre de 2016, a partir de <http://www.unige.ch/ses/sococ/cl/spss/concepts/outliers.html>

- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 845-849.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 31-43.
- Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641-659.
- James, S. L., Bates, B. T., & Osternig, L. R. (1978). Injuries to runners. *The American Journal of Sports Medicine*, 6(2), 40-50.
- Jeffrey, J. E., & Aspden, R. M. (2006). The biophysical effects of a single impact load on human and bovine articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 220(6), 677-686.
- 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 and Performance*, 8(3), 286-292.
- Kawamori, N., Nosaka, K., & Newton, R. U. (2013). Relationships between ground reaction impulse and sprint acceleration performance in team sport athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 568-573.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 253-259.
- 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.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender Differences in Lower Extremity Landing Mechanics Caused by Neuromuscular Fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 554-565.
- Kernozek, 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: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 18, 32-37.

Kim, W., Voloshin, A. S., & Johnson, S. H. (1994). Modeling of heel strike transients during running. *Human Movement Science*, 13(2), 221-244.

Kluitenberg, B., Bredeweg, S. W., Zijlstra, S., Zijlstra, W., & Buist, I. (2012). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 235.

Konradsen, L., Hansen, E. M., & Søndergaard, L. (1990). Long distance running and osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(4), 379-381.

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(5), 708-716.

Kreher, J. B., & Schwartz, J. B. (2012). Overtraining syndrome: a practical guide. *Sports Health*, 4(2), 128-138.

Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 166-173.

Kyröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1330-1337.

Kyröläinen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P., & Komi, P. V. (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European Journal of Applied Physiology*, 82(4), 297-304.

Lafortune, M. A., Lake, M. J., & Hennig, E. M. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1531-1537.

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.

- Lavie, C. J., Lee, D., Sui, X., Arena, R., O'Keefe, J. H., Church, T. S., ... Blair, S. N. (2015). Effects of Running on Chronic Diseases and Cardiovascular and All-Cause Mortality. *Mayo Clinic Proceedings*, 90(11), 1541-1552.
- Lee, D.-C., Pate, R. R., Lavie, C. J., Sui, X., Church, T. S., & Blair, S. N. (2014). Leisure-time running reduces all-cause and cardiovascular mortality risk. *Journal of the American College of Cardiology*, 64(5), 472-481.
- Léger, L. A., Mercier, D., Gadoury, C., & Lambert, J. (1988). The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *Journal of Sports Sciences*, 6(2), 93-101.
- Li, Y., Wang, W., Crompton, R. H., & Gunther, M. M. (2001). Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *The Journal of Experimental Biology*, 204, 47-58.
- Logan, S., Hunter, I., J Ty Hopkins, J. T., Feland, J. B., & Parcell, A. C. (2010). Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(1), 147-153.
- 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 Sports Sciences*, 1-5.
- 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.
- 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.
- MacKelvie, K. J., Taunton, J. E., McKay, H. A., & Khan, K. M. (2000). Bone mineral density and serum testosterone in chronically trained, high mileage 40-55 year old male runners. *British Journal of Sports Medicine*, 34(4), 273-278.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A

comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 438-445.

Malisoux, L., Chambon, N., Urhausen, A., & Theisen, D. (2016). Influence of the Heel-to-Toe Drop of Standard Cushioned Running Shoes on Injury Risk in Leisure-Time Runners: A Randomized Controlled Trial With 6-Month Follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(11), 2933-2940.

Mann, R., & Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(2), 334-348.

Marins, J., & Delgado, M. (2007). Empleo de ecuaciones para predecir la frecuencia cardiaca máxima en carrera para jóvenes deportistas. *Archivos de Medicina del Deporte*, 24, 112-20.

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.

Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A., & Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4-5), 403-408.

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 and Science in Sports and Exercise*, 23(9), 1008-1015.

Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 323-328.

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.

Molloy, J. M., Christie, D. S., Teyhen, D. S., Yeykal, N. S., Tragord, B. S., Neal, M. S., ... McPoil, T. (2009). Effect of running shoe type on the distribution and magnitude of plantar pressures in individuals with low- or high-arched feet. *Journal of the American*

Podiatric Medical Association, 99(4), 330-338.

Montgomery, G., Abt, G., Dobson, C., Smith, T., & Ditroilo, M. (2016). Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait & Posture*, 49, 120-126.

Moore, I. S., Jones, A., & Dixon, S. (2014). The pursuit of improved running performance: Can changes in cushioning and somatosensory feedback influence running economy and injury risk? *Footwear Science*, 6(1), 1-11.

Moore, I. S., Jones, A. M., & Dixon, S. J. (2012). Mechanisms for improved running economy in beginner runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(9), 1756-1763.

Morin, J., 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.

Morin, J., Tomazin, K., Samozino, P., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). High-intensity sprint fatigue does not alter constant-submaximal velocity running mechanics and spring-mass behavior. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4), 1419-1428.

Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.

Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., & Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture*, 27(1), 152-155.

Nicol, C., Komi, P. V., & Marconnet, P. (1991). Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(4), 195-204.

Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11(1), 2-9.

Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of

- human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.
- Novacheck, null. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Nyland, J. A., Shapiro, R., Stine, R. L., Horn, T. S., & Ireland, M. L. (1994). Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(3), 132-137.
- Paquette, M. R., Zhang, S., & Baumgartner, L. D. (2013). Acute effects of barefoot, minimal shoes and running shoes on lower limb mechanics in rear and forefoot strike runners. *Footwear Science*, 5(1), 9-18.
- Physical Activity Guidelines - health.gov. (2016). Recuperado 25 de noviembre de 2016, a partir de <https://health.gov/paguidelines/>
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(5), 372-376.
- Queen, R. M., Abbey, A. N., Chuckpaiwong, B., & Nunley, J. A. (2009). Plantar loading comparisons between women with a history of second metatarsal stress fractures and normal controls. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 390-395.
- Queen, R. M., Abbey, A. N., Wiegerinck, J. I., Yoder, J. C., & Nunley, J. A. (2010). Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison. *Gait & Posture*, 31(1), 18-22.
- Reber, L., Perry, J., & Pink, M. (1993). Muscular control of the ankle in running. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(6), 805-810.
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093-1100.
- Roberts, T. J. (2016). Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *The Journal of Experimental Biology*, 219, 266-275.

- Rocha, E. S. da, Machado, Á. 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.
- Rodgers, M. M. (1988). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical Therapy*, 68(12), 1822-1830.
- Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, 16(2–3), 243-258.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12(1), 34-45.
- Scheerder, J., & Breedveld, K. (2015). *Running across Europe: The Rise and Size of one of the Largest Sport Markets* (Edición: 2015). New York: AIAA.
- Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 22(6), 681-688.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture*, 28(1), 24-28.
- Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M., & Sangeorzan, B. (2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle International*, 25(12), 926-933.
- Selen, L. P. J., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2007). Fatigue-induced changes of impedance and performance in target tracking. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, 181(1), 99-108.
- Self, B. P., & Paine, D. (2001). Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1338-1344.
- Sherman, S. E., D'Agostino, R. B., Silbershatz, H., & Kannel, W. B. (1999). Comparison of past versus recent physical activity in the prevention of premature death and coronary artery disease. *American Heart Journal*, 138, 900-907.

- Sigurdsson, E. L. (2013). Up and running: An underutilized prescription in primary care. *Scandinavian Journal of Primary Health Care*, 31(1), 1-2.
- Sims, E. L., Hardaker, W. M., & Queen, R. M. (2008). Gender differences in plantar loading during three soccer-specific tasks. *British Journal of Sports Medicine*, 42(4), 272-277.
- Sinclair, J., Richards, J., Taylor, P. J., Edmundson, C. J., Brooks, D., & Hobbs, S. J. (2013). Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. *Sports Biomechanics*, 12(3), 272-282.
- Sterzing, T., Frommhold, C., & Rosenbaum, D. (2016). In-shoe plantar pressure distribution and lower extremity muscle activity patterns of backward compared to forward running on a treadmill. *Gait & Posture*, 46, 135-141.
- Tanaka, H., Monahan, K. D., & Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(1), 153-156.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95-101.
- TCS New York City Marathon Results Archive. (2016). Recuperado 3 de diciembre de 2016, a partir de http://web2.nyrrc.org/cgi-bin/htmos.cgi/mar-programs/archive/archive_search.html
- Tessutti, V., Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., & Sacco, I. C. N. (2012). Attenuation of foot pressure during running on four different surfaces: asphalt, concrete, rubber, and natural grass. *Journal of Sports Sciences*, 30(14), 1545-1550.
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., & Sacco, I. de C. N. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 151-155.
- Thompson, M., Seegmiller, J., & McGowan, C. P. (2016). Impact Accelerations of Barefoot and Shod Running. *International Journal of Sports Medicine*, 37(5), 364-368.
- Thune, I., & Furberg, A. S. (2001). Physical activity and cancer risk: dose-response and

cancer, all sites and site-specific. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, S530-550-610.

Tsuji, K., Ishida, H., Oba, K., Ueki, T., & Fujihashi, Y. (2015). Activity of lower limb muscles during treadmill running at different velocities. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 353-356.

van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469-480; discussion 480.

van Mechelen, W. (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Medicine*, 14(5), 320-335.

Veltink, P. H., Slycke, P., Hemssems, J., Buschman, R., Bultstra, G., & Hermens, H. (2003). Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator. *Medical Engineering & Physics*, 25(1), 21-28.

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.

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.

von Tscharnar, V., & Goepfert, B. (2003). Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 253-272.

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, Y., & Watanabe, K. (2012). Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure. *Journal of*

Applied Biomechanics, 28(4), 473-478.

Warren, B. L. (1984). Anatomical factors associated with predicting plantar fasciitis in long-distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(1), 60-63.

Wegener, C., Burns, J., & Penkala, S. (2008). Effect of neutral-cushioned running shoes on plantar pressure loading and comfort in athletes with cavus feet: a crossover randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(11), 2139-2146.

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.

Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991-1999.

Wiegerinck, J. I., Boyd, J., Yoder, J. C., Abbey, A. N., Nunley, J. A., & Queen, R. M. (2009). Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait & Posture*, 29(3), 514-519.

Willems, T. M., De Ridder, R., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*, 35(3), 405-409.

Williams, D. S., Green, D. H., & Wurzing, B. (2012). Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(5), 525-532.

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., Cavanagh, P. R., & Ziff, J. L. (1987). Biomechanical studies of elite female distance runners. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 107-118.

Willson, J. D., & Kernozek, T. W. (1999). Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(12), 1828.

Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken, N.J.: John Wiley & Sons.

Woodman, O. J. (2007). *An introduction to inertial navigation* (No. UCAM-CL-TR-696). University of Cambridge, Computer Laboratory.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548.

Zatsiorsky, V., & Kraemer, W. (2006). *Science and Practice of Strength Training-2nd Edition*. Champaign, United States: Human Kinetics Publishers.

Zifchock, R. A., Davis, I., & Hamill, J. (2006). Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2792-2797.

