



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Instituto de Biomecánica de Valencia
Programa de doctorado en Tecnologías para la Salud y el
Bienestar

Estudio del estado de fatiga en corredores de
fondo a partir de patrones biomecánicos.
Monitorización mediante sistemas integrados
en el calzado

Tesis doctoral

Autor: Enrique José Medina Ripoll
Director: Álvaro Page del Pozo

Valencia, Julio de 2018

A Ana

Agradecimientos

A mi director de tesis, Dr. Álvaro Page del Pozo, por animarme a realizar esta tesis, por su tutela y ayuda constante durante estos cuatro años.

A todos los corredores que han participado en los ensayos y a los compañeros que me ayudaron con la experimentación y la toma de medidas: Bruno, Nicolás y Cristian.

Al 7º Programa Marco de la Unión Europea por la financiación del proyecto europeo Runsafe (FP7-SME-2011-1) que ha soportado junto con el IBV la fase experimental de esta tesis.

Al IBV, por todos estos años de trabajo, formación y por impulsar la realización de esta tesis.

A todos mis compañeros de trabajo por sus ánimos e interés y en especial a José Montero, por guiarme en mis primeros años en el IBV y a mis compañeros del grupo de investigación AVB por su ayuda y ánimos desinteresados: Dr. Juan López, Dr. Helios del Rosario, Dr. Chema Baydal, Dr. Juanma Belda, Dra. Úrsula Martínez, Dr. Gonzalo Saco y al doctorando D. José Francisco Pedrero.

A mis amigos de toda la vida, esos que siempre han estado conmigo y a todos aquellos que he ido conociendo con el tiempo: Merino, Cesar, Pau, Nuria, Quique, May, Roque, Pepe, Dunia, Jordi, Dani, Alba, Álvaro, Javi, Mon, Desa, Patricio, Majo, Roberto, Fredy, Rea, José, Edu, Isa, Los Petreos Muchas gracias por estar siempre ahí.

A mi madre, por todo su cariño, por inculcarme el valor del esfuerzo, por su tiempo y dedicación incondicional, por su apoyo y ánimos constantes. A Paco, por tratarme siempre como a un hijo, por su cariño, por animarme y creer siempre en mí. En definitiva, gracias a los dos por estar siempre a mi lado. A mis hermanos, Pau y Alba, por su cariño, apoyo y ánimos.

A mi padre, que nos dejó demasiado pronto pero siempre ha permanecido en nuestros corazones.

A Ana Ruescas Nicolau, mi esposa y futura madre de nuestro hijo. Sin tu ayuda esta empresa habría sido imposible. Gracias por creer que podía con ello, por tus ánimos y “amenazas” y por seguir queriendo compartir tu vida conmigo.

Resumen

Cada vez son más las personas que deciden iniciarse en la práctica de la carrera de fondo debido a los numerosos beneficios para la salud que supone la práctica de este deporte. No obstante, este aumento de aficionados también está suponiendo un incremento en la incidencia de lesiones, asociadas a sobreesfuerzos, errores de entrenamiento o a la elección de material deportivo inadecuado.

Por este motivo, el mercado de calzado deportivo está explorando nuevos conceptos de calzado inteligente, en el que se incorporan dispositivos capaces de monitorizar variables biomecánicas o fisiológicas capaces de identificar situaciones de riesgo, que cubren aspectos como la fatiga, patrones de movimiento de riesgo, impactos, etc.

Sin embargo, la simple monitorización de variables biomecánicas no asegura la eficacia de tales sistemas, si la tecnología no va acompañada de criterios objetivos y contrastados que permitan relacionar tales variables con el rendimiento o la prevención de lesiones.

Uno de los aspectos más importantes en el rendimiento deportivo es la cuantificación del nivel de fatiga del atleta. En este sentido, mediante el uso de un calzado deportivo inteligente el deportista puede recibir información acerca de su estado, siendo posible ajustar el plan de entrenamiento.

En este contexto, el objetivo principal de tesis fue la generación de criterios biomecánicos para la detección, en tiempo real, del estado de fatiga en corredores de fondo y desarrollar un sistema portable capaz de monitorizar el estado de fatiga, mediante el análisis de señales biomecánicas obtenidas por medio de un sensor inercial (IMUs) integrado en la media suela del calzado deportivo.

Con este fin se ha puesto a punto y validado un sistema de medida basado en sensores inerciales integrados en el calzado. Los resultados obtenidos en la validación del sistema han mostrado su idoneidad para la medición de la orientación del pie durante la carrera.

Adicionalmente, se ha realizado un estudio exploratorio con el fin de analizar las relaciones entre la cinemática del miembro inferior y la orientación del pie. Obteniéndose un modelo capaz de estimar las curvas de tobillo, rodilla y cadera a partir de la orientación del pie. Una vez validado el sistema, se ha caracterizado los patrones de movimiento durante la carrera mediante el calzado instrumentado y técnicas de análisis de datos funcionales en una muestra de 38 corredores.

Finalmente, los resultados obtenidos indican que mediante la metodología empleada es posible detectar, predecir y monitorizar el estado de fatiga del corredor a partir, de las medidas obtenidas mediante IMUs sin alterar las propiedades del calzado ni interferir en la práctica del deporte.

Resum

Cada vegada són més les persones que decideixen iniciar-se en la pràctica de la carrera de fons a causa dels nombrosos beneficis per a la salut que suposa la pràctica d'aquest esport. No obstant això, aquest augment d'aficionats també està suposant un increment en la incidència de lesions, associades a sobreexforços, errors d'entrenament o a l'elecció de material esportiu inadequat.

Per aquest motiu, el mercat de calçat esportiu està explorant nous conceptes de calçat intel·ligent, en què s'incorporen dispositius capaços de monitoritzar variables biomecàniques o fisiològiques capaços d'identificar situacions de risc, que cobreixen aspectes com la fatiga, patrons de moviment de risc, impactes, etc.

No obstant això, la simple monitorització de variables biomecàniques no assegura l'eficàcia d'aquests sistemes, si la tecnologia no va acompanyada de criteris objectius i contrastats que permetin relacionar aquestes variables amb el rendiment o la prevenció de lesions.

Un dels aspectes més importants en el rendiment esportiu és la quantificació del nivell de fatiga de l'atleta. En aquest sentit, mitjançant l'ús d'un calçat esportiu intel·ligent l'esportista pot rebre informació sobre el seu estat, sent possible ajustar el pla d'entrenament.

En aquest context, l'objectiu principal de tesi va ser la generació de criteris biomecànics per a la detecció, en temps real, de l'estat de fatiga en corredors de fons i desenvolupar un sistema portable capaç de monitoritzar l'estat de fatiga, mitjançant l'anàlisi de senyals biomecàniques obtingudes per mitjà d'un sensor inercial (IMUs) integrat a la mitja sola del calçat esportiu.

Amb aquesta finalitat s'ha posat a punt i validat un sistema de mesura basat en sensors inercials integrats en el calçat. Els resultats obtinguts en la validació del sistema han mostrat la seva idoneïtat per al mesurament de l'orientació del peu durant la carrera.

Adicionalment, s'ha realitzat un estudi exploratori per tal d'analitzar les relacions entre la cinemàtica del membre inferior i l'orientació del peu. Obtenint-se un model capaç d'estimar les corbes de turmell, genoll i maluc a partir de l'orientació del peu. Un cop validat el sistema, s'ha caracteritzat els patrons de moviment durant la carrera mitjançant el calçat instrumentat i tècniques d'anàlisi de dades funcionals en una mostra de 38 corredors.

Finalment, els resultats obtinguts indiquen que mitjançant la metodologia emprada és possible detectar, predir i monitoritzar l'estat de fatiga del corredor a partir, de les mesures obtingudes mitjançant Imus sense alterar les propietats del calçat ni interferir en la pràctica de l'esport.

Summary

More and more people decide to start to practice long distance race because of the health benefits that this sport provides. However, the increase of runners is also increasing the incidence of injuries associated with overexertion, training errors or the choice of inappropriate sports equipment.

For this reason, the sports footwear market is exploring new concepts of smart footwear that incorporates devices capable of monitoring biomechanical or physiological variables. These variables can help to identify risk of injuries related to fatigue, movement patterns or impacts among others.

However, the simple monitoring of biomechanical variables does not ensure the effectiveness of such systems. Technology needs objective and contrasted criteria that allow relating such variables with the performance or prevention of injuries.

One of the most important aspects in sports performance is the quantification of the level of fatigue of the athlete. Smart footwear can provide real-time information of the level of fatigue of the athlete, which can be used to adjust the training plan.

In this context, the main objectives of this thesis were the generation of biomechanical criteria for the real-time detection of the level of fatigue in long-distance runners and the development of a portable system capable of monitoring the fatigue state, by analyzing biomechanical signals obtained by means of an inertial sensor (IMUs) integrated into the midsole of sports shoes.

To this end, a non-invasive measurement system based on IMUs integrated in footwear was developed and validated. The results show the suitability of this instrumented footwear for measuring foot motion during running.

Additionally, an exploratory study was conducted to analyze the relationships between lower limb kinematics and the foot motion during running. We obtained a model capable of estimating the ankle, knee and hip curves from the foot motion. Moreover, motion patterns during running were characterized by instrumented footwear and functional data analysis techniques in a sample of 38 runners.

Finally, the results obtained show that the methodology proposed makes it possible to detect, predict and monitor the level of fatigue of the runner from IMUs measurements, which can be integrated into a running footwear without altering the properties of the footwear nor interfering in the sports practice.

Índice

Introducción	25
1.1. Auge del deporte en España: la carrera a pie.....	25
1.1.1. Razones para correr.....	27
1.1.2. Beneficios de la práctica de la carrera a pie	28
1.2. Patología del corredor de fondo	29
1.2.1. Epidemiología de lesiones en corredores de fondo.....	29
1.2.2. Factores de riesgo	31
1.2.3. Nuevo enfoque de los factores de riesgo.....	33
1.3. Biomecánica de la carrera	36
1.3.1. Estilos de carrera: talonador y no talonador.....	39
1.3.2. Variables biomecánicas: relación con las lesiones.....	40
1.3.3. Nivel y exposición de carga	44
1.4. La fatiga en corredores de fondo	46
1.4.1. Efecto de la fatiga en el patrón de carrera.....	48
1.4.2. Carga de entrenamiento	51

1.5.	La valoración biomecánica en el deporte	55
1.5.1.	Instrumentación biomecánica en deporte	57
1.5.2.	Nuevas tecnologías en el deporte	67
1.5.3.	Análisis de datos funcionales	72
1.6.	Conclusiones. Problema a resolver.....	73
Hipótesis y objetivos		75
2.1.	Planteamiento de hipótesis	75
2.2.	Objetivos.....	76
Material y métodos.....		79
3.1.	Plan de trabajo	79
3.2.	Cinemática del miembro inferior a partir del movimiento del pie.....	82
3.2.1.	Medios experimentales.....	83
3.2.2.	Protocolo de medida.....	85
3.2.3.	Selección de la muestra de ensayo	86
3.2.4.	Modelo biomecánico	87
3.2.5.	Cálculo y procesado de las curvas de movimiento.....	89
3.2.6.	Modelo de regresión de mínimos cuadrados parciales.....	91
3.3.	Puesta a punto y valoración del sistema de medida.....	93
3.3.1.	Descripción del sensor inercial integrado en el calzado.....	93
3.3.2.	Procedimiento para el cálculo de ángulos	95
3.3.3.	Procedimiento de validación del cálculo de ángulos.....	96
3.3.4.	Estudio de las propiedades mecánicas del calzado instrumentado	97
3.4.	Fase experimental	102
3.4.1.	Medios experimentales.....	102
3.4.2.	Selección muestra de ensayo: fase experimental.....	104
3.4.3.	Protocolos de medida fase experimental	105
3.5.	Análisis de las curvas de movimiento	107
3.5.1.	Tratamiento de las curvas de movimiento.....	107
3.5.2.	Estudio de fiabilidad.....	109
3.5.3.	Análisis funcional de componentes principales	110

3.5.4.	Selección y representación gráfica de las componentes principales ..	112
3.5.5.	Estudio de las diferencias biomecánicas en función de la fatiga	112
3.6.	Modelización de la evolución de la fatiga.....	113
3.6.1.	Selección de las variables discriminantes	114
3.6.2.	Obtención del modelo	114
3.6.3.	Estudio de la relación del modelo con la escala de Borg.....	115
Resultados y discusión		117
4.1.	Relaciones articulares del miembro inferior.....	117
4.1.1.	Muestra de estudio	118
4.1.2.	Curvas de movimiento del miembro inferior	118
4.1.3.	Resultados del modelo PLS	120
4.2.	Validez del sistema de medida	123
4.2.1.	Validación del cálculo del ángulo	123
4.2.2.	Propiedades mecánicas del calzado instrumentado.....	125
4.2.3.	Resultados del estudio de fiabilidad.....	129
4.3.	Patrones de movimiento	131
4.3.1.	Descripción de la muestra de ensayo	131
4.3.2.	Análisis funcional de componentes principales	132
4.4.	Diferencias biomecánicas en función del estado de la fatiga	137
4.4.1.	Percepción del esfuerzo y ritmo cardíaco	138
4.4.2.	Velocidad y tiempos de zancada.....	140
4.4.3.	Puntuaciones de las componentes principales.....	142
4.5.	Modelo para la estimación de la fatiga.....	146
4.5.1.	Resumen de las funciones canónicas discriminantes	146
4.5.2.	Relación con la escala de Borg	149
4.6.	Análisis de las hipótesis planteadas.....	149
4.7.	Limitaciones del estudio.....	152

Conclusiones	153
5.1. Conclusiones.....	153
5.2. Líneas futuras de trabajo.....	154
Referencias.....	155
Anexos.....	179
Publicaciones, congresos y patentes relacionadas con la tesis	181
Hoja de consentimiento informado	183
Resolución del comité de ética.....	185

Índice de tablas

Tabla 1.1: Lesiones comunes en corredores de fondo.	30
Tabla 1.2: Localización de las lesiones en corredores de fondo.	30
Tabla 1.3: Factores de riesgo de lesión en corredores de fondo.	31
Tabla 1.4: Relaciones entre alteraciones estructurales y lesiones.	32
Tabla 1.5: Factores de riesgo de lesión según van Gent y colaboradores.	33
Tabla 1.6: Variables biomecánicas y relación con las lesiones.	43
Tabla 1.7: Fuerzas de reacción e impactos: efecto de la fatiga.	49
Tabla 1.8: Cambios cinemáticos por efecto de la fatiga.	51
Tabla 1.9: Resumen variables para la supervisión de la carga de entrenamiento y fatiga. .	53
Tabla 1.10: Pulseras cuantificadoras: características técnicas.	69
Tabla 3.1: Resumen estudios realizados.	82
Tabla 3.2: Características del sistema Kinescan/IBV.	83
Tabla 3.3: Características de las cámaras empleadas.	84
Tabla 3.4: Marcadores empleados modelo miembro inferior.	87
Tabla 3.5: Ejes de los sistemas de referencia anatómicos.	89
Tabla 3.6: Curvas empleadas en el estudio.	90
Tabla 3.7: Componentes del sistema de medida.	94
Tabla 3.8: Muestras de ensayo.	98
Tabla 3.9: Características del equipo para la simulación de impactos.	100
Tabla 3.10: Muestra de ensayo de la fase 3.	104
Tabla 3.11: Escala CMC según Jaspers et al. (2011).	110
Tabla 3.12: Resumen modelos de fatiga.	115
Tabla 4.1: Características muestra de estudio. Media y desviación típica.	118
Tabla 4.2: ICC y SEM del modelo PLS (datos de validación cruzada)	121

Tabla 4.3: Error según articulación (datos de validación cruzada)	122
Tabla 4.4: Errores del sistema inercial integrado en el calzado.	124
Tabla 4.5: Flexibilidad: Prueba T para la igualdad de medias.	126
Tabla 4.6: Ratio energía absorbida: Prueba T para la igualdad de medias.	126
Tabla 4.7: Rigidez dinámica: Prueba T para la igualdad de medias.	127
Tabla 4.8: Propiedades mecánicas del calzado instrumentado.	129
Tabla 4.9: Descripción de la muestra de ensayo.	131
Tabla 4.10: Resumen de las componentes principales obtenidas.	137
Tabla 4.11: Media (desviación) escala de Borg 1-10.	138
Tabla 4.12: Media (desviación) de los intervalos R-R (ms).	139
Tabla 4.13: Media (desviación) de la velocidad de carrera (m/s).	140
Tabla 4.14: Media (desviación) del tiempo de zancada (s).	141
Tabla 4.15: Media (desviación) componentes principales del GVC.	142
Tabla 4.16: Resumen de las diferencias halladas en función de la fatiga (GVC).	143
Tabla 4.17: Media (desviación) componentes principales del GVL.	144
Tabla 4.18: Resumen de las diferencias halladas en función de la fatiga (GVL).	145
Tabla 4.19: Correlación canónica de las funciones discriminantes.	146
Tabla 4.20: Matriz de estructura de las funciones discriminantes.	147
Tabla 4.21: Tabla de clasificación (validación cruzada).	148
Tabla 4.22: Correlaciones de los modelos con la escala de Borg.	149

Índice de figuras

Figura 1.1. Evolución de la práctica de deportes.	25
Figura 1.2: Evolución del número de empresas vinculadas al deporte.....	26
Figura 1.3: Evolución del número de corredores que finalizan un maratón.....	27
Figura 1.4: Número de corredores en el maratón de Valencia Trinidad Alfonso.	27
Figura 1.5: Modelo de patogénesis de MTSS.	34
Figura 1.6: Esquema de las fases de carrera.	36
Figura 1.7: Variables estudiadas de la fuerza de reacción vertical.	37
Figura 1.8: Relación fuerza vertical, cinemática y estilo de carrera.....	39
Figura 1.9: Principales estilos de carrera.	40
Figura 1.10: Sincronismo movimientos miembro inferior.	42
Figura 1.11: Relación estrés y exposición.	45
Figura 1.12: Clasificación de la fatiga según Meeusen et al. (2013).	46
Figura 1.13: Efecto de supercompensación.	47
Figura 1.14: Relación carga de entrenamiento y lesión.....	52
Figura 1.15: Resumen herramientas de análisis biomecánico.	56
Figura 1.16: Instalación de dos plataformas dinamométricas.	58
Figura 1.17: Sistema de registro de presiones plantares.	58
Figura 1.18: Registro de presiones plantares con diferente calzado.	59
Figura 1.19: Instrumentación y registro mediante acelerómetros.	60
Figura 1.20: Instrumentación y registro mediante acelerómetros.	61
Figura 1.21: Cámara, sistema de iluminación y marcador.	62
Figura 1.22: Contraste de los marcadores en la imagen.....	62
Figura 1.23: Estudio del gesto de pedaleo.	63
Figura 1.24: Ejemplo de señal de electromiografía de superficie.	64

Figura 1.25: Medición del consumo metabólico.	65
Figura 1.26: Publicaciones con sensores portables en deporte.	66
Figura 1.27: Muñequera instrumentada para el análisis del golpeo en tenis.	68
Figura 1.28: Sistemas Nike+iPod (izquierda) y miCoach (derecha).	68
Figura 1.29: Podómetro inteligente Runscribe.....	70
Figura 1.30: Sujeto instrumentado con sensores inerciales.	71
Figura 3.1: Plan de trabajo	81
Figura 3.2: Laboratorio de análisis de movimientos del IBV.	83
Figura 3.3: Esquema de la distribución de las cámaras.	84
Figura 3.4: Cicloergómetro modelo h/p/Cosmos Pulsar-3p.	85
Figura 3.5: Modelo de marcadores.	88
Figura 3.6: Sistemas de referencia miembro inferior.	88
Figura 3.7: Curvas ajustadas al ciclo de carrera.....	90
Figura 3.8: Esquema de modelo PLS.....	91
Figura 3.9: Sensor inercial integrado en el calzado.	94
Figura 3.10: Detalle del hardware desarrollado por Institute for Photonic Microsystems.	94
Figura 3.11: Tablero de calibración.	97
Figura 3.12: Máquina de ensayo de resistencia a la flexión.	99
Figura 3.13: Máquina de ensayo LecCus/IBV para el estudio de amortiguación.	100
Figura 3.14: Esquema curvas de fuerza y desplazamiento.....	101
Figura 3.15: Medios experimentales empleados en las medidas.....	103
Figura 3.16: Sesión prueba de esfuerzo y pista de atletismo.	106
Figura 3.17: Ejemplo registro curva de movimiento y frecuencia cardiaca.	107
Figura 3.18: Selección de pasos a analizar.	108
Figura 3.19: Ejemplo de curva normalizada al ciclo de carrera.....	108
Figura 4.1: Medidas articulaciones miembro inferior.	119
Figura 4.2: Medidas de la orientación del pie.	119
Figura 4.3: Error y varianza explicada del modelo PLS.	120
Figura 4.4: Validación cruzada: error de reconstrucción.....	120
Figura 4.5: Histograma SEM e ICC del modelo PLS.....	121
Figura 4.6: Medición de la deriva del sensor inercial.	123
Figura 4.7: Comparación del ángulo frente al patrón de medida.	124
Figura 4.8: Flexibilidad del calzado: Media e intervalo de confianza.	125
Figura 4.9: Ratio de energía absorbida (izq) y rigidez dinámica (der)	126
Figura 4.10: Confort general percibido del cazado instrumentado.....	127
Figura 4.11: Propiedades mecánicas del calzado instrumentado: valoración subjetiva. ...	128
Figura 4.12: ICC funcional, SEM y Coeficiente de variación.	130
Figura 4.13: Curvas de movimiento (media y 3*desviación típica)	132
Figura 4.14: GVC: efecto de la CP ₁	133
Figura 4.15: GVC: efecto de la CP ₂	133
Figura 4.16: GVC: Efecto de la CP ₃ (izquierda) y de la CP ₄ (derecha)	134
Figura 4.17: GVC: Efecto de la CP ₃ transición en la fase de apoyo.....	134

Figura 4.18: GVL: efecto de la CP ₁	135
Figura 4.19: GVL: efecto de la CP ₂	135
Figura 4.20: GVL: efecto de la CP ₃	136
Figura 4.21: GVL: efecto de la CP ₄	136
Figura 4.22: Evolución de la percepción del esfuerzo.....	138
Figura 4.23: Evolución del intervalo R-R.	139
Figura 4.24: Evolución de la velocidad de carrera.	140
Figura 4.25: Evolución del tiempo de zancada.....	141
Figura 4.26: GVC: Evolución de las componentes principales.	142
Figura 4.27: GVL: Evolución de las componentes principales.	144
Figura 4.28: Media de las funciones según la evolución de la prueba.....	147
Figura 4.29: Escala de Borg 1-10 según la evolución de la prueba.	147

Tabla de abreviaturas

Abreviatura	Significado
AVLR	Carga vertical media
CMC	Coefficiente de correlación múltiple
CMJ	Salto con contra movimiento
EMGs	Electromiografía de superficie
fANOVA	Análisis funcional de la varianza
FC	Frecuencia cardíaca
FDA	Análisis de datos funcionales
FFT	Prueba F funcional
FLRM	Regresión logística funcional
fMANOVA	Análisis multivariante de la varianza
f-PCA	Análisis de componentes principales funcional
FRM	Regresión lineal funcional

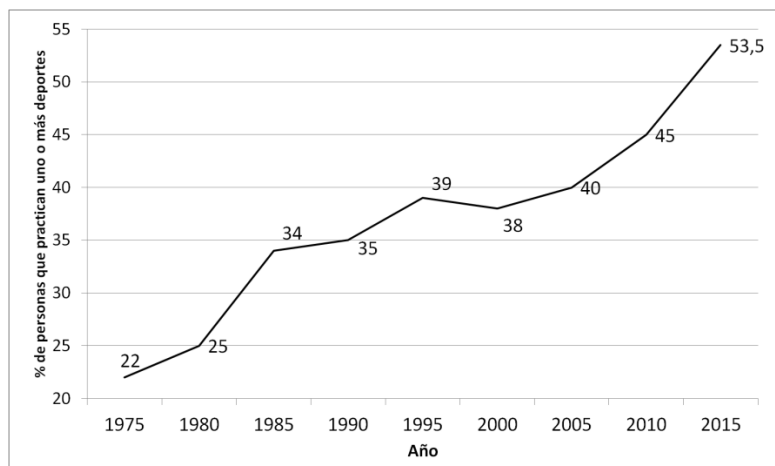
Abreviatura	Significado
GPS	Sistema de posicionamiento global
GVC	Grupo de velocidad controlada
GVL	Grupo de velocidad libre
IAAF	Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo
ICC	Coefficiente de correlación intraclase
IMUs	Unidad de medición inercial
ISB	Sociedad Internacional de Biomecánica
ITF	Federación Internacional de Tenis
IVLR	Carga vertical instantánea
LR	Pendiente de carga (Loading Rates)
MTSS	Síndrome medial de estrés tibial
NIPALS	Nonlinear Iterative Partial Least Squares
PAT	Tecnología de análisis del jugador
PC	Componente principal
PCA	Análisis de componentes principales
PETO ₂	Presión de oxígeno
PLS	Mínimos cuadrados parciales
REST-Q	Cuestionario de estrés y recuperación
RPE	Escala de percepción del esfuerzo
RRIs	Lesiones relacionadas con correr
SEM	Error estándar de la media

Capítulo 1

Introducción

1.1. Auge del deporte en España: la carrera a pie

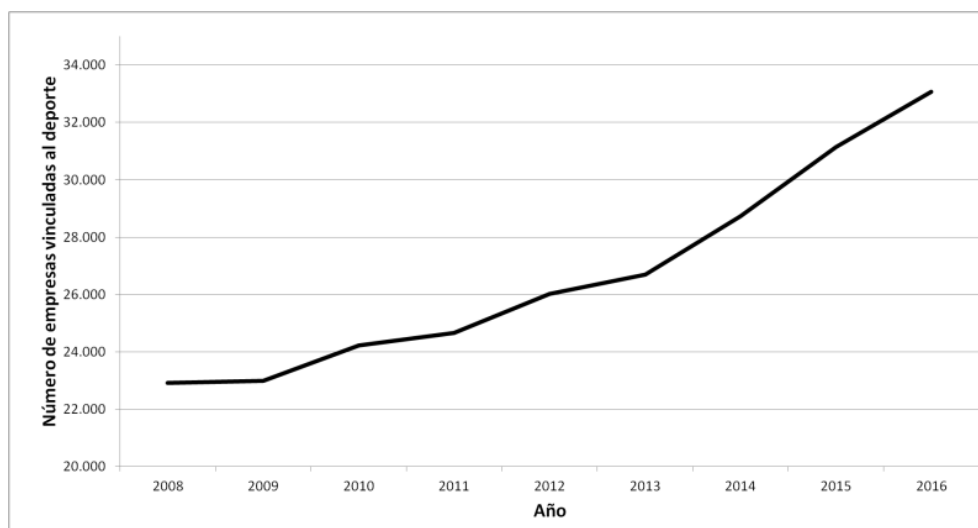
En los últimos años el interés por el deporte ha crecido considerablemente, pasando de un escaso 22 % de españoles que practicaban deporte en el año 1975 a más de un 50% en el año 2015 (figura 1.1).



Fuente: Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (2017).

Figura 1.1. Evolución de la práctica de deportes.

Este crecimiento del interés por el deporte tiene un importante impacto económico, al servir de soporte a nuevas actividades económicas. Así, el número de empresas relacionadas con la actividad y el deporte ha crecido un 43% en los últimos 10 años, a pesar de la crisis económica (figura 1.2).



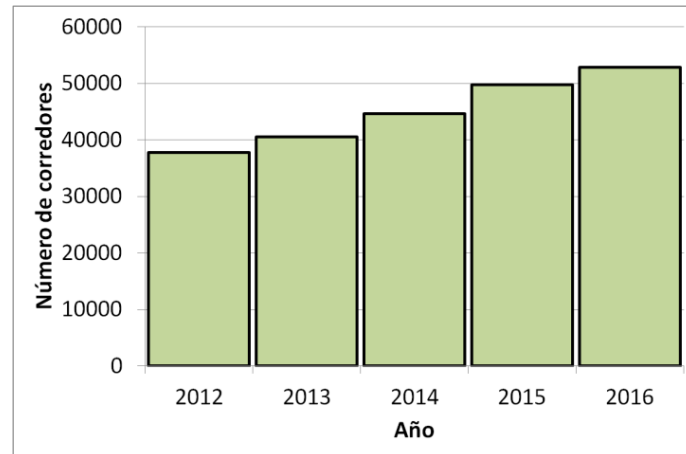
Fuente: Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (2017).

Figura 1.2: Evolución del número de empresas vinculadas al deporte.

Una de las disciplinas con un crecimiento considerable ha sido la carrera a pie. En los últimos años se ha producido un auge en el número de corredores. Cada vez más personas con edades comprendidas entre los 15 y 65 años empieza a practicar este deporte (Scheerder, Breedveld, & Borgers, 2015). Actualmente podemos ver a corredores por todos los rincones de las ciudades europeas. Este incremento en el número de corredores se ve reflejado en el aumento tanto del número de participantes, como del número en las distintas pruebas populares.

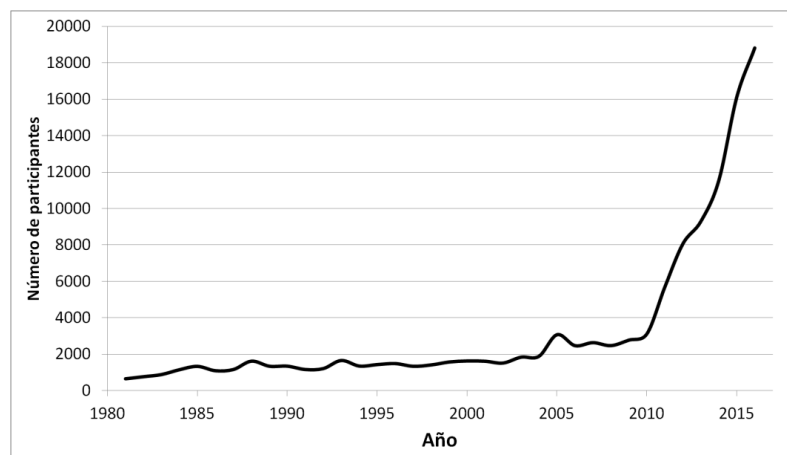
Una de las pruebas que se ha hecho más popular es la maratón urbana, competición que se ha extendido por numerosas capitales europeas. En la figura 1.3 se muestra la evolución del número de corredores que entraron en meta en los principales maratones españoles: Barcelona, Madrid, Valencia y Sevilla.

Una de las competiciones que ha aumentado más su número de participantes ha sido el maratón de Valencia Trinidad Alfonso, llegando a más de 18000 participantes en el año 2016 (figura 1.4). De hecho, este maratón ha sido galardonado con la Road Race Gold Label de la IAAF, situando la prueba valenciana como una de las mejores del mundo (20Minutos, 2016).



Fuente: adaptado de <http://www.running4runners.com>

Figura 1.3: Evolución del número de corredores que finalizan un maratón.



Fuente: adaptado de <http://www.elconfidencial.com/alma-corazon-vida/running/2016-09-24>

Figura 1.4: Número de corredores en el maratón de Valencia Trinidad Alfonso.

1.1.1. Razones para correr

Una de las principales razones para correr son los múltiples beneficios para la salud que conlleva la actividad física (Cavill, Kahlmeier, & Racioppi, 2006). No obstante, las razones del aumento de participantes en este deporte no se deben únicamente a cuestiones de salud y difieren entre países, si bien la mayoría de corredores europeos están de acuerdo en que la flexibilidad para su práctica y la simplicidad de la misma son las razones de mayor peso (Scheerder et al., 2015).

Además, no requiere la adquisición o el uso de un equipo costoso, ni un entrenamiento excesivamente largo, sino que es posible hacerlo en casi cualquier lugar y superficie (arena, hierba, asfalto, pista, nieve, etc.) y en cualquier época del año (Séamus Kennedy, 2008). En definitiva, las claves para el aumento del número de corredores son la sencillez y accesibilidad de su práctica y los beneficios para la salud que esta conlleva.

El *Club Road Runners of America* destaca diez motivos por los cuales se justifica la práctica de este deporte y probablemente el aumento de participantes:

- Es el modo más efectivo para obtener una buena salud cardiovascular.
- Es el deporte aeróbico de más fácil acceso.
- Es gratuito y fácil de aprender.
- Es una buena forma para liberarse del stress.
- Es un buen ejercicio en cualquier programa de control de peso.
- Correr es un método de entrenamiento flexible.
- La salud, la autoestima y confianza se incrementan con un entrenamiento regular.
- Ofrece oportunidades únicas a los que corren por diversión de encontrarse con atletas reconocidos mundialmente.
- Se puede practicar en familia y a cualquier edad.
- Es posible mejorar las relaciones sociales. Millones de personas practican este deporte ya sea por diversión, para mejorar su estado físico o para competir.

1.1.2. Beneficios de la práctica de la carrera a pie

Son de todos conocidas las ventajas y beneficios asociadas al ejercicio físico y la actividad deportiva: impacto positivo sobre la depresión, mejora de la condición física, de la fuerza muscular, la osteoporosis, la presión arterial, la obesidad, reduce el riesgo de enfermedades cardiovasculares, diabetes (Cavill et al., 2006).

En particular, la carrera a pie es una excelente actividad física con numerosos efectos para la salud. A continuación, se listan algunos de estos efectos descritos en la literatura:

- Reduce el riesgo de osteoporosis (MacKelvie, Taunton, McKay, & Khan, 2000).
- Incrementa la sensación de bienestar y autoestima. (Séamus Kennedy, 2008).
- Impacto positivo sobre la depresión (Blue, 1979; Doyne et al., 1987; Greist et al., 1979; Ramírez, Vinaccia, & Suárez, 2004).

- Reduce el riesgo de enfermedad cardiovascular. (Bassuk & Manson, 2005; Lavie et al., 2015; Lee et al., 2014).
- Prevención sobre la diabetes tipo 2 (Bassuk & Manson, 2005).
- Reduce el riesgo de cáncer (Duncan, Harris, & Ardies, 1997; Thune & Furberg, 2001).

Debido a los múltiples efectos positivos sobre la salud, la actividad física, como la carrera a pie, se considera una poli-píldora (Fiuza-Luces, Garatachea, Berger, & Lucia, 2013; Sigurdsson, 2013). Sus beneficios superan con creces el riesgo para la mayoría de los individuos estando considerada un factor de protección contra distintas enfermedades y contra la mortalidad prematura (Lavie et al., 2015).

No obstante correr, como cualquier otra actividad física, no está exenta de riesgo y puede haber algunas consecuencias negativas para la salud aunque estas son relativamente pequeñas (Lavie et al., 2015). La bibliografía indica que la actividad física moderada conlleva numerosos beneficios para la salud y debe realizarse de manera responsable y supervisada, ajustándose a las características del atleta (Fedewa, Hathaway, Williams, & Schmidt, 2017). De este modo, el exceso de la misma se puede convertir en un factor de riesgo (Lavie et al., 2015; Menezes et al., 2013).

1.2. Patología del corredor de fondo

Muchos son los corredores que abandonan la práctica del deporte al notar molestias o llegar a sufrir alguna lesión, siendo estas el principal motivo de abandono para el 60% de los corredores europeos (Asics, 2009). El 38.8% de los corredores europeos tienen o han sufrido alguna lesión debida a la práctica de este deporte, y entre el 37 y el 56% de los corredores se lesiona al menos una vez al año (Danny Abshire, 2009). Además el entre el 20 y el 70 % de las lesiones vuelven a producirse (McGrath & Finch, 1996).

1.2.1. Epidemiología de lesiones en corredores de fondo

Es difícil estimar con cierta precisión el número de lesiones o la incidencia de lesiones entre corredores, debido a las diferencias entre las muestras empleadas en los estudios y por la propia definición de lesión realizada en cada uno (van Mechelen, Hlobil, & Kemper, 2012; Videbæk, Bueno, Nielsen, & Rasmussen, 2015).

No obstante los autores coinciden en que la incidencia de lesiones en corredores es alta, oscilando entre el 30% y el 79% (Bates, 2010; Buist et al., 2007; Macera et al., 1989; Marti, Vader, Minder, & Abelin, 1988; Taunton et al., 2003; van Mechelen, 1992).

En cuanto a la localización de las lesiones, Taunton et al. (2003) realizaron un estudio en 844 sujetos. Durante las 13 semanas del estudio, los autores registraron 249 lesiones lo que supone una incidencia cercana al 30%. Gran parte de estas lesiones se localizaron en la rodilla, resultado que es acorde con el resto de bibliografía consultada (Jacobs

& Berson, 1986; Marti et al., 1988; Novacheck, 1998; Rolf, 1995; Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2008; Walter, Hart, McIntosh, & Sutton, 1989).

En las tablas 1.1 y 1.2 se muestran la incidencia de las lesiones más frecuentes asociadas a la carrera de fondo y las partes del cuerpo afectadas, respectivamente.

Tabla 1.1: Lesiones comunes en corredores de fondo.

Estudio	Lesión	Incidencia
Lopes, Hespanhol, Yeung, & Costa (2012)	Periostitis	13.6% - 20.0%
	Tendinopatía aquilea	9.1% - 10.9%
	Fascitis plantar	4.5% - 10.0%
	Síndrome femoropatelar	7.4% - 15.6%.
Pierpoint, Williams, Fields, & Comstock (2016)	Sobrecarga muscular	49.7%
	Esguince de ligamentos	10.1%.
	Fracturas por estrés	4.8%
	Tendinitis	10.3%
Taunton et al. (2002)	Síndrome femoropatelar	16.53%
	Síndrome de la cintilla iliotibial	8.4%
	Fascitis plantar	7.9 %

Fuente: Elaborado a partir de: Lopes et al., (2012); Pierpoint et al., (2016) y Taunton et al., (2002).

Tabla 1.2: Localización de las lesiones en corredores de fondo.

Localización de la lesión	Incidencia		
	Van Middelkoop et al. (2008)	Taunton et al. (2003)	Rolf (1995)
Rodilla	27.1%	42.1%	35%
Pie/tobillo	39%	16.9%	27%
Pierna	52.5%	23.8%	19%
Cadera	6.8%	10.9%.	5%
Otros	0.8 %	5.6%	14%

Fuente: Elaborado a partir de: Rolf (1995); Taunton et al. (2003) y Van Middelkoop et al. (2008)

Hay que destacar que más del 75% de las lesiones no están asociadas a caídas o golpes, sino que se producen durante el desarrollo normal de la carrera (McGrath & Finch, 1996; Pierpoint et al., 2016). En este sentido, no hay diferencias entre hombres y mujeres, si bien, los corredores con menos experiencia tienen una tasa de incidencia de lesiones mayor (Videbæk et al., 2015).

En este sentido, la experiencia del corredor, el entrenamiento, la técnica de carrera y las lesiones previas son factores fundamentales en el riesgo de lesión de un deportista, por tanto se puede trabajar sobre estos factores con el fin de prevenir o minimizar el riesgo de lesión (Jacobs & Berson, 1986).

1.2.2. Factores de riesgo

Existen un gran número de lesiones asociadas a la práctica de la carrera de fondo y cada una de ellas puede deberse a varios factores (M. P. van der Worp et al., 2015). Estos factores se pueden dividir en dos grandes grupos: factores extrínsecos, aquellos que no dependen del corredor, y en factores intrínsecos, propios de las características de cada corredor (Bahr & Holme, 2003; Pedret & Balius, 2015). En la tabla 1.3 se muestran algunos ejemplos.

Tabla 1.3: Factores de riesgo de lesión en corredores de fondo.

Factores extrínsecos	Factores intrínsecos
Errores de entrenamiento	Características del deportista.
Técnica deportiva inadecuada.	Lesiones previas.
Terreno y/o calzado inadecuado	Otras patologías.

Entre los factores de riesgo de lesión en la práctica de la carrera de fondo, las características del corredor, en concreto las alteraciones del aparato locomotor, los errores de entrenamiento, la técnica de carrera y el uso inadecuado del material deportivo, son probablemente las causas más frecuentes (Hulme, Nielsen, Timpka, Verhagen, & Finch, 2017; Jacobs & Berson, 1986; Ramiro, 1989).

1.2.2.1 Alteraciones del aparato locomotor

Un gran número de lesiones son de origen mecánico, bien por la continua repetición de movimientos, bien por determinadas alteraciones estructurales o por la suma de ambos (tabla 1.4).

Entre las alteraciones estructurales, destaca el tipo de pie, que influye en la fuerza de reacción con el suelo. El pie cavo, debido a su mayor rigidez, genera fuerzas mayores que el pie plano, que es más flexible y presenta una mayor capacidad para absorber el impacto (Abián Vicén, Alegre Durán, Lara Sánchez, Jiménez Linares, & Aguado Jódar, 2005; Williams III, McClay, Hamill, & Buchanan, 2001).

La eversión del retropié excesiva o prolongada, (Dierks, 2011), desigualdades en la longitud de la pierna, estructura del pie (Williams III, McClay, & Hamill, 2001), varo del ante pie (Korpelainen, Orava, Karpakka, Siira, & Hulkko, 2001) pueden ser factores de riesgo de las fracturas por estrés recurrentes.

Tabla 1.4: Relaciones entre alteraciones estructurales y lesiones.

Alteraciones estructurales	Lesiones
Deformidades de los dedos.	Uñas encarnadas Hematomas subungueales.
Alteraciones en el alineamiento	Metatarsalgias. Fracturas por fatiga
Pie plano	Gonalgias. Tendinitis del tibial posterior
Pie cavo	Fascitis plantar Metatarsalgias

Fuente: Ramiro, (1989)

1.2.2.2 Uso inadecuado del material deportivo

Otro factor importante es el calzado deportivo. Así, el uso de calzado deportivo deteriorado o simplemente que no se adecua a las características del corredor se considera un factor de riesgo de lesión. Con el uso, el calzado pierde cualidades, en especial la capacidad de amortiguación (Cook, Kester, & Brunet, 1985).

En la actualidad existe una gran gama de calzado deportivo. Las marcas deportivas ofrecen modelos especialmente diseñados para determinados corredores según tipo de pisada, peso, disciplina practicada, etc. con la intención de mejorar la eficiencia de la carrera y minimizar el riesgo de lesión.

1.2.2.3 Errores de entrenamiento

El aumento brusco en el número de entrenamientos o la intensidad de los mismos, la falta de calentamiento previo a la carrera, no seleccionar adecuadamente el terreno por el cual se corre, someterse a una sobrecarga continuada sin respetar periodos de recuperación o simplemente no guardar el suficiente reposo tras una lesión, son causas frecuentes de lesión entre los corredores amateur (Hreljac, 2004; Macera et al., 1989).

La falta de conocimiento de la disciplina practicada o una técnica de carrera inadecuada o errónea supone un riesgo de lesión para el deportista. El tipo de técnica de carrera puede aumentar la eficiencia y disminuir el riesgo de lesión (Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007).

1.2.3. Nuevo enfoque de los factores de riesgo

La clasificación tradicional basada en factores intrínsecos y extrínsecos ha sido revisada por otros autores, planteando modelos más completos que separan factores relacionados con las características sistémicas, de entrenamiento, salud y estilo de vida.

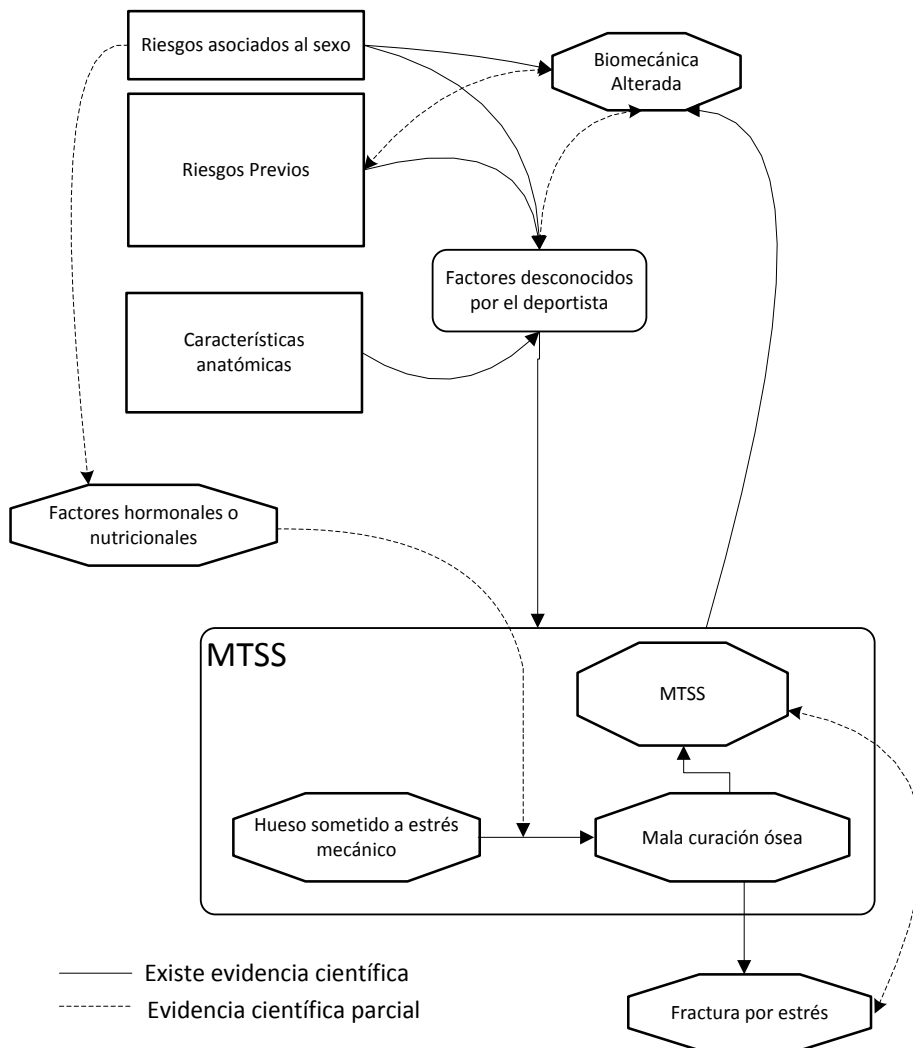
Así, en la revisión sistemática realizada por van Gent et al. (2007) los autores identificaron cuatro grupos de factores de riesgo de lesión (tabla 1.5) ampliando de este modo la clasificación tradicional. En dicha revisión, los autores destacan la fuerte evidencia científica, que señala a los errores de entrenamiento como un factor de riesgo de lesión junto con las lesiones sufridas previamente. Existe bastante consenso científico acerca de la importancia de ambos factores como los más relevantes en la aparición de lesiones en corredores (Hulme et al., 2017; James, Bates, & Osternig, 1978; M. P. van der Worp et al., 2015; van Gent et al., 2007).

Tabla 1.5: Factores de riesgo de lesión según van Gent y colaboradores.

Sistémicos	Entrenamiento	Salud	Estilo de vida
Edad	Frecuencia	Historia médica	Consumo de bebidas alcohólicas
Genero	Modificación del entrenamiento	Lesiones previas	Consumo de tabaco
Altura	Distancia		Practicar otros deportes
Peso	Experiencia		
Alineamiento miembro inferior	Calentamiento		
	Tipo de carrera		
	Calzado		

Fuente: adaptado de van Gent et al. (2007)

No obstante, no son los únicos factores de riesgo. Así, en la revisión realizada por Newman, Witchalls, Waddington, & Adams (2013), se identifican y clasifican varios factores de riesgo para el desarrollo del síndrome medial de estrés tibial (MTSS). La figura 1.5 muestra el modelo continuo de patogénesis de MTSS, propuesto por estos autores.



Fuente: Adaptado de: Newman, Witchalls, Waddington, & Adams (2013)

Figura 1.5: Modelo de patogénesis de MTSS.

El modelo planteado por Newman et al. (2013) considera como factores de riesgo para el desarrollo de MTSS:

- Sexo femenino ($Z=2.6$).
- Haber utilizado ortesis ($Z =4.17$).
- Historia previa de MTSS ($Z=2.23$).
- Poca experiencia como corredor ($Z=2.84$).
- Índice de masa corporal elevado ($Z=3$).
- Descenso de escafoides (drop navicular) mayor de 10 mm ($Z=1.97$).
- Mayor rango de rotación externa de cadera en varones ($Z=3.46$).

No obstante, los autores indican que el mecanismo por el cual estos factores de riesgo influyen en el desarrollo de MTSS sigue sin estar claro.

Nunns et al. (2016) asocian el riesgo de fractura por estrés tibial a una capacidad reducida para amortiguar los impactos durante la carrera. En su estudio prospectivo de 1065 marines, identifican cuatro variables relacionadas con el riesgo de lesión por estrés:

- Índice de masa corporal bajo.
- Menor anchura bimalleolar.
- Presión elevada en el talón.
- Menor rango de rotación tibial.

Los resultados de estos trabajos ponen de manifiesto que características del corredor como el sexo o un índice de masa corporal demasiado bajo o demasiado alto, son factores de riesgo.

Otro factor de riesgo de considerable importancia es el calzado. No obstante, Shih, Lin, & Shiang (2013a) realizaron un trabajo de investigación donde combinaron, como condiciones del estudio, la condición de pie calzado o descalzo junto con el patrón de carrera. El estudio concluye que, desde los puntos de vista cinemático y cinético, el patrón de carrera juega un papel más importante que la condición de calzado o descalzo.

En este sentido, Malisoux, Chambon, Urhausen, & Theisen (2016) valoraron la relación entre distintas zapatillas para correr y el riesgo de lesión. Los autores indican que en general no se modifica el riesgo de lesión en función del *drop* de la zapatilla, (relación de altura entre talón y punta del calzado). Sin embargo, el perfil del corredor puede ser un factor clave a la hora de decidir el tipo de *drop* de la zapatilla, ya que en función del tipo de corredor (ocasional o habitual), las zapatillas con un *drop* pequeño se asociaron con un menor riesgo de lesión o un mayor riesgo de lesión respectivamente.

Junto a los factores de riesgo mencionados, la revisión realizada por de Hoyo et al. (2013) sobre la rotura de isquiotibiales identifica como factor de riesgo la falta de fuerza, flexibilidad o fatiga muscular. En base a los estudios analizados en la revisión, los autores recalcan la importancia de plantear estrategias para la prevención que tengan presente la naturaleza multifactorial de la lesión.

Además, como indican Newman, Witchalls, Waddington, & Adams (2013) existe una cinemática alterada en corredores lesionados. No obstante, hasta la fecha ningún ensayo prospectivo ha identificado un factor de riesgo cinemático concreto.

A continuación, en los siguientes apartados se profundiza en la biomecánica de carrera, los diferentes estilos de carrera y la posible relación existente entre variables biomecánicas y lesión.

1.3. Biomecánica de la carrera

Durante la carrera se sigue un patrón de movimiento que se puede dividir en dos fases. La primera de ellas es la fase de apoyo monopodal. En esta fase el corredor contacta en el suelo con un solo pie, para tomar apoyo y posteriormente impulsarse. La segunda fase es la fase de vuelo. Durante esta fase no existe contacto con el suelo de ninguno de los dos pies, y el cuerpo del corredor se desplaza hacia delante.

La fase de apoyo se puede dividir a su vez en tres fases diferenciadas (figura 1.6):

- Contacto inicial: el talón entra en contacto con el suelo, en este instante se producen fuerzas de impacto elevadas.
- Apoyo completo: El pie está en posición horizontal apoyado en el suelo, produciéndose una estabilización del corredor.
- Propulsión: El corredor genera fuerza contra el suelo para avanzar hacia adelante. Se produce el despegue de la pierna y se inicia la fase de vuelo.

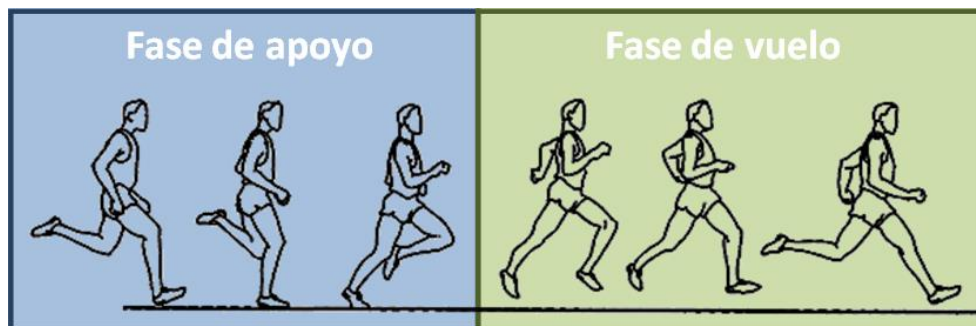


Figura 1.6: Esquema de las fases de carrera.

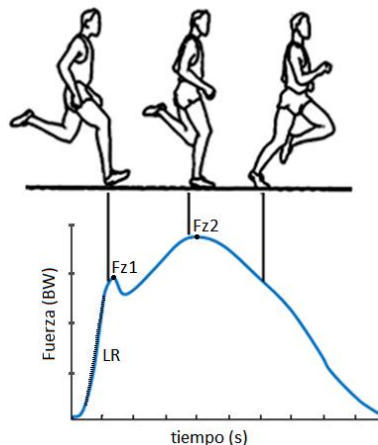
Las fuerzas de reacción durante la carrera son muy altas, entre 1.5 y 2 veces mayores que en la marcha. Además, un corredor puede llegar a someterse a 40000 impactos de este tipo a la semana. Esta repetición continuada de cargas elevadas, junto con problemas de alineación o de patrones de movimiento inusuales, pueden predisponer al corredor a padecer una lesión por sobrecarga (Cavanagh & LaFortune, 1980).

Por tanto, las estructuras del cuerpo humano están sometidas a cargas que generan un estrés mecánico repetitivo en los tejidos.

Una forma muy extendida para representar de forma global el nivel de carga al que se someten las estructuras corporales es mediante la fuerza de reacción del suelo durante el apoyo (Zadpoor & Nikooyan, 2011). Esta reacción es la parte más importante de la carga que se transmite a las articulaciones, ya que es una acción exterior mucho más grande que las fuerzas de inercia o los pesos de los segmentos corporales.

En la figura 1.7 se muestra un registro típico de la fuerza de reacción vertical, donde se han marcado tres parámetros muy utilizados para describir ese patrón:

- Fz1: Se corresponde con el pico de impacto, contacto del talón.
- Fz2: Se corresponde con el pico de propulsión (Grimston, Engsborg, Kloiber, & Hanley, 1991).
- LR: Carga vertical (LR) se define como la pendiente de la parte inicial de la curva vertical de fuerza (Munro, Miller, & Fuglevand, 1987). Se puede diferenciar en:
 - AVL: Carga vertical media.
 - IVL: Carga vertical instantánea.



Fuente: Elaboración propia

Figura 1.7: Variables estudiadas de la fuerza de reacción vertical.

Durante el primer instante de contacto con el suelo, se produce un pico de fuerza ($Fz1$) de gran magnitud y corta duración (Cavanagh & LaFortune, 1980) (figura 1.7). La fuerza vertical durante la fase de contacto inicial contiene altas frecuencias y se relaciona con la vibración a la que se ve sometida la cadena musculo esquelética. El impacto generado al contacto con el suelo se transmite hasta la cabeza a través de las distintas articulaciones: tobillo, rodilla, cadera y raquis (Chu, Yazdani-Ardakani, Gradisar, & Askew, 1986; Dickinson, Cook, & Leinhardt, 1985).

Además de presentar valores muy elevados, las cargas músculo-esqueléticas durante la carrera siguen un patrón de alta repetitividad, lo que puede afectar negativamente a la capacidad de resistencia de las estructuras y a la fatiga muscular.

La musculatura necesita un periodo de adaptación a la carga generada. Este periodo se conoce como periodo de latencia muscular. En el caso de la musculatura del miembro inferior se establecen valores de alrededor de los 30 ms. Por tanto, la musculatura será capaz de cambiar activamente su estado tensional ante cargas con un contenido en frecuencia por debajo de los 30 Hz. Ante cargas de alta frecuencia, como es el impacto de talón en el instante inicial del apoyo durante la carrera, la musculatura no es capaz de variar su estado tensional.

No obstante, el cuerpo humano cuenta con amortiguadores naturales para protegerse de los impactos (Chu et al., 1986; Radin et al., 1973; Whittle, 1999). En términos generales, la almohadilla del talón es el primer elemento en actuar y uno de los principales mecanismos amortiguadores, debido a su gran capacidad para absorber energía.

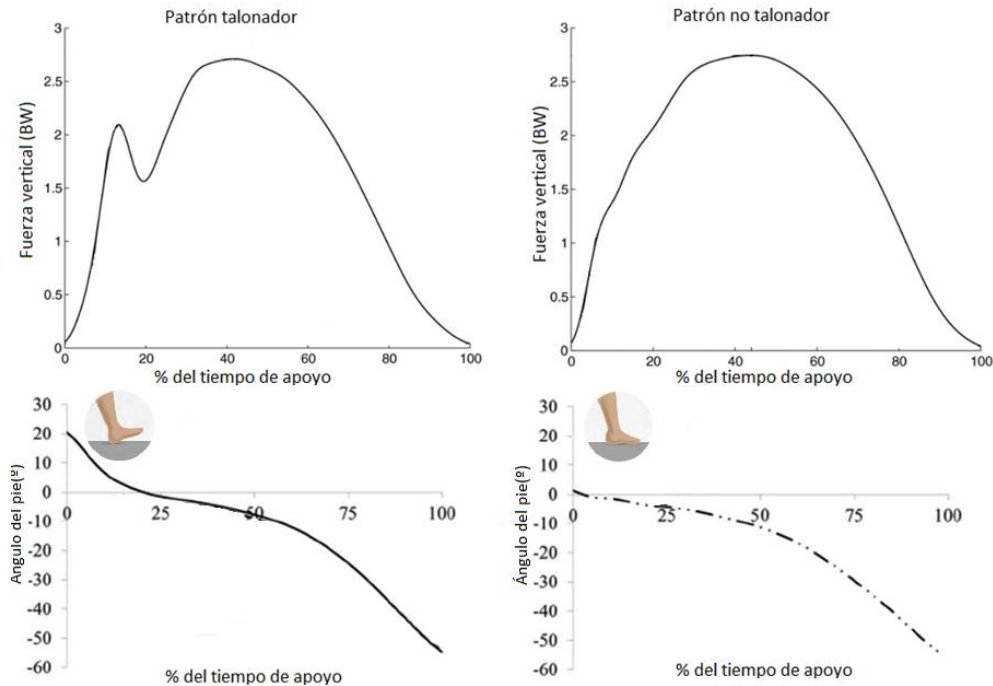
Otro factor que influye en la amortiguación es el ángulo con el que se aborda el suelo, ya que determina el movimiento de pronación del pie. Por último, la rodilla al flexionarse actúa como un muelle reduciendo la fuerza producida (Kapandji, 1982).

Precisamente, las articulaciones que despeñan una función de atenuación de los impactos son las que normalmente resultan dañadas (tabla 1.2), debido a la continua repetición de las fuerzas provocadas por los impactos en cada zancada durante la carrera (Hreljac, 2004).

Es importante destacar que en función del ángulo de ataque del pie con el suelo se producen unas fuerzas de reacción u otras (Breine et al., 2017; Gerritsen, van den Bogaert, & Nigg, 1995; Kulmala, Avela, Pasanen, & Parkkari, 2013) (figura 1.8).

En este sentido, el estilo de carrera del corredor juega un papel muy importante en la capacidad de amortiguación de los impactos y por tanto, en el riesgo de lesión (Co, Skinner, & Cannon, 1993; Oakley & Pratt, 1988; Shih et al., 2013) ya que las fuerzas y movimientos involucrados son diferentes según el estilo de carrera (Almonroeder, Willson, & Kernozek, 2013; Breine et al., 2017; Crowell & Davis, 2011; Gómez-Molina et al., 2017).

En el apartado siguiente se describe brevemente los estilos de carrera fundamentales: talonador o no talonador.



Fuente: adaptado de: Breine et al., (2017); Kluitenberg, Bredeweg, Zijlstra, Zijlstra, & Buist, (2012)

Figura 1.8: Relación fuerza vertical, cinemática y estilo de carrera.

1.3.1. Estilos de carrera: talonador y no talonador

En función de la zona del pie que entra en contacto con el suelo (figura 1.9), se puede distinguir tres estilos de carrera (Almeida, Davis, & Lopes, 2015):

- Talonador: Los corredores talonadores realizan el contacto inicial con el suelo mediante el talón.
- No talonador: Los corredores con un estilo no talonador se pueden dividir a su vez en dos categorías:
 - Medio-pie: contactan con el suelo mediante la zona central del pie.
 - Ante-pie: presentan un contacto inicial de metatarso.

Si bien se pueden distinguir los estilos anteriormente mencionados, la gran mayoría de corredores de fondo, presentan un estilo de carrera talonador (Kasmer, Liu, Roberts, & Valadao, 2013), cuyas características principales son las siguientes, (Breine et al., 2017; Yong, Silder, & Delp, 2014):

- Tiempos de apoyo mayores.
- Menor duración de la fase de vuelo.
- Mayor ángulo de la pierna en el contacto inicial con el suelo.

Desde el punto de vista biomecánico, las principales diferencias entre los estilos de carrera se observan en las fuerzas generadas y en el movimiento del tobillo y el pie durante el contacto inicial del apoyo (figura 1.8), siendo mayores en los corredores talonadores (Almonroeder et al., 2013; Breine et al., 2017; Crowell & Davis, 2011).



Fuente: elaboración propia.

Figura 1.9: Principales estilos de carrera.

Como se ha comentado anteriormente el riesgo de lesión depende de varios factores y conlleva una alteración en los patrones de movimiento y fuerza del corredor (Newman et al., 2013). En este sentido numerosos trabajos se han centrado en el estudio de las relaciones entre determinados parámetros biomecánicos con lesiones concretas, o con lesiones relacionadas con correr (RRIs, del inglés: running-related injuries).

El estudio y análisis de los parámetros biomecánicos, puede tener gran relevancia en la prevención de lesiones, ya que parece existir una relación entre las fuerzas, el movimiento, el estilo de carrera y el riesgo de nuevas lesiones. En los siguientes apartados se profundiza en las relaciones existentes entre las variables biomecánicas y las lesiones relacionadas con correr.

1.3.2. Variables biomecánicas: relación con las lesiones

Son muchos los trabajos de investigación que asocian una variable biomecánica con algún tipo de lesión. En este apartado se profundiza en las relaciones entre las variables biomecánicas y la lesión derivada de la práctica de la carrera de fondo, estructurado según el tipo de variable estudiada:

- Fuerzas de reacción.
- Variables cinemáticas.

1.3.2.1 Fuerzas de reacción

Tradicionalmente, las variables relacionadas con las fuerzas de reacción (figura 1.7) se han asociado al riesgo de lesión. Los corredores con una lesión previa muestran valores más altos en comparación a los corredores sin lesión (Grimston et al., 1991; Hreljac, Marshall, & Hume, 2000; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006; Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill, & Davis, 2008).

No obstante, las variables pico de impacto (Fz1) y pico de propulsión (Fz2) no siempre presentan valores mayores en corredores lesionados (Grimston, Nigg, Fisher, & Ajemian, 1994; Zadpoor & Nikooyan, 2011).

Sin embargo, sí existe una fuerte evidencia científica en cuanto a la variable pendiente de carga (LR), siendo significativamente mayor en aquellos corredores con lesión (I. S. Davis, Bowser, & Mullineaux, 2016; H. van der Worp, Vrielink, & Bredeweg, 2016; Zadpoor & Nikooyan, 2011). Este valor aumentado de la pendiente de carga, generalmente se asocia a una mayor rigidez del miembro inferior, y por tanto a una merma de la capacidad de amortiguación de los impactos producidos durante la carrera de fondo (Bredeweg, Kluitenberg, Bessem, & Buist, 2013).

En este sentido, modificaciones en el estilo de carrera podrían reducir las cargas debidas al impacto y, por lo tanto, reducir el número de lesiones.

1.3.2.2 Variables cinemáticas

Dada su importancia en la atenuación de los impactos, la relación del movimiento del pie con el riesgo de lesión ha sido ampliamente estudiada. En concreto, alteraciones en el rango o velocidad del movimiento de pronación del pie se asocian con un mayor riesgo de lesión (Dudley, Pamukoff, Lynn, Kersey, & Noffal, 2017; Munteanu & Barton, 2011; Pohl et al., 2008).

Rangos elevados de pronación someten a los tejidos del pie a una mayor tensión. Un aumento en la fuerza sobre el tejido mientras el retropié realiza el movimiento de pronación, podría exceder el umbral de tolerancia de los tejidos (Mueller & Maluf, 2002). Si esta situación mecánica se prolonga en el tiempo, podrían desarrollarse lesiones como: fascitis plantar, tendinitis de Aquiles o tendinitis rotuliana, por la sobrecarga en los tejidos blandos (Williams III, McClay, & Hamill, 2001).

Por otra parte, la pronación limitada, o supinación, no son capaces de actuar como mecanismo de amortiguación. Por tanto, el cuerpo es sometido a mayores fuerzas en un corto periodo de tiempo, exponiendo al tejido a fuerzas elevadas y aumentando por tanto el riesgo de lesiones como: esguince lateral de tobillo, fractura por estrés o síndrome de la banda iliotibial (Williams III, McClay, & Hamill, 2001).

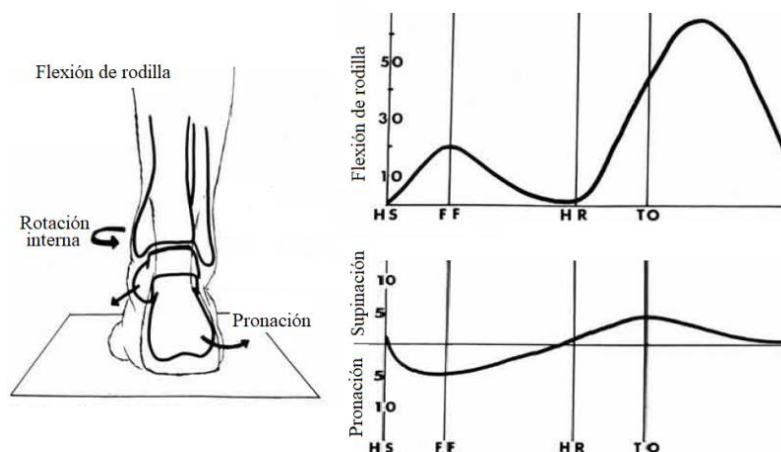
Sin embargo, la relación entre la pronación y la lesión en corredores de fondo ha sido cuestionada por algunos autores. Los resultados obtenidos por Nielsen et al. (2014) contradicen la creencia de que una pronación exagerada está relacionada con un mayor

riesgo de lesión. Estos resultados coinciden con los presentados por Hreljac, Marshall, & Hume (2000), ya que los autores no encontraron diferencias significativas ni en el ángulo, ni en la velocidad de pronación del pie.

Como se ha comentado anteriormente, la rodilla actúa como un amortiguador. Al flexionarse para atenuar los impactos. En este sentido, alteraciones en el movimiento de flexión de rodilla durante la fase de apoyo pueden asociarse con un mayor riesgo de lesión (Miller, Lowry, Meardon, & Gillette, 2007; Munteanu & Barton, 2011). Además, los corredores con síndrome femoropatelar presentan menores rangos de movimiento en comparación con corredores ilesos. Esto puede ser indicativo de una estrategia destinada a limitar el movimiento de la extremidad inferior en respuesta a un posible dolor (Dierks, Manal, Hamill, & Davis, 2011).

Finalmente, los movimientos de pronación y supinación del pie influyen a lo largo de todo el miembro inferior debido a la estrecha relación mecánica entre el pie y la pierna. Un movimiento de pronación excesiva provoca una excesiva rotación interna de la tibia, que a su vez influye tanto en el movimiento como en las cargas internas de la rodilla y la cadera (Dierks & Davis, 2007; Tiberio, 1987).

El movimiento de pronación del pie va acompañado con un movimiento de flexión de rodilla (figura 1.10). Una pronación elevada y prolongada en el tiempo, puede dar lugar a una falta de sincronía en los movimientos de flexión de rodilla y rotación de tibia. Esta falta de sincronismo puede provocar que la rodilla se encuentre en extensión, como lo haría normalmente, pero el pie y la tibia iniciarían el movimiento de supinación más tarde creando un intervalo temporal en el que la tibia y el fémur no están sincronizados, lo que podría provocar que la rodilla experimente un estrés mecánico excesivo.



Fuente: elaboración propia.

Figura 1.10: Sincronismo movimientos miembro inferior.

La biomecánica alterada, (tabla 1.6) parece jugar un papel importante en la génesis de diferentes lesiones. Si bien hay ciertamente varios mecanismos en los que una biomecánica alterada podría estar relacionada con una lesión, es importante señalar que tal relación causa-efecto no se ha establecido directamente en la literatura. Por otra parte, pequeñas diferencias en el patrón biomecánico pueden verse aumentadas con la duración de la carrera y la aparición de la fatiga (Aibast et al., 2008).

Tabla 1.6: Variables biomecánicas y relación con las lesiones.

Variable	Lesión - Control	Estudios
Picos máximos de fuerza vertical	=	Milner et al. (2006); H. van der Worp et al. (2016); Zadpoor & Nikooyan (2011)
	>	Grimston et al. (1991)
	<	Grimston et al. (1994)
Pendiente de carga (LR)	=	Dudley et al. (2017)
	= (mujeres)	Bredeweg et al. (2013)
	>	Davis et al. (2016); Hreljac (2004); Hreljac et al. (2000); Pohl et al. (2008); van der Worp et al. (2016); Zadpoor & Nikooyan (2011)
	> (hombres)	Bredeweg et al. (2013)
	> (mujeres)	Davis et al. (2016); Milner et al. (2006); Newman et al. (2013)
Ángulo de eversión del pie	=	Dudley et al. (2017); Nielsen et al. (2014)
	>	Munteanu & Barton (2011); Pohl et al. (2008)
Eversión del pie (Velocidad angular)	=	
	>	Dudley et al. (2017)
	<	Hreljac (2004)
Flexión de rodilla	=	
	>	Miller et al. (2007)
	<	Dierks et al. (2011); Munteanu & Barton (2011)

Fuente: elaboración propia.

1.3.3. Nivel y exposición de carga

Como se ha comentado, la propia naturaleza de la carrera somete al cuerpo humano a elevadas cargas externas, debido a los continuos impactos sobre el suelo. Estas fuerzas someten a las estructuras corporales a un esfuerzo mecánico.

Los esfuerzos en las estructuras músculo-esqueléticas dependen de distintos factores como:

- La velocidad de carrera.
- La cadencia.
- La superficie y/o el calzado y/o plantillas correctoras.
- La técnica de carrera.
- Sexo femenino.

Dichos factores influyen directamente en las fuerzas generadas. Por ejemplo, velocidades elevadas, generalmente, producen fuerzas de reacción mayores (Mercer, Vance, Hreljac, & Hamill, 2002; Nigg, Bahlsen, Luethi, & Stokes, 1987). Las diferencias en el estilo de carrera también dan lugar a patrones de carga distintos (Breine et al., 2017; Edwards, Taylor, Rudolphi, Gillette, & Derrick, 2009; Kluitenberg et al., 2012).

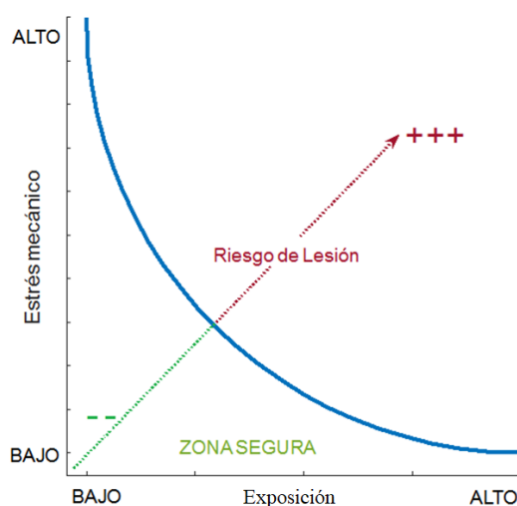
El uso de algunas plantillas correctoras o diferentes tipos de calzado pueden alterar el patrón biomecánico del corredor y por tanto pueden influir en el riesgo de lesión (Butler, Hamill, & Davis, 2007; M. P. van der Worp et al., 2015).

Otro factor importante es el sexo del corredor. En concreto, el sexo femenino se asocia con un mayor riesgo de lesión, ya que las mujeres presentan valores más elevados en las fuerzas de reacción (Bredeweg et al., 2013; Milner et al., 2006; Newman et al., 2013; M. P. van der Worp et al., 2015).

Sin embargo, el riesgo de lesión no depende sólo del nivel de carga, sino también de la frecuencia con la que se someten a las estructuras corporales a dichas cargas. En la figura 1.11 se muestra un diagrama que explica la interacción entre carga y veces que se expone a dichas cargas. Al aumentar la intensidad del entrenamiento (mayores cargas) o al amentar el número de entrenamientos o kilómetros corridos (mayor exposición) aumenta el nivel de estrés en dichas estructuras y por ello el riesgo de lesión.

La línea azul muestra la separación entre la zona segura (izquierda) y la que presenta un mayor riesgo de lesión (a la derecha). Como puede observarse, para niveles de carga elevados solo son tolerables niveles de exposición reducidos, mientras que a medida que descende el nivel de carga se pueden tolerar exposiciones más prolongadas. Cualquier aumento de uno de los factores sin reducir el otro implica un aumento directo del riesgo de lesión (Ferber & Macdonald, 2014).

Se admite que la propia curva límite puede modificarse en función del entrenamiento seguido. Así, cuando se mantiene un entrenamiento en la zona segura se produce un efecto de realimentación positiva, denominado remodelación positiva, que consiste en un desplazamiento hacia la derecha y hacia arriba de la curva. El deportista mejora su condición física con el entrenamiento adecuado, y eso disminuye el riesgo lesión.



Fuente: adaptado de Ferber & Macdonald, (2014)

Figura 1.11: Relación estrés y exposición.

Por el contrario, cuando el deportista entrena por encima de su resistencia, a la derecha de la curva, el efecto es el contrario. Se produce un efecto de reparación negativa que implica una situación de mayor riesgo de lesión.

Sin embargo, conocer el límite entre la zona segura y la zona de riesgo es muy complicado, ya que puede cambiar entre estructuras y entre individuos.

Dadas las dificultades para definir cuantitativamente unos límites seguros de carácter individual, los corredores deben basarse en otros indicadores que pueden estar relacionados con el binomio carga-exposición. Uno de los indicadores más aceptados es la aparición de fatiga, que no solo indica que se puede estar sobrepasando el límite seguro, sino que también afecta al propio patrón de carrera (Ascensão, Magalhães, Oliveira, Duarte, & Soares, 2003). En efecto, un grupo muscular fatigado debe estirarse más para ejercer la misma acción amortiguadora (Pedret & Balius, 2015). Por ejemplo la fatiga del tibial anterior produce cambios en la cinemática del pie durante la fase de apoyo, generándose cargas y patrones de movimiento alterados que pueden jugar un papel muy importante en el desarrollo de la mayoría de lesiones comunes en corredores (Christina, White, & Gilchrist, 2001). Esta cuestión se discute con más detalle en los apartados siguientes.

1.4. La fatiga en corredores de fondo

La literatura ofrece diferentes definiciones de fatiga en función del área de conocimiento del autor. No obstante, se acepta generalmente que la fatiga supone una disminución en la capacidad de producir fuerza y es, por tanto, una disminución de la capacidad para mantener una fuerza ante un estímulo, siendo un fenómeno reversible (Allen, Lamb, & Westerblad, 2008).

A pesar de los numerosos trabajos publicados sobre el tema, no existe un consenso en cuanto al origen de la fatiga. No obstante, se conoce su carácter multifactorial, incluyendo una división funcional de la misma en fatiga periférica y fatiga central (Duarte, Dias, & Melo, 2008):

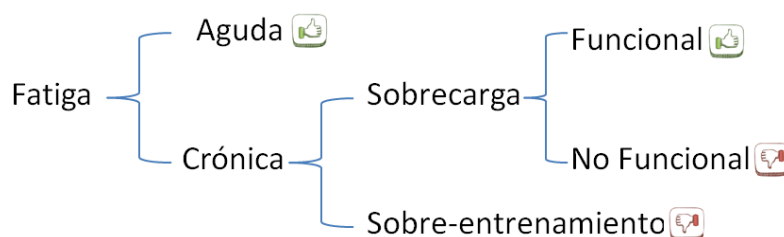
- Fatiga central: es aquella debida a las alteraciones en el sistema nervioso central, produciendo una disminución en la capacidad de enviar voluntariamente señales a las uniones neuromusculares (J. M. Davis, Alderson, & Welsh, 2000; J. M. Davis & Bailey, 1997).
- Fatiga periférica: se produce principalmente sobre el sistema muscular, generando una menor capacidad de contracción muscular.

En definitiva, ambos tipos de fatiga suponen una merma de la capacidad del organismo en la producción y mantenimiento de las contracciones musculares y, por tanto, de la generación de fuerza mecánica.

Según este criterio, capacidad para producir o mantener fuerza mecánica, Platonov, (1995) propuso una diferenciación entre dos tipos de fatiga:

- Fatiga evidente: supone una reducción de la capacidad para mantener una carga de trabajo.
- Fatiga latente: el sujeto es capaz de mantener la carga de trabajo mediante el uso cada vez más forzado de los recursos del organismo.

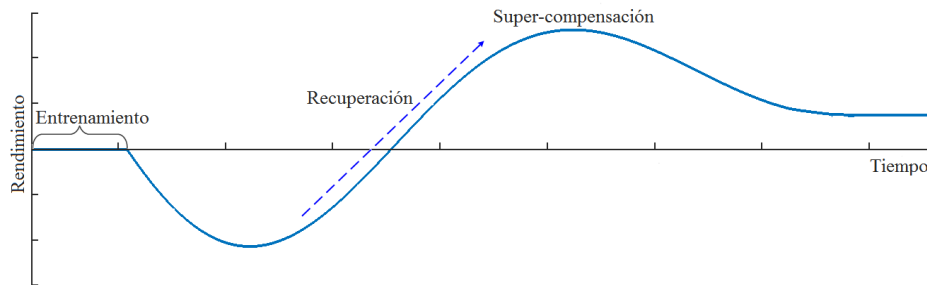
Otra clasificación es la propuesta por Meeusen et al., (2013) que distingue según el efecto que produce en aguda y crónica (figura 1.12).



Fuente: Elaboración propia.

Figura 1.12: Clasificación de la fatiga según Meeusen et al. (2013).

La fatiga aguda es consecuencia de la actividad física y desaparece en poco tiempo (figura 1.13). Genera un efecto positivo en la condición física gracias al denominado proceso de supercompensación (Zatsiorsky & Kraemer, 2006).



Fuente: elaboración propia.

Figura 1.13: Efecto de supercompensación.

La fatiga crónica aparece como consecuencia de un proceso de entrenamiento largo y ocasiona un estado de merma más permanente. A su vez, la fatiga crónica se divide en (Meeusen et al., 2013):

- Sobrecarga funcional. Estado de pérdida de rendimiento que, en pocos días, tiende a supercompensarse.
- Sobrecarga no funcional. Estado de pérdida de rendimiento prolongado (1 mes) en el cual no se produce el efecto de supercompensación, pero se recupera los índices iniciales.
- Sobre entrenamiento. Descenso del rendimiento durante más de un mes, sin recuperar los niveles iniciales.

Se ha suscitado una interesante controversia acerca de los efectos positivos de la sobrecarga funcional, ya que puede provocar una mala adaptación al entrenamiento aumentando el riesgo de lesión (Aubry, Hausswirth, Louis, Coutts, & Le Meur, 2014).

Es un hecho generalmente aceptado que el estado de fatiga o de sobrecarga produce alteraciones en la mecánica de carrera (Meardon, Hamill, & Derrick, 2011). El riesgo de lesión es mayor en corredores cuyos músculos se fatigan más rápidamente o se fatigan a diferentes velocidades ya que se produce un desequilibrio entre los diferentes músculos involucrados en el movimiento (Zadpoor & Nikooyan, 2011). Cuando los músculos se fatigan, el control motor se ve alterado, produciendo cambios en las fuerzas de reacción y en los movimientos del miembro inferior (de Hoyo et al., 2013).

Los errores de entrenamiento y los enfoques no personalizados en el corredor durante el proceso de planificación de entrenamientos pueden ser la principal causa de riesgo de lesión por sobrecarga (Aibast et al., 2008). Por ello la relación entre el efecto del estado de fatiga y la biomecánica del corredor ha sido ampliamente estudiada.

1.4.1. Efecto de la fatiga en el patrón de carrera

La activación muscular en los 50 ms previos al impacto del pie con el suelo, actúa como un sistema de protección para controlar el nivel y la vibración producida por el impacto y el movimiento de la articulación (Boyer & Nigg, 2004). El estado de fatiga afecta a la función muscular del corredor, mermando su capacidad para amortiguar los impactos y alterando su patrón biomecánico (Miller et al., 2007; Joseph Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2001).

Siguiendo una estructura similar a la del apartado 1.3.2, en este punto se profundiza en el efecto de la fatiga en el patrón de carrera, caracterizado mediante:

- Fuerzas de reacción
- Variables cinemáticas
- Parámetros espacio-temporales

1.4.1.1 Fuerzas de reacción e impactos

Existen dos interpretaciones sobre el efecto de la fatiga en relación a las fuerzas de reacción y el nivel de impactos durante la carrera (Giandolini et al., 2016).

La primera sugiere que la fatiga muscular inducida por el ejercicio conlleva un incremento de las fuerzas de reacción y de los impactos que sufre el sistema músculo-esquelético del corredor. Este incremento de fuerzas e impactos afecta a la capacidad de amortiguación del corredor.

Apoyando esta interpretación del efecto de la fatiga, existen numerosos estudios en los que al comparar las fuerzas de reacción con el suelo o la magnitud de la vibración en distintos segmentos corporales producida por el impacto del talón con el suelo se obtiene un incremento de estas variables al aumentar la fatiga del corredor (Derrick, Dereu, & Mclean, 2002; Fourchet, Girard, Kelly, Horobeanu, & Millet, 2015; Joseph Mizrahi, Verbitsky, Isakov, & Daily, 2000; Joseph Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitski, & Isakov, 1997; Schütte et al., 2015; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, & Isakov, 1998; Voloshin, Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 1998).

La segunda interpretación sugiere que los corredores adaptan su patrón de carrera con el fin de controlar la magnitud de los impactos. Es decir, el corredor realiza ajustes cinemáticos con el objetivo de intentar contrarrestar la pérdida de capacidad de amortiguación muscular debida al aumento de la fatiga provocada por el ejercicio.

En este sentido, varios estudios concluyen que no existen diferencias o en la magnitud del impacto o las fuerzas de reacción después de un ejercicio fatigante (Abt et al., 2011; Adam Clansey & Michael Hanlon, 2011; Adam Clansey, Michael Hanlon, Eric S. Wallace, & Mark J. Lake, 2012; Giandolini et al., 2016; Witzke et al., 2015).

La tabla 1.7 muestra un resumen de las diferencias en las fuerzas de reacción y los impactos debidos a la fatiga.

Tabla 1.7: Fuerzas de reacción e impactos: efecto de la fatiga.

Variable	Estudios	No fatiga	Fatiga	P Value
Aceleración en tibia (g)	Abt et al. (2011)	7.5 (1.1)	7.7 (1.3)	0.19
	Adam Clansey & Michael Hanlon (2011)	8.9 (2.2)	9.4 (2.4)	0.29
	Adam Clansey et al. (2012)	11.3 (2.15)	11.79 (1.77)	0.22
	Derrick et al. (2002)	6.11 (0.96)	7.38 (1.05)	< 0.05
	J. Mizrahi, Verbitsky, & Isakov (2000b)	≈ 6	≈ 11	< 0.05
	Verbitsky et al. (1998)	≈ 7	≈ 16	< 0.05
	Giandolini, Gimenez, et al. (2016)	5.82 (1.1)	5.56 (1.02)	0.815
Aceleración tibia Normalizada	Joseph Mizrahi et al. (1997)	1.17 (0.17)	1.62 (0.32)	< 0.05
	Verbitsky et al. (1998)	≈ 1	≈ 1.7	< 0.05
	Voloshin et al. (1998)	≈ 1	≈ 1.6	< 0.05
Aceleración en L4 (g)	Schütte et al. (2015)	1.39 (0.22)	1.48 (0.21)	0.007
Aceleración en cabeza (g)	Adam Clansey et al. (2012)	1.17 (0.35)	1.3 (0.34)	0.001
Pico fuerza vertical (N)	Fourchet et al. (2015)	1817 (250)	2226 (763)	< 0.05
	Witzke et al. (2015)	1518.5 (406)	1503.4 (401)	> 0.05
Pico fuerza vertical (BW)	Gerlach et al. (2005)	1.96 (0.34)	1.83 (0.32)	< 0.05
	Bazuelo-Ruiz et al. (2018)	1.95 (0.31)	1.90 (0.31)	< 0.05
Pendiente carga (BW _s ⁻¹)	Adam Clansey et al. (2012)	113.87 (31.56)	130.53 (39.6)	0.001
	Gerlach et al. (2005)	128.3 (43.2)	113.2 (38.7)	0.0005
	Bazuelo-Ruiz et al. (2018)	88.14 (25.82)	83.97 (18.83)	< 0.05

Fuente: elaboración propia.

La interpretación alternativa implica cambios cinemáticos para poder mantener el nivel de impacto o de fuerza durante el ejercicio. En los siguientes apartados se profundiza en los posibles cambios cinemáticos y adicionalmente en los parámetros espacio-temporales.

1.4.1.2 Variables cinemáticas

Los corredores realizan adaptaciones cinemáticas con el fin de contrarrestar el estado de fatiga y continuar corriendo. Estas adaptaciones producen cambios en el patrón de movimiento (Fort Vanmeerhaeghe & Romero Rodriguez, 2013; Gates & Dingwell, 2008).

En general, se produce una disminución de la velocidad, aumento del tiempo de contacto y disminución del rango de movimiento (Bazuelo-Ruiz et al., 2018; Christina et al., 2001; Cortes, Greska, Kollock, Ambegaonkar, & Onate, 2013; Derrick et al., 2002; Dierks, Davis, & Hamill, 2010; Fourchet et al., 2015; Hardin, Van Den Bogert, & Hamill, 2004; Miller et al., 2007; Reenalda, Maartens, Homan, & Buurke, 2016).

No obstante, al igual que en las fuerzas de reacción e impactos (tabla 1.7), existe cierta controversia sobre los cambios en el patrón de movimiento (tabla 1.8). Algunos autores no encuentran diferencias en el movimiento de tobillo, rodilla o cadera después de un ejercicio extenuante (Abt et al., 2011; Koblbauer, van Schooten, Verhagen, & van Dieën, 2014).

En este sentido, Giandolini et al. (2016) afirman que no parece existir una técnica de carrera (talonador o no-talonador) ideal en carreras de ultra distancia, y puede que la clave se halle en alternar el patrón con el fin de adaptarse a los factores tanto intrínsecos como extrínsecos. Por su parte Brown et al. (2016) encuentran diferencias en el movimiento de la cadera en corredores lesionados, pero no en corredores sanos.

Estos posibles cambios o adaptaciones a la fatiga pueden depender en gran medida de diferentes factores como el nivel y técnica del corredor, el género o el protocolo empleado en el estudio (Dierks et al., 2011; Giovanelli, Taboga, & Lazzar, 2016; Kernozek, Torry, & Iwasaki, 2008; Miller et al., 2007; Strohrmann, Harms, Kappeler-Setz, & Troster, 2012).

1.4.1.3 Parámetros espacio-temporales

La revisión realizada por Kim, Mirjalili, & Fernandez (2017) muestra que al fatigarse los corredores reducen la longitud de su zancada, disminuye el tiempo de vuelo y aumenta la cadencia.

No obstante, la mayor parte de los trabajos revisados por Kim et al. (2017) se han realizado en condiciones controladas. Cabe destacar que estos cambios se dan principalmente cuando la velocidad de carrera se mantiene constante. Al fatigarse, el corredor acorta la zancada e incrementa el tiempo de apoyo. Entonces, para poder mantener la velocidad de carrera debe aumentar la cadencia.

En este sentido, en un estudio realizado en una pista de atletismo, Schütte, Seerden, Venter, & Vanwanseele (2016) observaron una disminución significativa de la cadencia junto con un aumento del tiempo de apoyo. Estos resultados concuerdan con los hallados por otros autores (Fourchet et al., 2015; Giovanelli et al., 2016).

Tabla 1.8: Cambios cinemáticos por efecto de la fatiga.

Variable	Estudios	Fatiga
Ángulo de cadera	Reenalda et al, (2016)	Decrece
	Brown et al, (2016)	=
	Cortes et al, (2013)	Decrece
	Hardin et al, (2004)	Decrece
Ángulo de rodilla	Reenalda et al., (2016)	Decrece
	Bazuelo-Ruiz et al., (2018)	=
	Cortes et al., (2013)	Decrece
	Derrick et al., (2002)	Decrece
	Hardin et al., (2004)	=
	Miller et al., (2007)	Aumenta
Ángulo de tobillo	Reenalda et al., (2016)	Decrece
	Bazuelo-Ruiz et al., (2018)	Decrece
	Christina et al., (2001)	Decrece
	Hardin et al., (2004)	=
	Dierks et al., (2010)	Decrece flexión Aumenta eversión

Fuente: elaboración propia.

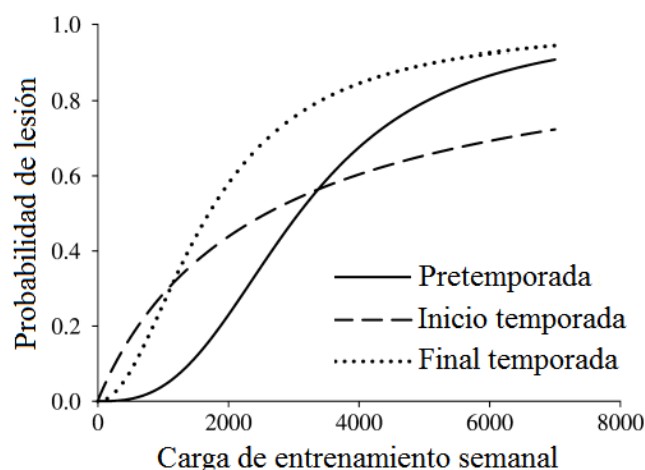
1.4.2. Carga de entrenamiento

La fatiga provoca deficiencias en la contracción muscular, produciendo cambios en la precisión y coordinación del gesto deportivo (Fort Vanmeerhaeghe & Romero Rodríguez, 2013). Además produce una pérdida de la capacidad de amortiguación de los impactos (Friesenbichler, Stirling, Federolf, & Nigg, 2011). Por ello, conocer el grado de fatiga de un determinado deportista aporta información muy importante para prevenir el síndrome de sobre-entrenamiento o lesiones por sobrecarga (Halson, 2014; Smith, Hopkins, & Lowe, 2011).

Mediante la cuantificación de la carga de entrenamiento es posible aproximarse al grado de fatiga del deportista. Un seguimiento adecuado puede ayudar a:

- Determinar si un atleta se está adaptando a un programa de entrenamiento.
- Minimizar el riesgo de sobrecarga.
- Minimizar el riesgo de lesión.
- Organizar, planificar y optimizar el entrenamiento.
- Controlar el estado de forma del deportista.
- Maximizar el rendimiento de forma segura.

Gabbett (2010) estudio la relación entre la carga de entrenamiento y el número de lesiones sin contacto en jugadores de rugby. A partir de los resultados de una regresión logística propuso un modelo de probabilidad en función de la fase de la temporada (figura 1.14).



Fuente: elaborado a partir de (Gabbett, 2010) .

Figura 1.14: Relación carga de entrenamiento y lesión.

Se puede observar que pequeños incrementos en la carga de entrenamiento pueden implicar un gran aumento en la probabilidad de lesión. De hecho, los autores indican que cuando se superaron las cargas de entrenamiento planificadas, el porcentaje de lesiones fue de entre un 57 % y 75% de los casos. Además, en función de la fase de la temporada, la probabilidad de lesión para una misma carga de entrenamiento es distinta. Una carga de entrenamiento cercana a las 3000 unidades supone una probabilidad de lesión cercana al 50%, en cambio la misma carga de entrenamiento durante las últimas fases de la temporada, aumenta la probabilidad al 80% (figura 1.14).

A pesar de que el modelo propuesto por Gabbett (2010) se centra en jugadores de rugby, pone de manifiesto la relación existente del binomio entrenamiento-lesión y es un buen ejemplo de cómo la cuantificación y seguimiento de la carga de entrenamiento puede ser una buena herramienta para prevenir lesiones de tejido blando por sobrecarga. En los siguientes apartados se describen los principales métodos para el seguimiento y cuantificación de la carga de entrenamiento según sea externa o interna (tabla 1.9).

Tabla 1.9: Resumen variables para la supervisión de la carga de entrenamiento y fatiga.

Carga externa	Carga interna
Número de sesiones de entrenamiento a la semana	Cuestionarios (RPE, REST-Q)
Duración del entrenamiento.	Bioquímica y análisis hormonal
Intensidad del entrenamiento.	Valoración de la fuerza y potencia
Modalidad y ambiente del entrenamiento	Análisis de la técnica: desviaciones y alteraciones en el movimiento
Volumen de entrenamiento: Intensidad y tiempo de entrenamiento.	Composición corporal: índice de grasa corporal
	Calidad del sueño
	Lesiones: incidencia, tipo y duración
	Dolor: incidencia, tipo y duración

Fuente: Adaptado de Halson (2014)

1.4.2.1 Carga de entrenamiento externa

La carga de entrenamiento externa se define como el trabajo realizado por el atleta independientemente de sus características intrínsecas (Wallace, Slattery, & Coutts, 2014). Por tanto, se centra en cuantificar el entrenamiento en sí mismo: intensidad, duración o volumen (Wenger & Bell, 1986). El avance tecnológico y el software específico disponible han popularizado las medidas de carga externa de entrenamiento entre los atletas (Halson, 2014).

Sin embargo, la medición de la carga externa no es suficiente por sí sola para explicar el efecto del entrenamiento, ya que un mismo entrenamiento afecta de diferente manera según el estado de forma del deportista (Wallace, Slattery, Impellizzeri, & Coutts, 2014).

1.4.2.2 Carga de entrenamiento interna

Mientras que la carga externa es importante para entender el trabajo realizado y las aptitudes y capacidades del atleta, la carga interna es crítica para determinar el efecto y la adaptación subsecuente del entrenamiento. Para su cuantificación se emplean indicadores biológicos que muestran la respuesta individual del deportista, dada una determinada carga externa de entrenamiento. En deportes de resistencia, como la carrera a pie, los indicadores más utilizados son:

- Consumo de oxígeno.
- Niveles de lactato en sangre.

El consumo de oxígeno y los niveles de lactato son indicadores de gran utilidad para determinar la carga de entrenamiento y su efecto en el deportista (Faude, Kindermann, & Meyer, 2009; Losnegard, Myklebust, Spencer, & Hallén, 2013; Martins, Coelho e Silva, Cumming, & Sardinha, 2012; Smith et al., 2011). Sin embargo, estas variables tienen una gran limitación en el uso diario, ya que requieren equipos de medida muy sofisticados, personal muy cualificado y laboratorios específicos. Con el fin de solucionar estas limitaciones, se han propuesto diversas opciones para valorar la carga de entrenamiento y el grado de fatiga de los deportistas de una manera no invasiva:

- Escala de percepción del esfuerzo.

El uso de la escala de percepción del esfuerzo (RPE) o escala de Borg, (1982) permite estimar la intensidad del esfuerzo y la fatiga percibida por el deportista durante la actividad física. La escala RPE guarda una fuerte correlación con otras variables relacionadas con la fatiga del corredor como son los niveles de lactato, el volumen de oxígeno o el ritmo cardiaco. Por tanto está considerada una herramienta válida y fiable para expresar el grado de esfuerzo que supone el entrenamiento (Arena, 2017; Foster, 1998; Singh, Foster, Tod, & McGuigan, 2007; Wilson & Jones, 1989).

De hecho, el uso de la escala RPE junto a la duración del entrenamiento es uno de los métodos más empleados para la cuantificación de la carga de entrenamiento (Foster, 1998; Foster et al., 2001).

- Pérdida de altura en la realización de un salto vertical.

En los últimos años se ha introducido el uso de los test de saltos para la cuantificación de la carga de entrenamiento. En concreto, la pérdida de altura en el test de salto con contra movimiento (CMJ) muestra una alta relación con los niveles de lactato y proporciona una información razonablemente precisa para la toma de decisiones sobre el plan de entrenamiento (Jiménez-Reyes, Cuadrado-Peñañiel, & González-Badillo, 2011; Sanchez-Medina & González-Badillo, 2011).

- Nivel de cortisol libre en saliva.

Otra de las alternativas para el control de la carga interna del deportista, gracias a su medición sencilla, que no requiere de personal ni instrumental médico y su relación con la carga de ejercicio y el estrés de competición es la valoración del cortisol libre en saliva (Aubets & Segura, 1995; McGuigan, Egan, & Foster, 2004; Passelergue & Lac, 2012).

- Frecuencia cardíaca.

Las variaciones en la frecuencia cardíaca están correlacionadas con la intensidad del ejercicio y pueden medirse fácilmente, gracias al avance tecnológico, mediante monitores portables. Por ello, es uno de los métodos más populares y aceptados en deportes de resistencia como la carrera a pie (Kaikkonen, Hynynen, Mann, Rusko, & Nummela, 2012; Karvonen & Vuorimaa, 1988).

Normalmente, la fatiga es resultado de cargas altas de entrenamiento. Consecuentemente, la cuantificación de estas cargas puede ser importante. En este sentido, la monitorización de la carga de entrenamiento se basa habitualmente en el volumen, duración e intensidad del entrenamiento junto con indicadores de percepción de fatiga como el RPE, frecuencia cardíaca u otros marcadores biológicos (G. Borg, 1998; Foster, 1998; Foster et al., 2001). No obstante, no existe hasta la fecha un método gold estándar para la cuantificación de la carga de entrenamiento y el seguimiento de la fatiga del atleta (N. Brown, Bichler, Fiedler, & Alt, 2016; Kaikkonen et al., 2012). En este sentido los métodos para la cuantificación de la carga de entrenamiento debe adaptarse a las necesidades del atleta (Wallace, Slattery, & Coutts, 2014; Wallace, Slattery, Impellizzeri, et al., 2014).

Si se aporta una retroalimentación simple, precisa y personalizada al atleta y al entrenador, la monitorización de la carga de entrenamiento puede contribuir a reducir el riesgo de sobrecarga y lesión. Además, acercarse al conocimiento del nivel de fatiga puede permitir adaptar el programa de entrenamiento e interpretar los resultados de las intervenciones pudiendo obtener información sobre la causa-efecto de un determinado entrenamiento (Brown et al., 2016; Drew & Finch, 2016).

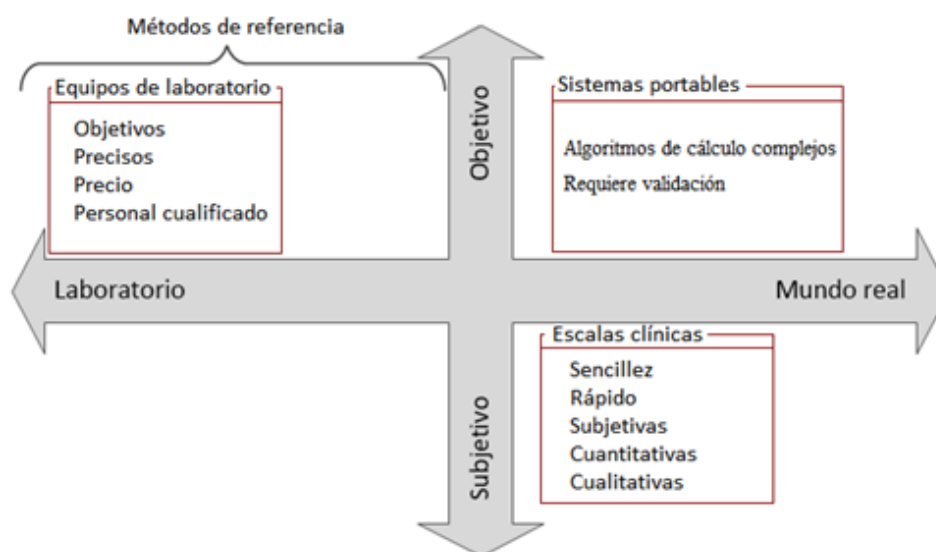
En el siguiente apartado se presentan las principales herramientas para la valoración biomecánica y el uso de la tecnología portable para la monitorización de la actividad física.

1.5. La valoración biomecánica en el deporte

Las herramientas para la valoración biomecánica de la carrera abarcan una amplia gama de técnicas de naturaleza bastante diferentes. No obstante, atendiendo a su carácter más o menos objetivo y a las posibilidades de utilizarlos en entornos de uso más o menos realistas es posible establecer una clasificación de dichas técnicas en tres grandes grupos (figura 1.15). Por un lado, las escalas son métodos científicamente acepta-

dos para la evaluación cualitativa del deportista. Su sencillez y coste permite su aplicación en casi cualquier entorno. Sin embargo, presentan algunos inconvenientes como el efecto techo o la subjetividad por parte del evaluador y, en especial, del evaluado.

En el otro extremo se encuentran las técnicas instrumentales de laboratorio, que son métodos objetivos y cuantitativos para el análisis biomecánico del deportista, utilizados principalmente en investigación y valoración biomecánica.



Fuente: elaboración propia.

Figura 1.15: Resumen herramientas de análisis biomecánico.

Entre las técnicas instrumentales de laboratorio más usadas se encuentran las plataformas dinamométricas, plantillas instrumentadas, acelerómetros, sistemas de fotogrametría, electromiografía dinámica de superficie y análisis de consumo metabólico. Estas técnicas presentan grandes diferencias entre ellas, y en función del objetivo y condiciones del estudio será más adecuada una u otra. En este sentido, se establecen los siguientes criterios para las medidas biomecánicas (Brand, 1989):

- Fiabilidad. Las medidas deben ser reproducibles cuando se aplican en las mismas condiciones.
- Validez. Las medidas deben estar relacionadas con el fenómeno que se desea analizar.
- No invasivas. Las medidas no deben alterar el comportamiento del sujeto estudiado.
- Simplicidad y coste ajustado.

- Capacidad para distinguir entre normalidad y no normalidad.
- Resultados adaptados al ámbito clínico.
- Debe valorar aspectos que no sería capaz de detectar un experto en la materia.

A pesar de que estos requisitos son específicos para el ámbito clínico, la mayoría pueden considerarse requisitos fundamentales para cualquier tipo de medición biomecánica, independientemente del ámbito de aplicación.

1.5.1. Instrumentación biomecánica en deporte

La instrumentación biomecánica hace referencia a las técnicas instrumentales empleadas para la valoración biomecánica. Entre todos los sistemas de análisis y registro de un laboratorio de biomecánica, destacan las plataformas dinamométricas y los equipos de videofotogrametría 3D. Estos sistemas de medida están aceptados como las técnicas instrumentales de referencia para el registro y análisis de las fuerzas de reacción y movimiento respectivamente (Higginson, 2009). A continuación, se presentan las principales técnicas instrumentales para la valoración en el ámbito de la biomecánica deportiva.

1.5.1.1 Plataformas dinamométricas

Una plataforma dinamométrica es un instrumento electrónico, normalmente compuesto por células de carga o sensores piezoeléctricos unidos a una superficie rígida (Peterson & Bronzino, 2014; Whittle, 1999). Estos instrumentos permiten realizar la medida y el análisis de las fuerzas de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento o gesto determinado (Ramey, 1975). Además del estudio de las fuerzas durante la marcha o carrera, las principales aplicaciones de las plataformas de fuerza son:

- Estudio del equilibrio (Black, Peterka, Shupert, & Nashner, 1989; García, Correa, Bertomeu, & Suárez-Varela, 2012; Nashner & Peters, 1990).
- Análisis de la amortiguación del calzado/material (Cavanagh & LaFortune, 1980; Dickinson et al., 1985; Lieberman et al., 2010; Nigg et al., 1987; Whittle, 1999).
- Valoración de la potencia en salto. (Canavan, Garrett, & Armstrong, 1996; Payne, Slater, & Telford, 1968; Ramey, 1975).

El principal inconveniente de las plataformas de fuerzas es que es necesaria una instalación específica para su correcto funcionamiento, ya que deben fijarse rígidamente y quedar enrasada con el suelo. Para ello normalmente se habilita un foso, o bien se construye una pista elevada sobre el suelo (figura 1.16).

Por otra parte, son instrumentos pesados y no portables, por lo que su uso se restringe a laboratorios. En el caso de la carrera, su utilidad está limitada a simulaciones de laboratorio o como estándar para validar otras técnicas.

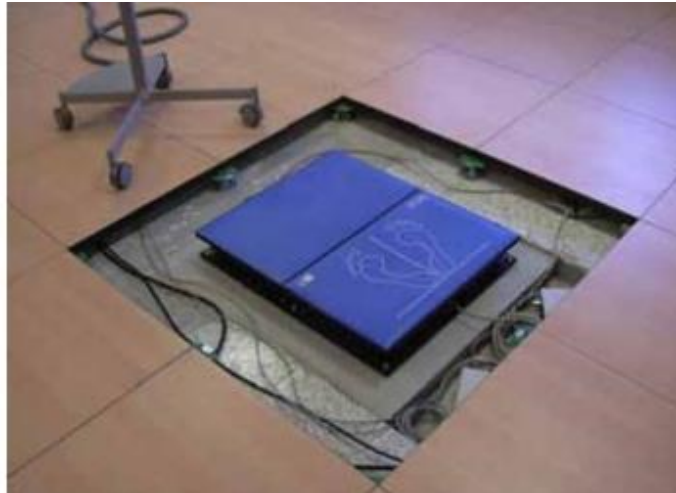


Figura 1.16: Instalación de dos plataformas dinámicas.

1.5.1.2 Plantillas instrumentadas

Las plantillas instrumentadas son instrumentos para registrar y analizar las presiones que tienen lugar entre el pie y el calzado durante la marcha o durante la carrera. Estos sistemas se componen de sensores capacitivos o resistivos distribuidos uniformemente (figura 1.17). Este tipo de instrumentación permite obtener una imagen en dos dimensiones coloreada en función de los niveles de presión sobre la planta del pie (Olaso-Melis, 2010). Su uso permite identificar las zonas de mayor presión, resultando una herramienta muy valiosa para el diseño y evaluación de calzado, plantillas correctoras o el seguimiento de tratamientos de rehabilitación (figura 1.18).



Figura 1.17: Sistema de registro de presiones plantares.

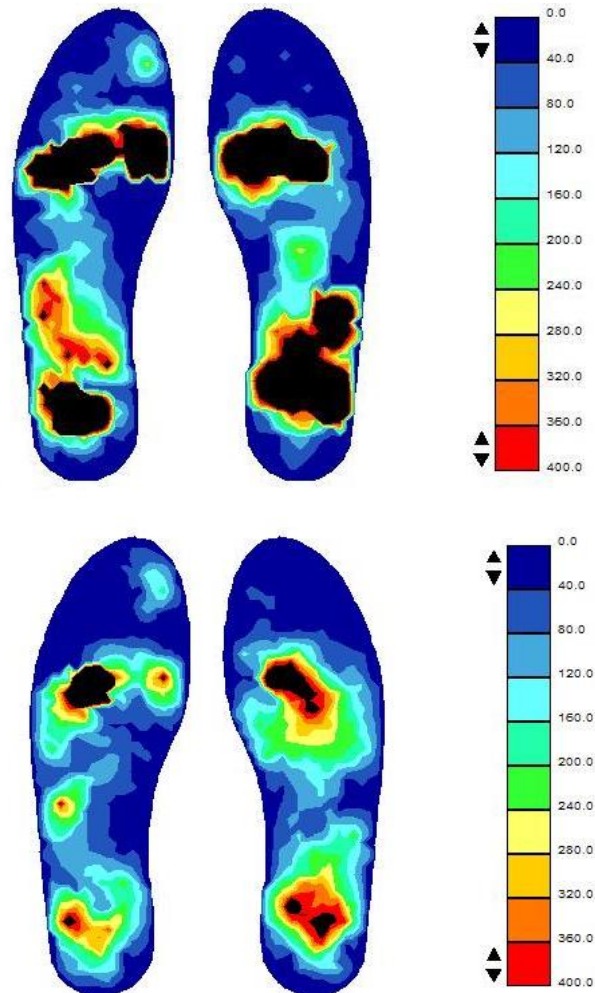


Figura 1.18: Registro de presiones plantares con diferente calzado.

Sin embargo, su utilidad como herramienta de análisis biomecánico es limitada, ya que su uso puede alterar el confort del calzado, siendo una técnica poco adecuada para estudiar la carrera de fondo.

1.5.1.3 Acelerómetros

Los acelerómetros son sensores capaces de medir la aceleración lineal a la que se ven sometidos. En general, su funcionamiento se basa en la inercia de una masa situada sobre un captador de fuerzas, siguiendo la segunda ley de Newton ($F=m \cdot a$) para obte-

ner la aceleración. Existen acelerómetros capaces de medir la aceleración en una, dos o tres direcciones.

Para el estudio de los movimientos humanos se suelen utilizar acelerómetros piezorresistivos o basados en extensometría. Estos acelerómetros tienen un excelente comportamiento en el rango de aceleración útil en biomecánica (0 a 250 m/s²) y permiten la medida de bajas frecuencias, desde 0 hasta más de 100 Hz. Una de las principales aplicaciones en deporte es el estudio de la transmisión de impactos a través de la cadena músculo-esquelética (figura 1.19) (W. Kim, Voloshin, Johnson, & Simkin, 1993; La-Fortune, 1991; Whittle, 1999).

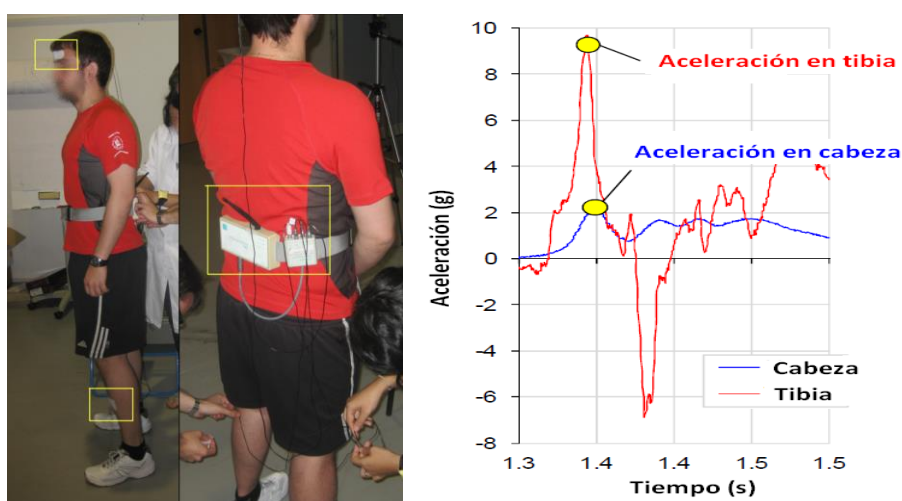


Figura 1.19: Instrumentación y registro mediante acelerómetros.

Las principales ventajas de los acelerómetros son su bajo coste y que proporcionan una medida directa de la aceleración, sin embargo, para que la medida sea correcta es necesario una sujeción sólida al segmento corporal bajo estudio. Además, el sujeto, normalmente ha de ir cableado o con un sistema de telemetría, pudiendo resultar incómodo o afectar a la ejecución del gesto que se desea analizar.

Por otra parte, la señal proporcionada por el acelerómetro es sensible al rango de medida y a la gravedad y, por tanto, a su orientación respecto de la vertical (Mitschke, Kiesewetter, & Milani, 2018). Por ese motivo, sus medidas son útiles cuando se conoce la orientación del segmento objeto de estudio, o bien cuando las aceleraciones son muy superiores a la de la gravedad, como sucede en el estudio de impactos. Como herramienta para medida de aceleraciones en movimientos continuos presenta serias limitaciones, limitaciones que se han ido resolviendo con las unidades inerciales, IMUs, que se describirán más adelante.

1.5.1.4 Fotogrametría

La fotogrametría es una técnica para la medida de variables cinemáticas a partir de imágenes procedentes de cámaras fotográficas o de video (figura 1.20).



Figura 1.20: Instrumentación y registro mediante acelerómetros.

Esta técnica instrumental permite obtener información de la posición en el espacio de los diferentes puntos anatómicos del cuerpo humano a partir de imágenes 2D registradas con cámaras (Aurelio Cappozzo, Croce, Leardini, & Chiari, 2005; Chiari, Croce, Leardini, & Cappozzo, 2005; Medved, 2000; A. Page, Candelas, & Belmar, 2006; Stevens, 1997).

Para la representación de la posición de un punto en 3 dimensiones se necesita un mínimo de dos cámaras. A partir de las posiciones de los puntos en 3D se pueden obtener todas las variables cinemáticas: ángulos y las derivadas velocidades y aceleraciones.

La configuración típica de un sistema de fotogrametría es la siguiente:

- Sistema de cámaras y focos de iluminación.
- Sistema de grabación y procesado de imágenes, basado habitualmente en un PC y una aplicación informática.
- Sistema de referencia para calibrar el equipo.
- Marcadores para colocar sobre referencias anatómicas o los segmentos corporales a valorar, según el modelo biomecánico definido previamente.

Los marcadores más utilizados consisten en pequeños objetos esféricos recubiertos de material reflectante y con un sistema de sujeción a la piel o a la ropa (figura 1.21). Estos marcadores se situarán en los puntos y segmentos anatómicos que se quieran estudiar y se utilizan asociados a un sistema de iluminación, normalmente de luz infrarroja (Chiari et al., 2005).

El objetivo del sistema de iluminación es aumentar el contraste del reflejo de los marcadores para que se distingan claramente del resto de la imagen (figura 1.22).



Figura 1.21: Cámara, sistema de iluminación y marcador.

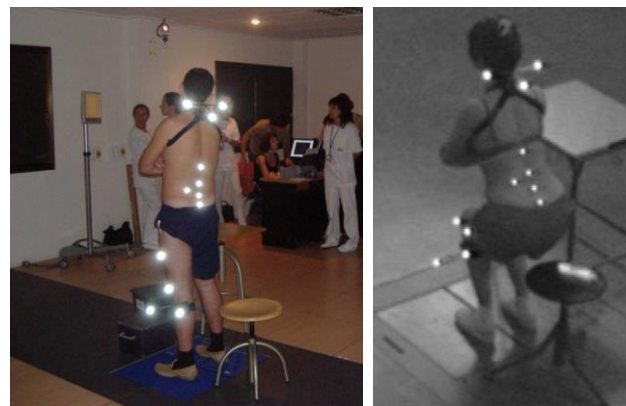


Figura 1.22: Contraste de los marcadores en la imagen.

En los últimos años se han desarrollado sistemas que incorporan tecnología de procesamiento de imagen en la propia cámara. Esto permite la visualización en tiempo real del gesto y la digitalización automática, ahorrando un considerable tiempo en la realización de las medidas.

Una de las principales ventajas de la fotogrametría para el análisis del movimiento humano es la precisión y exactitud del sistema. No obstante esta precisión depende de varios factores (A. Cappozzo, Cappello, Croce, & Pensalfini, 1997; Aurelio Cappozzo et al., 2005; Chiari et al., 2005; Schmid, 2009):

- Número de cámaras empleadas.
- Número de marcadores por segmento.
- Tamaño de los marcadores.
- Proceso de calibración del sistema.

Gracias a su precisión y exactitud, las técnicas de análisis de movimientos humanos basadas en fotogrametría se consideran el gold estándar (Best & Begg, 2006), y su uso está muy extendido tanto en el campo de la animación, el ámbito clínico o en el análisis del gesto deportivo (figura 1.23).

Por ello, el resto de técnicas de análisis de movimientos suelen usar como patrón de referencia los resultados obtenidos mediante fotogrametría (Bergamini et al., 2012; Cutti et al., 2010; Parrilla et al., 2013). Además, al tratarse del gold estándar, la mayoría de modelos biomecánicos emplean como datos de entrada el movimiento capturado mediante un sistema de fotogrametría (Allard, Stokes, & Blanchi, 1995; Celigueta, 1996).

No obstante las técnicas basadas en video análisis presentan una serie de inconvenientes (Best & Begg, 2006):

- Coste elevado.
- Se requiere mucho tiempo para la toma de medidas y exige personal muy cualificado.
- Requiere de cálculos complejos.
- Difícil de usar en entornos naturales. Es una herramienta de laboratorio

Sin embargo, como se ha comentado, actualmente se trata del estándar para validar otras técnicas de medida.

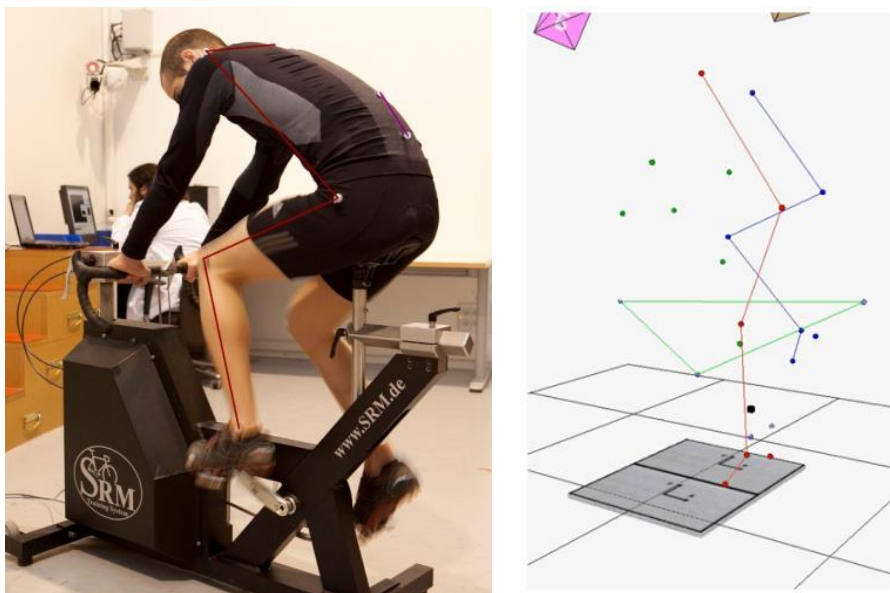


Figura 1.23: Estudio del gesto de pedaleo.

1.5.1.5 Electromiografía de superficie

La electromiografía de superficie, EMGs, es una técnica de análisis fisiológico que detecta la actividad eléctrica generada por la acción de un grupo muscular mediante el uso de unos electrodos colocados sobre la piel (figura 1.24). Esta técnica se utiliza principalmente para el estudio de la función normal de un músculo durante movimientos y posturas determinadas, pudiendo determinar qué músculos participan en movimientos concretos, en qué fase del movimiento lo hacen y con qué intensidad (Farina & Merletti, 2000; Perry, 1998; Zajac, Neptune, & Kautz, 2002).

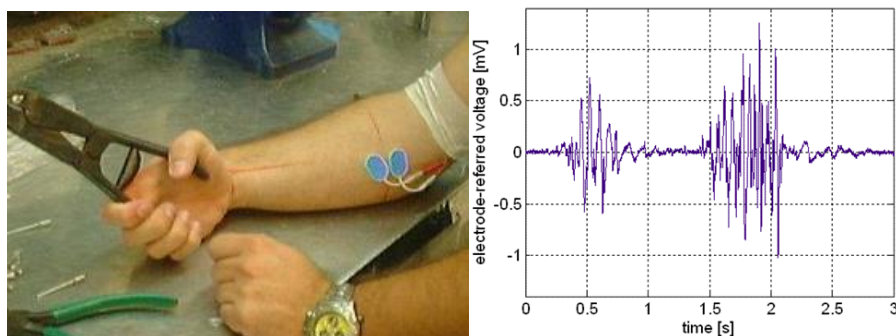


Figura 1.24: Ejemplo de señal de electromiografía de superficie.

Los tipos de cuestiones que puede responder el uso de un sistema de EMGs son los siguientes (Konrad, 2005):

- ¿Está el músculo activo?
- ¿Está el músculo más o menos activo?
- ¿Cuándo se activa el músculo?
- ¿Se fatiga el músculo?
- ¿Cuánta es la actividad muscular? Expresado por ejemplo en % de la máxima contracción voluntaria.

Sin embargo, la electromiografía de superficie presenta una serie de inconvenientes (Campanini et al., 2007; Merletti & Parker, 2004; Merlo & Campanini, 2010; Pullman, Goodin, Marquinez, Tabbal, & Rubin, 2000):

- Efecto *cross talk*: la señal medida está contaminada por las señales de los músculos adyacentes al músculo en estudio.
- Alta variabilidad: la señal de EMGs puede variar en función del tipo de movimiento, del músculo implicado y del individuo que realiza el movimiento.
- La señal de EMG es muy sensible a la preparación de la piel y a la colocación de los electrodos de medida.

1.5.1.6 Análisis de consumo metabólico

Los analizadores de gases son sistemas de medición de consumo de oxígeno durante el ejercicio. Permiten medir el consumo de oxígeno, la producción de dióxido de carbono, la ventilación pulmonar, la frecuencia respiratoria, el cociente respiratorio, los equivalentes respiratorios para el oxígeno y el dióxido de carbono, el pulso de oxígeno, la presión *end tidal* de oxígeno y dióxido de carbono, y los umbrales ventilatorios. Estas variables son de gran importancia a la hora de conocer el coste energético, evaluar la capacidad funcional y determinar los umbrales ventilatorios en determinadas actividades (Christmass, Richmond, Cable, Arthur, & Hartmann, 1998; Haas & Brownlie, 2001; Macfarlane, 2001; Mcardle & Magel, 1970; O'Toole & Douglas, 1995).

Los analizadores de gases constan principalmente de una unidad de recogida de datos y un software de procesamiento como componentes del equipo. Resaltar el uso de una máscara facial para asegurar la estanqueidad del circuito. Esta máscara es el principal inconveniente de estos sistemas, ya que su utilización resulta muy incómoda e invasiva (figura 1.25).



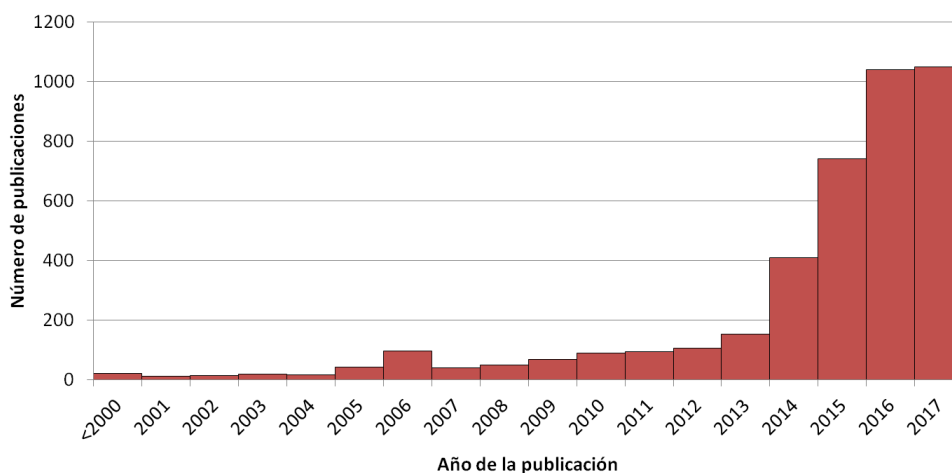
Figura 1.25: Medición del consumo metabólico.

Entre las principales ventajas de los sistemas descritos se encuentran la reproducibilidad, precisión y validez de las medidas. No obstante, para su uso se requiere personal cualificado y una ubicación física concreta, limitando la utilización de estas herramientas a un entorno de laboratorio.

En este sentido, la gran mayoría de estudios de investigación se realizan en condiciones de laboratorio (Reenalda et al., 2016). Por tanto, normalmente se llevan a cabo durante un período de tiempo limitado, siendo difícil tener en cuenta efectos importantes como la fatiga muscular (Zadpoor & Nikooyan, 2011).

Este hecho puede ser el motivo por el cual, a pesar de la cantidad de estudios publicados, las relaciones entre los mecanismos de lesión, los factores de riesgo, los patrones de movimiento y el estado de fatiga no está completamente clara (Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000a; Mizrahi et al., 2000).

Con el progreso de las nuevas tecnologías basadas en sistemas portátiles, actualmente es posible monitorizar al sujeto de ensayo en condiciones naturales, y al mismo tiempo ofrecer un análisis cuantitativo (Higginson, 2009; Mariani, 2012). Por ello cada vez más investigadores optan por tecnología portable con el fin de registrar el movimiento del corredor en un entorno más realista y de manera continuada. Una prueba de ello es el aumento del número de publicaciones con las palabras clave “sensores portables deporte” (figura 1.26).



Fuente: elaboración propia.

Figura 1.26: Publicaciones con sensores portables en deporte.

Además de los problemas asociados a la falta de realismo de la prueba de laboratorio, las aplicaciones clásicas de las técnicas instrumentales presentan limitaciones relacionadas con la forma en la que se procesa y utiliza la información registrada. En efecto, las técnicas estadísticas clásicas trabajan con variables numéricas, de manera que un determinado patrón de fuerzas o movimiento debe ser representado mediante un conjunto de variables numéricas como duraciones de eventos, picos, pendientes de curvas, etc. Posteriormente, se trabaja con estas variables asumiendo que contienen toda la información relevante asociada al movimiento.

Este planteamiento ignora el carácter continuo y dinámico asociado a las variables que describen un movimiento (posiciones, velocidades, aceleraciones), que no sólo son variables continuas en el tiempo, sino que están relacionadas entre sí. Por tanto, la selección de un conjunto discreto de valores numéricos para representar funciones continuas ligadas entre sí por relaciones dinámicas supone una evidente pérdida de información, ya que no refleja toda la secuencia del gesto realizado por el deportista (Donoghue, Harrison, Laxton, & Jones, 2008).

Por otra parte, la propia selección de las características representativas que describen una curva tiene limitaciones desde el punto de vista práctico y de validez de la información. En efecto, al elegir determinados eventos en una función del tiempo (picos, duraciones entre máximos y mínimos, etc.) se asume que todos los sujetos tienen patrones muy similares, con la misma forma. Esto no es cierto en general, como se ha descrito, por ejemplo, al analizar los patrones de corredores talonadores y no talonadores. Es mucho más frecuente encontrar patrones con diferencias morfológicas que complican la identificación de características concretas. Además, la selección de dichas características acaba siendo realizada por criterios de facilidad de identificación, no por su fiabilidad o por la relación con las variables dependientes objeto de estudio. Por ejemplo, es evidente que un máximo en una curva es más fácil de identificar que un punto de inflexión, pero la precisión de éste es mejor para medir duraciones.

Estos problemas se pueden resolver mediante el uso de técnicas estadísticas basadas en el Análisis de Datos Funcionales (FDA), introducidas por Ramsay hace más de 20 años (Ramsay & Dalzell, 1991). Estas técnicas trabajan con funciones en vez de con datos numéricos y constituyen herramientas más adecuadas para trabajar con las variables asociadas a los movimientos humanos, al respetar su carácter funcional y aprovechar toda la información que contienen sin reducirla artificialmente.

En los siguientes apartados se profundiza, por una parte, en el uso de sensores portables para el análisis del movimiento durante la carrera y por otra, en el análisis funcional de datos.

1.5.2. Nuevas tecnologías en el deporte

El término *wearables* hace referencia al conjunto de sistemas electrónicos que pueden ser “llevables” o “vestibles” e interactúan de forma continua con el usuario: pulseras de actividad, gafas o relojes inteligentes, calzado con GPS incorporado, etc.

El avance tecnológico, desde principios de los años 2000, ha permitido la miniaturización de los acelerómetros y giróscopos, dando lugar a sistemas inerciales en miniatura (IMUs). A partir del año 2010, esta tecnología ha avanzado lo suficiente para llegar al gran público. Actualmente existe una gran gama de dispositivos cuyos campos de aplicación van desde el ocio al cuidado de la salud, pudiendo encontrar sistemas capaces de monitorizar y analizar la cantidad de pasos, la calidad del sueño, el ritmo cardiaco e incluso controlar los niveles de glucosa.

Una de las principales aplicaciones de la tecnología portable la podemos encontrar en el mundo del deporte. De hecho, en el año 2014, la Federación Internacional de Tenis (ITF) reguló la homologación de sensores para su uso en competición, bajo la denominación de tecnología de análisis del jugador (PAT: Player Analysis Technology). Entre los productos homologados por la ITF destacan los sensores para el análisis del golpeo de la pelota, capaces de analizar el número, la velocidad o el tipo de golpeo entre otros (figura 1.27). Sistemas similares también se emplean en el golf, pudiendo obtener datos de cada golpe para su posterior análisis.



Fuente: <http://www.itftennis.com>.

Figura 1.27: Muñequera instrumentada para el análisis del golpeo en tenis.

En la carrera de fondo, uno de los sistemas de tecnología portable más populares, además de los sistemas para la monitorización del ritmo cardiaco, son los podómetros. Estos sistemas, basados en la medición de los impactos de talón mediante un acelerómetro, son capaces de contar el número de pasos realizados por el deportista. Actualmente estos sistemas “cuenta pasos” han evolucionado dando paso a las pulseras cuantificadoras de actividad (tabla 1.10).

Además de las pulseras cuantificadoras de actividad podemos destacar los productos Nike+iPod y miCoach (figura 1.28), desarrollados por Nike y Adidas respectivamente. Ambos sistemas aportan información complementaria al corredor como datos de ritmo general, ritmo puntual, velocidad en cada tramo, tiempo de la carrera, etc. A pesar de la innovación que supone integrar el sensor en el calzado, estos sistemas no suponen una gran diferencia en cuanto a funcionalidad respecto a las pulseras cuantificadoras.



Figura 1.28: Sistemas Nike+iPod (izquierda) y miCoach (derecha).

Tabla 1.10: Pulseras cuantificadoras: características técnicas.

		Alta	MiBand 2	Blaze	GearFit 2	Microsoft Band 2
						
Funciones	Número de pasos	●	●	●	●	●
	Distancia recorrida	●	●	●	●	●
	Calorías quemadas	●	●	●	●	●
	Tiempo actividad	●		●	●	●
	Ritmo cardiaco (HR)		●	●	●	●
	Calidad de sueño	●		●	●	●
	Volumen máximo O ₂					●
Sensores	Acelerómetro	●	●	●	●	●
	Giróscopo				●	●
	Barómetro			●	●	●
	GPS					●
	Temperatura					●
	Sensor óptico (HR)		●	●	●	●
	Sensor de luz			●	●	
	Respuesta galvánica de la piel					●

Fuente: elaboración propia.

Dentro de la gama de productos disponibles, cabe destacar el podómetro Runscribe. Proporciona información adicional, como la magnitud de los impactos, el rango y velocidad de pronación, la simetría de las zancadas, el estilo y la eficiencia de la carrera, entre otros (figura 1.29), siendo una herramienta precisa para evaluar el tiempo de contacto con el suelo, la longitud de zancada y la velocidad de zancada durante la carrera (Giambrone, 2017). No obstante, no se ha encontrado estudios de validación del resto de parámetros que ofrece el sistema. Del mismo modo el sistema Gait-UP se presenta como una herramienta interesante para el análisis de la carrera. No obstante, los estudios revisados se centran en la validación de unos pocos parámetros (Falbriard, Meyer, Mariani, Millet, & Aminian, 2017a, 2018).



Fuente: <https://runscribe.com/>

Figura 1.29: Podómetro inteligente Runscribe.

A pesar de los grandes avances tecnológicos, la gran mayoría de sistemas se limitan a la medición de algunos parámetros específicos:

- Frecuencia cardíaca
- Posición y velocidad (GPS)
- Velocidad y distancia mediante acelerómetros.
- Parámetros espacio-temporales: tiempo de apoyo, zancada, cadencia...

Algunas marcas que comercializan estos equipos de monitoreo, ofrecen la posibilidad de transferir la información de la sesión a una aplicación web, permitiendo el seguimiento y planificación del entrenamiento. No obstante la mayoría de estos programas se basan en la opinión de expertos, a partir de criterios que no están apoyados por estudios científicos (Buist et al., 2007).

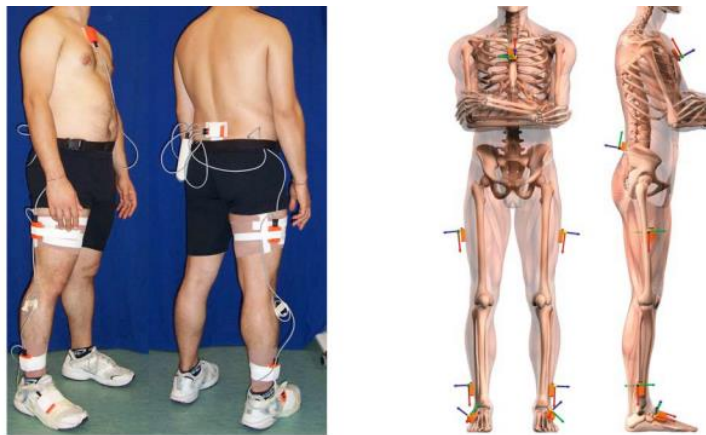
Sin embargo, en el ámbito científico, los sensores inerciales son ideales para la captura y análisis del movimiento humano y presentan una serie de ventajas frente a los sistemas tradicionales como los basados en sensores ópticos (Kavanagh & Menz, 2008):

- Un menor precio en comparación con los sistemas tradicionales.
- Tamaño y peso.
- Portabilidad: No están limitados al uso en laboratorio.

Este tipo de sensores se ha utilizado en diferentes aplicaciones clínicas. La revisión realizada por Iosa et al. (2016) ofrece una visión general de su uso en el ámbito clínico, siendo el estudio de la marcha humana uno de los usos más extendidos (Cutti et al., 2010; Tao, Liu, Zheng, & Feng, 2012; Tong & Granat, 1999).

Gracias a sus características técnicas los sensores inerciales, pueden usarse durante una carrera o un entrenamiento, pudiendo obtener medidas en un entorno realista (García-Pérez, Pérez-Soriano, Belloch, Lucas-Cuevas, & Sánchez-Zuriaga, 2014; Reenalda et al., 2016; Willy et al., 2016). De hecho la revisión sistemática realizada por Chambers et al. (2015) demuestra la capacidad de estos sistemas para detectar con precisión los movimientos del deportista en diferentes entornos. No obstante, el objetivo específico de la investigación condiciona el número de sensores necesarios (Chen, Lach, Lo, & Yang, 2016).

En concreto, para el estudio de modelos articulares son necesarios varios sensores, cada uno fijado al segmento que se desea analizar (figura 1.30). La necesidad de usar varios sensores para determinar el ángulo de una articulación limita las ventajas del sistema de medida. Además, algunos sistemas necesitan un cableado y un módulo de transmisión de datos que pueden resultar incómodos y alterar el movimiento natural del deportista.



Fuente: (Cutti et al., 2010).

Figura 1.30: Sujeto instrumentado con sensores inerciales.

Por otro lado, los estudios que emplean un único sensor se suelen centrar en el análisis de parámetros espaciotemporales como la cadencia o los tiempos de apoyo (Jasiewicz et al., 2006; Kitagawa & Ogihara, 2016; Mariani, 2012), aun cuando la información proporcionada por un único sensor puede emplearse para analizar el movimiento del pie durante carreras de larga duración (Low, Lim, & Yeow, 2016; S. C. Winter, Lee, Leadbetter, & Gordon, 2016).

Por tanto, los sensores inerciales tienen un gran potencial para su uso en la monitorización de la carrera continua (S. C. Winter et al., 2016). No obstante, para que estos sistemas sean realmente útiles deben ser intuitivos, proporcionar un análisis e interpreta-

ción de datos eficientes y permitir la presentación de informes simples pero científicamente válidos (Halson, 2014).

En este sentido, la información obtenida mediante un único sensor combinado con el uso de técnicas de análisis funcional de datos podría proporcionar información completa y precisa sobre el patrón de movimiento del deportista. Esta información se puede emplear para detectar los cambios producidos a consecuencia de la aparición de la fatiga durante la práctica de la carrera de fondo (Medina, Palomares, Page, & Bazuelo-Ruiz, 2016).

1.5.3. Análisis de datos funcionales

La base teórica de la utilización de datos funcionales fue desarrollada por Ramsay hace más de veinte años (Ramsay & Dalzell, 1991). Desde entonces se ha aplicado a ámbitos muy diferentes como la sociología, la economía, la meteorología y la ingeniería biomédica (Ramsay & Silverman, 2002).

En el análisis de datos funcionales, la unidad básica de información es la función completa, en lugar de un conjunto de valores discretos (Ramsay & Silverman, 2002). Una determinada variable aleatoria se llama variable funcional si toma valores en un espacio infinito dimensional (espacio funcional). Una observación de dicha variable funcional se denomina dato funcional. Las curvas de movimiento son funciones puesto que la variable medida está disponible en cada punto del ciclo de la tarea analizada.

Por tanto, la ventaja principal de emplear un método basado en ADF radica en disponer de la información completa de la curva, pudiendo estudiar su morfología sin tener que detectar los puntos característicos de la misma (Medina et al., 2013; Richter, Gualano, O'Connor, & Moran, 2013).

En la revisión realizada por Ullah & Finch (2013) se pueden encontrar una panorámica completa de las aplicaciones del análisis de datos funcional en distintos campos.

Una aplicación muy interesante del análisis funcional de datos es la generación de modelos para describir la relación entre una variable de salida y un conjunto de variables explicativas, estos modelos se denominan modelos funcionales. En un modelo funcional, el dato funcional puede ser la salida del modelo, la variable predictora o ambos. Entre los modelos funcionales podemos destacar los siguientes:

- Regresión lineal funcional (FRM).
- Análisis funcional de la varianza (fANOVA).
- Prueba F funcional (FFT).
- Regresión logística funcional (FLRM)
- Análisis multivariante de la varianza (fMANOVA)

Como puede observarse, se han desarrollado técnicas de análisis funcional de datos para cada una de las técnicas estadísticas tradicionales.

Una de las técnicas más empleadas en biomecánica es el análisis de componentes principales funcional (f-PCA), generalización funcional del análisis de componentes principales (PCA). Tradicionalmente, el PCA se emplea para examinar e interpretar conjuntos de datos de naturaleza discreta. Mediante el uso de esta técnica es posible reducir una gran cantidad de medidas en un número menor de variables independientes llamadas componentes principales (PC) que explican la varianza de los datos experimentales.

El f-PCA es la versión funcional del análisis de componentes principales. Mediante esta técnica es posible examinar y analizar grandes cantidades de curvas. En este sentido, es una buena herramienta para explorar y analizar objetivamente las diferencias en las curvas de movimiento o fuerzas y para la reducción de datos en los estudios biomecánicos (Brandon et al., 2013; Preatoni et al., 2013).

Otra de las ventajas de la f-PCA es la interpretación visual de las componentes principales mediante el método de extremos o la reconstrucción de una sola componente (Brandon et al., 2013). Al emplear el conjunto de datos de la curva es posible analizar de forma objetiva y cuantitativa la morfología de las curvas (Vivas, 2014).

Este tipo de análisis ha proporcionado buenos resultados en el análisis de la marcha humana y en el análisis del patrón biomecánico en corredores de fondo (Donoghue, Harrison, Coffey, & Hayes, 2008; Durá et al., 2010; Foch & Milner, 2014; Medina et al., 2013, 2016; Preatoni et al., 2013; Vivas, 2014).

Como se ha ido comentado en los distintos apartados del presente capítulo, la fatiga y los errores de entrenamiento son factores fuertemente relacionados con el riesgo de lesión (Aibast et al., 2008; Shih et al., 2013). La monitorización de variables cinemáticas podría ayudar en la planificación de los entrenamientos, con el fin de retrasar la aparición de fatiga crónica en los deportistas (Le Bris, Billat, Auvinet, Chaleil, & others, 2006).

Los sistemas portables combinados con el análisis funcional de datos pueden proveer al deportista de información fiable y precisa en tiempo real y mediante la retroalimentación pueden usarse para la prevención de lesiones gracias a la corrección de mecánicas potencialmente dañinas (Agresta & Brown, 2015; Crowell & Davis, 2011; Crowell, Milner, Hamill, & Davis, 2010; Willy et al., 2016).

1.6. Conclusiones. Problema a resolver

El mundo de la carrera está experimentando un gran auge. Actualmente en Europa hay más de 80 millones de aficionados a la carrera de fondo. Una de las razones de este auge, está relacionada con los modos de vida saludables. Sin embargo, este aumento de aficionados supone un incremento en la incidencia de lesiones ya que, como cualquier

otra actividad deportiva, la carrera de fondo conlleva un riesgo de lesión, y, de hecho, la práctica de la carrera de fondo presenta un elevado índice de incidencia de lesiones entre los corredores aficionados.

El estado de fatiga del corredor produce cambios en su patrón biomecánico. Algunas de las variables biomecánicas que se presentan en los distintos estudios, tienen relación con algún tipo de lesión. No obstante, los resultados de los estudios orientados a establecer esta relación no son consistentes, debido principalmente al origen multifactorial de las lesiones, que implica factores tan diversos como los errores de entrenamiento, sobreesfuerzos, sobrecargas y estados de fatiga.

Las estrategias dirigidas para la prevención de lesiones deben estar orientadas a una comprensión de las diferencias entre atletas. Además, gran parte de las lesiones son debidas a errores de entrenamiento. Por ello, los entrenadores y deportistas deben reconocer los síntomas de lesiones e intervenir para prevenir las lesiones más graves mediante planes de entrenamiento adecuados a cada atleta.

De ahí el interés de monitorizar las variables biomecánicas y fisiológicas que pueden caracterizar el patrón de carrera de manera continua. En este sentido, hay que destacar el desarrollo de algunos dispositivos de medición destinados a los corredores amateur para la medida de algunas variables específicas, desarrollándose aplicaciones para definir programas de entrenamiento. Sin embargo, cada uno de estos sistemas provee una información parcial y no una valoración global del deportista.

El uso de sensores portables, para caracterizar los patrones de carrera de un atleta, junto con técnicas de análisis funcional de datos, podría proveer información útil, sobre el estado del atleta, para la adecuación de planes de entrenamiento y prevención.

Este es el planteamiento de la presente tesis doctoral, cuyos objetivos e hipótesis de trabajo se describen en el siguiente capítulo.

Capítulo 2

Hipótesis y objetivos

2.1. Planteamiento de hipótesis

La revisión del estado del arte expuesta en el capítulo anterior, pone de manifiesto las carencias existentes en la valoración de la fatiga del corredor mediante la valoración biomecánica. Las aplicaciones de las actuales técnicas de análisis biomecánico a los estudios de carrera en entornos reales son escasas, debido a su complejidad, coste, necesidad de especialización de los operadores y tiempo para la instrumentación. Por ese motivo la mayoría de estudios se han realizado en condiciones de laboratorio, lo que no permite analizar con realismo aspectos como la fatiga de corredores de fondo.

Por otra parte, incluso los estudios de laboratorio emplean aproximaciones muy complejas en instrumentación, al modelizar todo el aparato locomotor. Sin embargo, la detallada información obtenida con dichos modelos es desaprovechada debido a los tratamientos estadísticos que ignoran el carácter funcional de las variables biomecánicas. En los últimos años se han ido desarrollando numerosas aplicaciones de nuevos enfoques de análisis estadísticos, como el Análisis de Datos Funcionales, que permiten aprovechar mejor la información procedente de los modelos biomecánicos.

Entre otras ventajas se pueden establecer relaciones funcionales entre variables, reduciendo su número, y también elaborar modelos funcionales mucho más sensibles a cambios que los proporcionados por las técnicas multivalentes clásicas.

Además, los instrumentos de bajo coste, cada vez más extendidos en el mundo deportivo, presentan una alternativa que podría superar las limitaciones de las técnicas empleadas tradicionalmente en el campo de la biomecánica, junto con el uso de técnicas de análisis funcional de datos para el tratamiento de la información proporcionada por dichos instrumentos.

En esta línea se planteó el presente trabajo de investigación, cuya hipótesis principal fue que mediante el análisis de señales biomecánicas obtenidas por medio de un IMU integrado en el calzado deportivo es posible detectar, en tiempo real, el estado de fatiga en corredores de fondo en base a criterios biomecánicos.

A partir de la hipótesis principal se formularon las siguientes hipótesis:

- H1. La aparición o el incremento de fatiga en un corredor puede alterar su patrón biomecánico de carrera caracterizado a partir de variables cinemáticas de los miembros inferiores.
- H2. El movimiento del pie contiene información sobre la cinemática del miembro inferior completo (tobillo, rodilla y cadera), en particular con las variables que se alteran durante el proceso de fatiga.
- H3. Por tanto, es posible identificar variables cinemáticas del movimiento del pie que dependen del estado de fatiga del corredor, siendo posible detectar el estado de fatiga a partir de la evolución de los patrones de carrera definidos por tales variables.
- H4. Estos patrones pueden ser caracterizados de manera precisa y robusta mediante sensores inerciales (IMUs) integrados en el calzado deportivo.
- H5. Los cambios en el patrón cinemático dependen del ritmo de carrera.
- H6. Con las medidas obtenidas mediante IMUs es posible predecir y monitorizar el estado de fatiga de un corredor de fondo sin alterar las propiedades del calzado ni interferir en la práctica del deporte.
- H7. El uso de variables continuas tratadas mediante AFD, mejora la predicción de la fatiga en corredores de fondo.

2.2. Objetivos

El objetivo principal de la tesis fue la generación de criterios biomecánicos para la detección, en tiempo real, del estado de fatiga en corredores de fondo y desarrollar un sistema portable capaz de monitorizar el estado de fatiga, mediante el análisis de señales biomecánicas obtenidas por medio de un IMU integrado en el calzado deportivo.

Para alcanzar este objetivo general se plantean los siguientes objetivos secundarios:

1. Estudiar las relaciones funcionales entre la orientación del pie y las variables articulares de tobillo, rodilla y cadera, para demostrar que la información contenida en el movimiento del pie está relacionada con toda la cadena cinemática del miembro inferior, lo que permitirá analizar los cambios en los patrones cinemáticos a partir del movimiento del pie.
2. Poner a punto un sistema portable de monitorización de variables biomecánicas del pie a partir de IMUs.
3. Validar el sistema de medida con un estándar basado en video fotogrametría de precisión.
4. Integrar el sistema en un calzado de carrera convencional y verificar sus propiedades mecánicas.
5. Caracterizar los patrones de referencia para el control evolutivo de la fatiga durante la carrera de fondo, a partir de la evolución de las variables cinemáticas asociadas.
6. Comparar la evolución de fatiga en función del ritmo de carrera: velocidad controlada y velocidad espontánea.
7. Desarrollar nuevos sistemas de análisis de patrones a partir de técnicas de análisis de datos funcionales.
8. Desarrollar un modelo de predicción de la fatiga del corredor.
9. Estudiar la relación entre la escala de Borg (escala de esfuerzo percibido) y el modelo de predicción de la fatiga durante la práctica de la carrera de fondo.

Capítulo 3

Material y métodos

3.1. Plan de trabajo

Con el fin de alcanzar los objetivos planteados en el capítulo dos, se definió un plan de trabajo contemplando todas las fases del proyecto de tesis y los objetivos del mismo, así como los procedimientos de ensayo, que fueron evaluados por el comité de ética institucional. El plan de trabajo consta de cinco fases secuenciales:

- Fase 1: Estimación de la cinemática del miembro inferior a partir del movimiento del pie.
- Fase 2: Puesta a punto y valoración de la técnica de medida.
- Fase 3: Fase experimental.
- Fase 4: Análisis de datos.
- Fase 5: Modelización de la evolución de la fatiga.

En la figura 3.1 se muestra el esquema del plan de trabajo, indicando las fases y su relación con los objetivos planteados.

Fase 1. Estimación de la cinemática del miembro inferior a partir del movimiento del pie.

Esta fase tuvo por objetivo comprobar la hipótesis H2, es decir, que es posible caracterizar el movimiento de la cadera, rodilla y tobillo a partir del movimiento del pie.

Esta hipótesis justificó que se usara el movimiento del pie como indicador para detectar alteraciones cinemáticas del patrón de carrera asociadas a la fatiga. Para comprobar dicha hipótesis se ha realizado un estudio piloto en laboratorio.

Fase 2. Puesta a punto y valoración del sistema de medida.

Una vez verificada la posibilidad de caracterizar el patrón de marcha a partir del movimiento del pie, se diseñó y construyó un sistema de medición de dicho movimiento. Por tanto, los objetivos de esta fase fueron desarrollar el sistema de medida, verificar su precisión, fiabilidad y validez y por último integrar el sistema de medida en un calzado deportivo sin alterar sus propiedades mecánicas.

Para ello, en primer lugar, se seleccionó el sensor a utilizar, posteriormente se pusieron a punto los algoritmos de cálculo para obtener la orientación del pie durante la carrera.

En segundo lugar, se realizó un estudio de la validez del sistema de medida seleccionado, para lo que se plantearon tres experimentos. El objetivo del primer estudio fue determinar el error y la posible deriva del sensor inercial. En segundo lugar, se estudió la fiabilidad del método de medida. Por último, se diseñó una batería de ensayos para verificar el comportamiento del calzado instrumentado.

Fase 3. Fase experimental.

Valorado el sistema de medida y su integración en un calzado de carrera, se comenzó la fase experimental de ensayos en campo. Los ensayos se realizaron en la pista de atletismo de la Universidad Politécnica de Valencia. Todos los participantes fueron instruidos sobre el procedimiento de medida y firmaron el consentimiento informado.

Para verificar la hipótesis 3, que asume que la aparición de fatiga está relacionada con el ritmo de la carrera, se realizaron dos tipos de experimentos. En el primero los participantes debían correr a velocidad constante. La velocidad de carrera se calculó mediante una prueba de esfuerzo realizada días antes de la valoración en el hospital Quirón de Valencia. Los participantes del segundo experimento debían correr a una velocidad libre, similar a la de un entrenamiento real.

Fase 4. Análisis de datos.

Durante esta fase se pusieron a punto las técnicas de análisis de datos, con el fin de caracterizar y describir los distintos patrones de carrera. Se evaluaron las diferencias en el patrón de movimiento a causa de la fatiga y las diferencias debidas al tipo de velocidad durante la carrera.

Fase 5. Modelización de la evolución de la fatiga.

En la fase final se diseñó un modelo estadístico para el estudio de la evolución de la fatiga durante la carrera a pie y se estudió su relación con el estado de fatiga percibida por el corredor, medida mediante la escala de Borg.

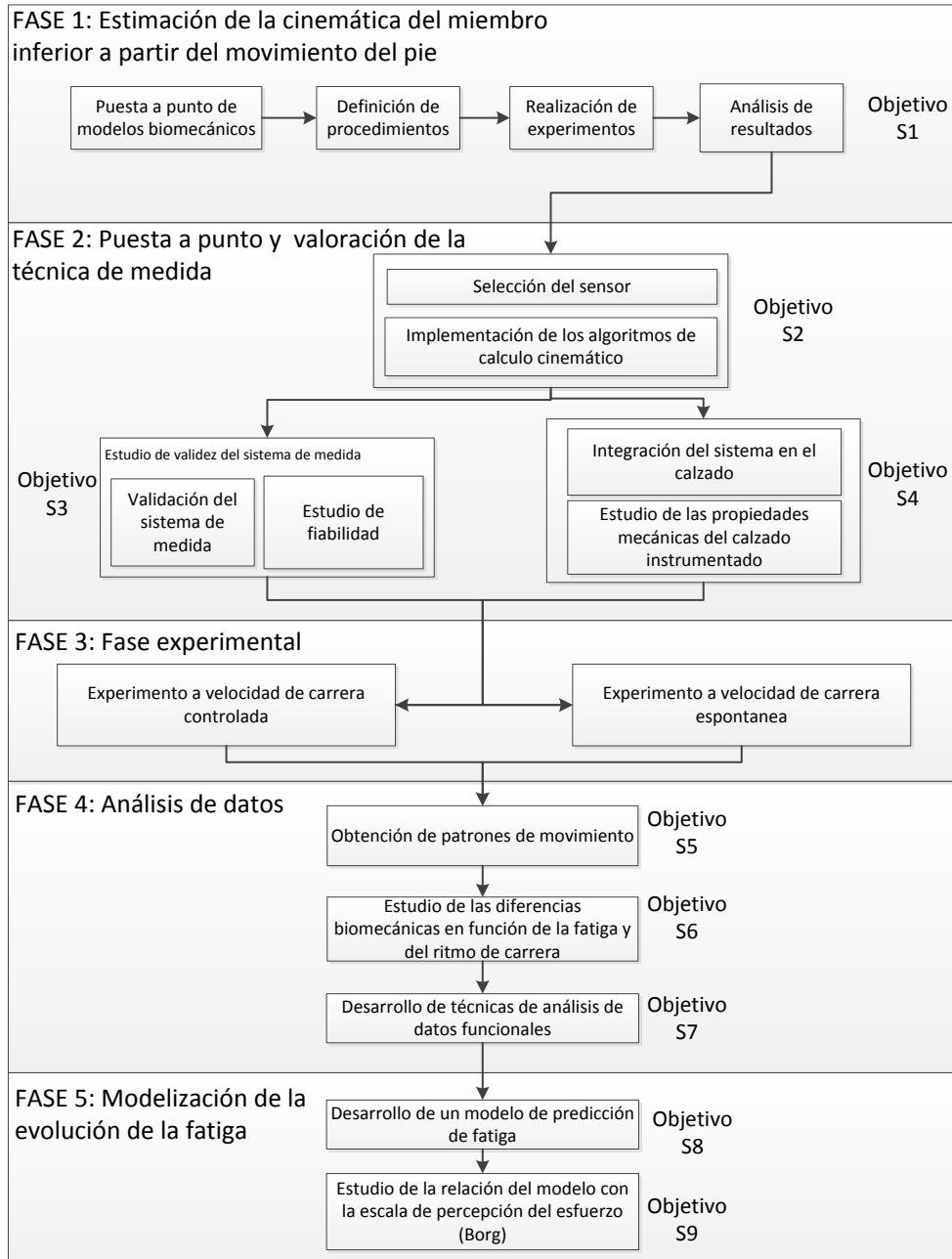


Figura 3.1: Plan de trabajo

La tabla 3.1 muestra un resumen de los experimentos realizados con sujetos, indicando para cada uno el número de sujetos, las condiciones de ensayo, la fase del plan de trabajo y el estudio realizado.

Tabla 3.1: Resumen estudios realizados.

Grupo de ensayo	Condición	Fase	Estudio
Grupo piloto (n=16)	Laboratorio	1	Cinemática del miembro inferior a partir del movimiento del pie.
Grupo velocidad de carrera controlada (n=18)	Pista atletismo	2	Estudio de fiabilidad.
		2	Estudio de las propiedades mecánicas del calzado instrumentado.
		3	Experimento a velocidad de carrera controlada.
Grupo velocidad de carrera libre (n=20)	Pista atletismo	2	Estudio de las propiedades mecánicas del calzado instrumentado.
		3	Experimento a velocidad de carrera espontánea.

En los siguientes apartados de este capítulo se presenta el material y métodos empleados en cada una de las fases, siguiendo la estructura definida en el plan de trabajo (figura 3.1).

3.2. Cinemática del miembro inferior a partir del movimiento del pie

Con el objetivo de comprobar la hipótesis H2, se planteó la necesidad de estudiar las relaciones funcionales entre la orientación del pie y las variables articulares de tobillo, rodilla y cadera, para demostrar que la información contenida en el movimiento del pie está relacionada con toda la cadena cinemática del miembro inferior, lo que permitirá analizar los cambios en los patrones cinemáticos a partir del movimiento del pie.

Para ello se definió un estudio exploratorio en el laboratorio de análisis de movimientos humanos del IBV (figura 3.2).

La posible relación entre el movimiento del pie y el resto de la cadena cinemática podría justificar el uso del movimiento del pie como indicador para detectar alteraciones cinemáticas del patrón de carrera, simplificando la instrumentación necesaria a un único sensor inercial integrado en el calzado. A continuación, se detalla el material y métodos empleados en el estudio.

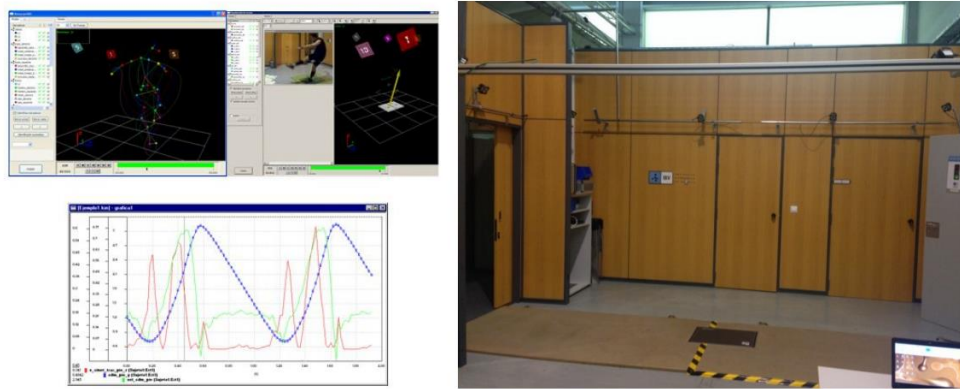


Figura 3.2: Laboratorio de análisis de movimientos del IBV.

3.2.1. Medios experimentales

En este apartado se presentan las herramientas empleadas en este primer estudio exploratorio.

3.2.1.1 Sistema de registro

En esta primera fase se empleó el sistema de análisis de movimientos Kinescan/IBV (Instituto de biomecánica de Valencia, Valencia, Spain). Este sistema permite la obtención de las coordenadas en tres dimensiones de un conjunto de marcadores fijados a los segmentos corporales, a partir de la información contenida en el vídeo (Page et al., 2006).

Mediante el algoritmo descrito por Page, de Rosario, Mata, & Atienza (2009), fue posible obtener el movimiento angular de los segmentos analizados.


La tabla 3.2 muestra las características de la versión del sistema Kinescan/IBV empleado en este estudio.

Tabla 3.2: Características del sistema Kinescan/IBV.

Sistema Kinescan/IBV	Características técnicas
	<p>10 Cámaras de vídeo con iluminación IR integrada.</p> <p>Frecuencia de captura: 250Hz</p> <p>Rango de medida: 0° - 360°</p> <p>Resolución: 0.01°</p> <p>Error < 1°</p> <p>Digitalización en tiempo real</p>

Tabla 3.3: Características de las cámaras empleadas.

Cámara OptiTrack Modelo S250e	
Resolución	832x832 (pixel)
Óptica	5.5 mm F#1.8
Filtro	800 nm IR
Iluminación	96 Leds IR
Bus de datos	Ethernet/PoE



Las cámaras (tabla 3.3), se instalaron uniformemente alrededor de la zona de adquisición. El uso de diez cámaras y la configuración adoptada (figura 3.3), disminuye el riesgo de ocultación de marcadores y permite la reconstrucción tridimensional de los mismos con un error menor a 1 mm en posición y un error menor de 0.05° en desplazamiento angular (Baydal-Bertomeu, 2013).

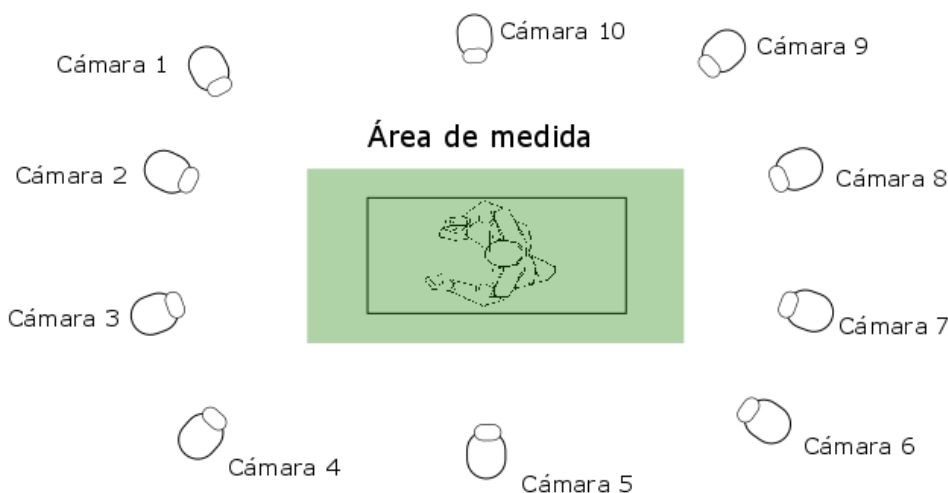


Figura 3.3: Esquema de la distribución de las cámaras.

3.2.1.2 Calzado y cicloergómetro

Todos los sujetos utilizaron el mismo modelo de calzado neutro para carrera: Kelme Gravity MC.

Para poder adquirir de forma continua varios ciclos de carrera los sujetos corrieron sobre un cicloergómetro modelo h/p/cosmos: Pulsar-3p (figura 3.4), situada en la zona

central del espacio calibrado del sistema de registro Kinescan/IBV (figura 3.3: zona sombreada).

El modelo de cicloergómetro empleado permitía un ajuste preciso de la velocidad y era suficientemente rígida para su uso en carrera. Estas características junto una correcta adaptación al cicloergómetro por parte de los sujetos de ensayo, permiten extrapolar los resultados obtenidos a condiciones de carrera en exterior (Riley et al., 2008).



Figura 3.4: Cicloergómetro modelo h/p/Cosmos Pulsar-3p.

3.2.2. Protocolo de medida

A continuación, se describe el protocolo empleado para la toma de medidas:

- Preparación previa al ensayo.

Antes de cada sesión, con el fin de asegurar la calidad de las medidas, se revisaban los marcadores, el cicloergómetro y se realizaba una calibración de las cámaras del sistema de registro de movimientos humanos.

- Recepción del sujeto de ensayo.

En primer lugar, se procedía a informar al sujeto del ensayo a realizar y se solicitaba la firma del consentimiento informado. A continuación, mediante una breve entrevista se verificaban los criterios de inclusión en el estudio. En caso de no cumplirse alguno de los criterios, el sujeto quedaba excluido para la realización de las medidas.

Una vez verificados los criterios de inclusión se le facilitaba el calzado para la realización de la prueba y en caso de ser necesario la ropa adecuada (pantalón corto y camiseta ajustada).

- **Instrumentación del sujeto.**

Una vez el sujeto vestía la ropa adecuada para la realización de la prueba, se procedía a la colocación de los marcadores en los siguientes puntos anatómicos (tabla 3.4): espinas iliacas (anteriores y posteriores) y trocánter mayor, maléolos y cóndilos de la pierna derecha. Posteriormente se situaban el resto de los marcadores: tres en la pierna, tres en el muslo y tres en el pie. Cada trío de marcadores se colocaba formando un triángulo definiendo cada uno de los segmentos corporales a estudiar (figura 3.5). El último paso de la instrumentación consistía en la toma de una medida de referencia o cero, en la cual el sujeto permanecía de pie con los brazos cruzados a la altura del pecho. El movimiento de cada segmento corporal se expresó a partir de dicha posición.

- **Adaptación al cicloergómetro y calentamiento.**

En primer lugar, el sujeto ajustaba la velocidad del cicloergómetro a su velocidad de entrenamiento. Para poder extrapolar los resultados a pista, se dejaba un período de adaptación y calentamiento de 10 minutos (Matsas, Taylor, & McBurney, 2000).

- **Toma de medidas.**

Una vez el sujeto se había adaptado al cicloergómetro y corría de manera natural se procedía a la toma de medidas. A cada sujeto se le realizaron nueve grabaciones de 30 segundos cada una, a una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Con el fin de no condicionar el gesto natural del sujeto, no se mencionaba en ningún momento cuando se iniciaba cada uno de los registros.

- **Final de la prueba.**

Al finalizar la toma de medidas, el sujeto disminuía la velocidad de carrera gradualmente hasta parar. Finalmente se procedía a retirar los marcadores y a guardar los registros realizados.

3.2.3. Selección de la muestra de ensayo

En este primer estudio se reclutó una muestra de 16 corredores voluntarios (10 hombres y 6 mujeres). Para ello, se emplearon las bases de datos de usuarios del Instituto de Biomecánica de Valencia. Todos los sujetos cumplían los siguientes criterios de inclusión:

- No haber sufrido ninguna lesión en los últimos seis meses.
- No presentar alteraciones evidentes en el patrón de marcha.
- Ser corredor habitual (mínimos 5 km semanales).
- No usar plantillas correctoras.
- Estar familiarizado con el uso de cintas andadoras.

3.2.4. Modelo biomecánico

El objetivo principal del estudio exploratorio fue estudiar el comportamiento funcional de las articulaciones del miembro inferior en relación a la orientación del pie, a través del análisis del movimiento de cada articulación en el plano sagital.

Para ello, se implementó un modelo biomecánico de cuatro segmentos, siguiendo las recomendaciones de la International Society of Biomechanics (ISB) (Grood & Suntay, 1983; Wu et al., 2002). Cada uno de los segmentos se instrumentó con marcadores reflectantes. La figura 3.5 muestra la localización y los códigos identificativos de cada marcador y su localización se detalla en la tabla 3.4.

Tabla 3.4: Marcadores empleados modelo miembro inferior.

Tipo de marcador	Identificación	Segmento	Descripción
Real	MM	Pierna	Maléolo medial
Real	ML	Pierna	Maléolo lateral
Real	CM	Pierna	Cóndilo medial del fémur
Real	CL	Pierna	Cóndilo lateral del fémur
Real	AI-AD	Pelvis	Prominencia ilíaca anterior izquierda y derecha
Real	PI-PD	Pelvis	Prominencia ilíaca posterior izquierda y derecha
Virtual	HJC	Muslo	Centro articular de la cadera
Virtual	IM	Pierna	Punto medio de la línea de unión entre maléolos.
Virtual	IC	Pierna	Punto medio de la línea de unión entre cóndilos femorales.
Real	M1-M2-M3	Muslo	Marcadores del segmento muslo
Real	P1-P2-P3	Pierna	Marcadores del segmento pierna
Real	F1-F2-F3	Pie	Marcadores del segmento pie
Real	TC	Muslo	Trocánter mayor

Como puede observarse, el modelo se compone de 17 marcadores reales y 3 marcadores virtuales, es decir calculados a partir de marcadores reales. Los marcadores virtuales se emplearon para la definición del origen de cada uno de los sistemas de referencia anatómicos, los cuales son necesarios para expresar el movimiento relativo de los segmentos corporales en un sistema de referencia conocido y aceptado (figura 3.6).

En el caso de la cadera, el origen del sistema de referencia anatómico se sitúa en el centro articular de la misma (marcador HJC). Este marcador se ha calculado a partir de los marcadores de la pelvis (AI-AD-PI-PD) y del marcador del trocánter mayor (TC) según el procedimiento descrito por Davis, Öunpuu, Tyburski, & Gage, (1991). Por su parte, los orígenes de los sistemas de referencia de rodilla y tobillo se sitúan en los puntos IC e IM respectivamente. En la tabla 3.5 se detallan cada uno de los sistemas de referencia anatómicos, siendo la nomenclatura empleada la descrita a continuación:

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

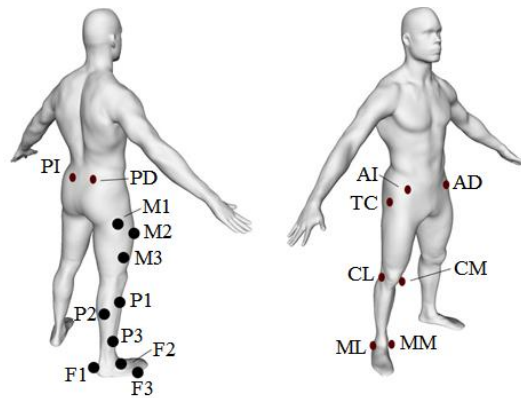
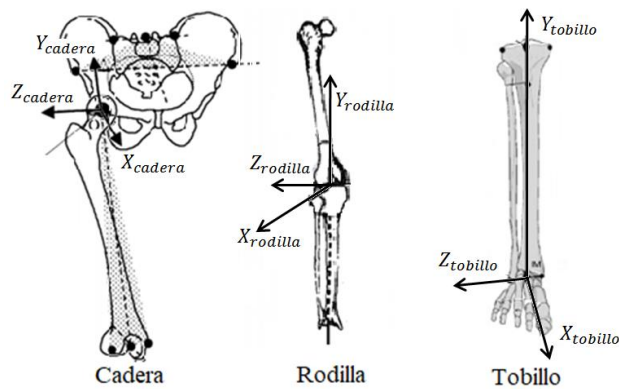


Figura 3.5: Modelo de marcadores.



Fuente: elaborada a partir de Grood & Suntay, (1983); Wu et al., (2002).

Figura 3.6: Sistemas de referencia miembro inferior.

Tabla 3.5: Ejes de los sistemas de referencia anatómicos.

	Eje	Eje definido por:	Rotación positiva	Rotación negativa
Cadera	Z	Línea con origen en HJC y paralela a la línea de unión entre AD y AI	flexión	extensión
	Y	Línea de unión entre IM y HJC	interna	externa
	X	Perpendicular al plano formado por ZY	aducción	abducción
Rodilla	Z	Línea de unión entre CM y CL	flexión	extensión
	Y	Línea de unión entre IM y IC	externa	interna
	X	Perpendicular al plano formado por ZY	abducción	aducción
Tobillo	Z	Línea de unión entre MM y ML	dorsiflexión	flexión plantar
	Y	Línea de unión entre IM y IC	interna	externa
	X	Perpendicular al plano formado por ZY	inversión	eversión

3.2.5. Cálculo y procesado de las curvas de movimiento

Para cada instante de tiempo del registro se calcularon las rotaciones de cada segmento respecto de la posición de referencia (punto 3.2.2) mediante los vectores de Rodrigues. Posteriormente se calculó el movimiento relativo entre el segmento proximal y el segmento distal mediante la composición de los vectores de Rodrigues.

Una vez calculado el movimiento relativo entre los segmentos corporales, esta rotación se expresaba en el sistema de referencia anatómico de la articulación correspondiente. El procedimiento empleado se describe en Page, Gálvez, De Rosario, Mata, & Baydal (2009).

3.2.5.1 Suavizado, segmentación y normalización de las curvas

Debido a pequeños errores inherentes a la calibración del sistema de fotogrametría y al proceso de digitalización, las coordenadas de los marcadores contienen un pequeño nivel de ruido aleatorio. Este ruido es prácticamente despreciable en las curvas angulares (Page, Candelas, & Belmar, 2006). No obstante, su presencia provoca que las curvas no sean derivables, característica necesaria para aplicar el análisis funcional de datos.

Con el objetivo de transformar la curva angular de origen en una función derivable, se empleó un suavizado de ajuste local basado en regresión polinómica (Page et al., 2006). Este método se seleccionó debido a su simplicidad y su buen comportamiento en la estimación de las derivadas.

Cada uno de los pasos de cada registro se segmentó a la duración del ciclo de carrera. Debido a que la duración de cada ciclo de carrera es diferente en cada sujeto, todas las curvas obtenidas presentan una longitud variable.

Para realizar un análisis de las curvas en su conjunto es necesario que todas presenten la misma longitud (Duhamel et al., 2004). Por ello, cada una de las curvas fue ajustada a 100 puntos mediante un algoritmo de interpolación de spline cúbico (figura 3.7).

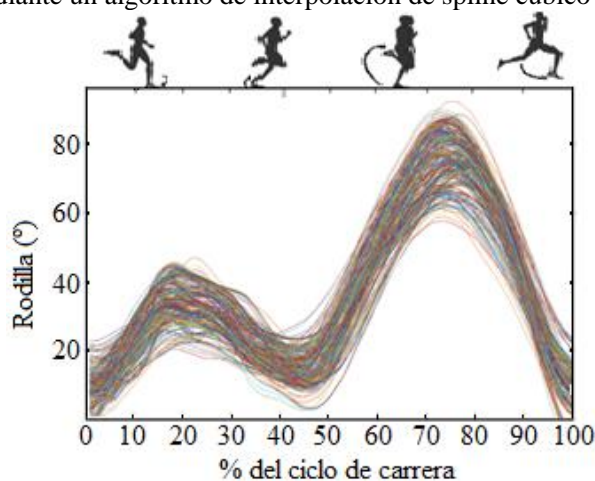


Figura 3.7: Curvas ajustadas al ciclo de carrera.

3.2.5.2 Curvas empleadas en el estudio

En la tabla 3.6 se muestran las curvas empleadas en el estudio exploratorio de las relaciones funcionales entre la orientación del pie y las variables articulares de tobillo, rodilla y cadera.

Tabla 3.6: Curvas empleadas en el estudio.

Curva	Descripción
$\alpha(t)_{Cadera}$	Ángulo de flexo-extensión de la cadera.
$\alpha(t)_{Rodilla}$	Ángulo de flexo-extensión de la rodilla.
$\alpha(t)_{Tobillo}$	Ángulo de flexo-extensión del tobillo.
$\alpha(t)_{Pie}$	Ángulo del pie respecto a la vertical en el plano sagital.

3.2.6. Modelo de regresión de mínimos cuadrados parciales

Para validar que el movimiento del pie contiene información sobre la cinemática del miembro inferior completo se han definido un modelo de regresión de mínimos cuadrados parciales (PLS), usando como variable de entrada el ángulo de orientación del pie y como variable de salida los ángulos de tobillo, rodilla y cadera.

La regresión PLS fue introducida por H. Wold, (1975) para su uso en ciencias sociales y económicas. No obstante, la regresión PLS es un método adecuado para analizar conjuntos de datos con pocas observaciones, muchas variables y problemas de colinealidad (Rodríguez, 2015; Rosipal & Krämer, 2006; Vega-Vilca & Guzmán, 2011).

Por ello, el uso de los métodos de regresión por PLS se ha popularizado en otras disciplinas. Por ejemplo, en antropometría para la generación de secuencias de movimiento (Baydal-Bertomeu et al., 2016) y de formas humanas (Ballester et al., 2014, 2016) o en ciencias sociales (Wold, Sjöström, & Eriksson, 2001). En general, la regresión PLS se realiza en dos pasos secuenciales:

- Transformar la matriz X de datos en una matriz de componentes ortogonales, denominadas componentes PLS. Para esta transformación se considera la matriz de respuestas Y.
- Realizar un análisis de regresión múltiple empleando como variables predictoras las componentes PLS.

El método PLS relaciona la matriz de las variables de entrada y la matriz de las variables de salida a través de las variables latentes de cada una (componentes). Estas variables latentes se definen como un conjunto de variables artificiales que son ortogonales y que permiten hacer una reducción del espacio (Geladi & Kowalski, 1986b, 1986a).

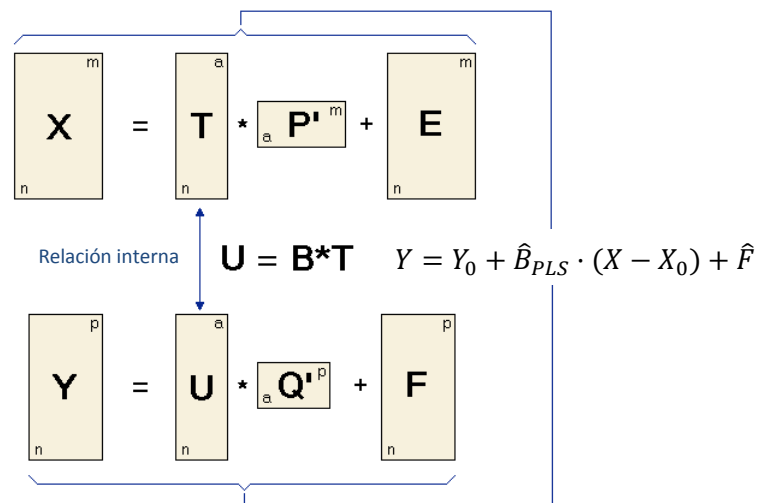


Figura 3.8: Esquema de modelo PLS.

La principal diferencia con un modelo de regresión de componentes principales reside en que en el modelo de regresión PLS se busca maximizar la covarianza entre X e Y. Actualmente existen diversos algoritmos para obtener los coeficientes de la regresión PLS, siendo los más empleados el algoritmo NIPALS y SIMPLS.

Para la obtención de los coeficientes de regresión (figura 3.8 (\hat{B}_{PLS})) se ha empleado el algoritmo SIMPLS (De Jong, 1993) disponible en las librerías del entorno de cálculo matemático Matlab2017b.

3.2.6.1 Selección del número componentes del modelo

La capacidad predictiva del modelo depende en gran medida del número de componentes o variables latentes seleccionadas. Si el número de componentes es demasiado bajo, el modelo no podrá describir toda la variación de los datos dando lugar a resultados incorrectos de predicción. Por otro lado, cuanto mayor sea el número de componentes la varianza residual es menor y la varianza explicada mayor. Sin embargo, si el número de componentes es demasiado elevado puede producirse un sobreajuste del modelo, es decir, se obtiene un modelo que se ajusta perfectamente a los datos disponibles, pero no será capaz de predecir correctamente nuevas observaciones.

En este sentido, el objetivo fue obtener un modelo con el menor número de componentes posible que cumpliera los siguientes criterios:

- Buen ajuste a los datos disponibles.
- Capaz de predecir nuevas observaciones con un error razonable.

Para la selección del número de componentes se realizó una simulación de varios modelos, posteriormente se seleccionó el número de componentes adecuado teniendo en cuenta los residuos de cada modelo y el porcentaje de variabilidad explicada de la variable de salida.

3.2.6.2 Validación del modelo PLS

Una vez seleccionado el número de componentes se realizó una validación cruzada, siguiendo los siguientes pasos:

- Dejar las observaciones de un sujeto fuera del modelo
- Ajustar el modelo con el resto de observaciones
- Predecir la muestra que se ha dejado fuera y calcular los residuos
- Repetir el proceso para cada sujeto de la muestra de ensayo, calculando para cada una los residuos, el ICC y el SEM

Para el cálculo del ICC y el SEM se emplearon las curvas registradas frente a las predichas mediante el modelo de regresión de mínimos cuadrados parciales según el procedimiento descrito en Baydal-Bertomeu et al. (2016).

3.3. Puesta a punto y valoración del sistema de medida

En la actualidad, el uso de sensores inerciales se ha popularizado, siendo posible encontrar integrados con excelentes características:

- Bajo consumo energético.
- Reducido tamaño.
- Precio asequible.
- Amplia gama de rangos de medición.
- Elevada sensibilidad.

Estos sistemas, son especialmente aptos para aplicaciones deportivas, donde se requiere equipos ligeros e inalámbricos, para no obstruir o alterar los movimientos durante la ejecución del gesto deportivo (García-Pérez et al., 2014; Reenalda et al., 2016; Willy et al., 2016).

En concreto los sensores inerciales presentan dos características que los convierten en la solución óptima para el objetivo de la presente tesis de investigación:

- Los sistemas basados en sensores inerciales pueden funcionar en espacios abiertos, permitiendo su uso en cualquier entorno. A diferencia de otros sistemas de análisis de movimiento, los sensores inerciales no requieren espacios definidos o condiciones controladas de iluminación, permitiendo su uso en ambientes reales.
- El tamaño, peso y consumo energético de los sensores inerciales permite fabricar sistemas portátiles lo suficientemente pequeños para ser integrados en el calzado.

3.3.1. Descripción del sensor inercial integrado en el calzado

El sistema de medida empleado se compone de unas zapatillas Kelme Gravity MC, con un alojamiento en la media suela para el sistema inercial (figura 3.9).

El hardware ha sido diseñado y fabricado por Fraunhofer Institute for Photonic Microsystems (figura 3.10), y se compone de un sensor inercial de 9 ejes, modelo MPU-9150 de Invensense, controlado por un microprocesador de bajo consumo (MSP430F5528) y de un módulo de comunicación Bluetooth 4.0, que permite la transmisión de los datos vía wireless. La alimentación de toda la electrónica se realiza mediante una batería integrada en el hardware recargable por un sistema de inducción.

El sistema desarrollado permite medir la orientación en los tres ejes espaciales a partir de las señales de aceleración y velocidad angular obtenidas mediante el sensor. Además, incorpora un acelerómetro para la detección de impactos (tabla 3.7).



Figura 3.9: Sensor inercial integrado en el calzado.

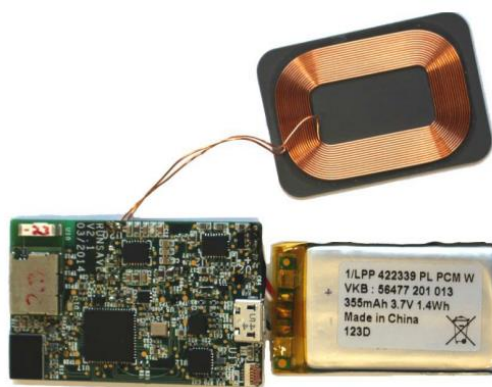


Figura 3.10: Detalle del hardware desarrollado por Institute for Photonic Microsystems.

Tabla 3.7: Componentes del sistema de medida.

Componente	Descripción	
Calzado para carrera	Zapatillas modelo Kelme Gravity MC modificado.	
Teléfono Móvil	Teléfono android con aplicación de registro.	
Sensor	MSP430F5528	Procesador principal
	MPU-9150	Sensor de 9 ejes
	H3LIS331DL	Acelerómetro High-G
	BlueMod+SR	Módulo de comunicación Bluetooth 4.0
	LPP-422339-PL	Batería recargable
	N25Q00AA13G1240E	Módulo de memoria

3.3.2. Procedimiento para el cálculo de ángulos

Para el cálculo del ángulo se implementó el algoritmo propuesto por Favre, Jolles, Siegrist, & Aminian (2006). Este algoritmo emplea la información de la aceleración (a) para corregir la orientación del segmento (q), y de esta manera corregir la deriva que introduce la integración de la velocidad angular (w), sin necesidad de emplear sensores magnéticos.

En el momento inicial, la aceleración medida por el sensor es próxima a la gravedad y es determina el eje global Y. La rotación alrededor del eje V (0) alinea el eje y del sensor con el eje vertical Y. La ecuación 3.1 expresa en el instante inicial la orientación del sensor respecto XYZ mediante notación de cuaterniones.

$$\begin{aligned} \theta(0) &= \cos^{-1}(-a_z(0)) \\ V(0) &= [-a_y(0), a_x(0), 0] \\ q(0) &= [\cos(\theta(0)/2), \sin(\theta(0)/2) X \left[\frac{V(0)}{\|V(0)\|} \right]] \end{aligned} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

Con una frecuencia de muestreo suficientemente alta (100 Hz) se puede considerar que las rotaciones entre instantes consecutivos son pequeñas. Por tanto, para cada muestra ($i \geq 1$) se puede calcular la orientación (q(i)) mediante la integración de la velocidad angular (w) según la Ecuación 3.2.

$$\begin{aligned} \Omega(i) &= q(i-1) \otimes \left(\frac{w(i)}{f_{sample}} \right) \otimes q(i-1)^{-1} \\ \phi(i) &= \left[1, \frac{[\Omega_x(i), \Omega_y(i), \Omega_z(i)]}{2} \right] \\ q(i) &= \phi(i) \otimes q(i-1) \end{aligned} \quad \text{Ecuación 3.2}$$

Para eliminar la posible deriva causada por la integración, en los instantes (i) en los cuales se cumple que la velocidad angular es muy pequeña o la aceleración es próxima a la gravedad, se realiza una corrección de la orientación mediante la ecuación 3.3 donde $\bar{\psi}(i)$ es el quaternion normalizado que corrige la orientación de q(i) a qc(i).

$$\begin{aligned} A(i) &= q(i) \otimes a(i) \otimes q(i)^{-1} \\ \psi(i) &= \left[1, \frac{A_y(i)}{2}, \frac{-A_x(i)}{2}, 0 \right] \\ qc(i) &= \bar{\psi}(i) \otimes q(i) \end{aligned} \quad \text{Ecuación 3.3}$$

Finalmente se realiza una interpolación lineal entre las muestras corregidas (qc(i)), mediante esta interpolación se corrigen las muestras intermedias eliminando la posible deriva debida a la integración de la velocidad angular.

Para la validación del sistema de media se han definido los siguientes experimentos:

- Validación del cálculo de ángulos. Constó de dos ensayos en laboratorio cuyos objetivos fueron determinar la deriva y el error de medida del sensor inercial.
- Estudio de las propiedades mecánicas del calzado instrumentado. Se realizó una batería de ensayos mecánicos en laboratorio, para determinar las características del calzado instrumentado y analizar la influencia de la integración del sensor en la media suela.
- Estudio de fiabilidad. Una vez determinado el error y la deriva del sensor, se definió un ensayo con sujetos, con el fin de determinar la reproducibilidad de la medición de la orientación del pie durante la carrera.

A continuación, se describen los dos primeros experimentos. El estudio de fiabilidad del sistema de medida para la medición de la orientación del pie se presenta en los apartados 3.4 y 3.5.

3.3.3. Procedimiento de validación del cálculo de ángulos

La validación del cálculo para la medición del ángulo del pie mediante un sensor integrado en el calzado se realizó mediante dos ensayos:

- Medición de la deriva temporal del sensor inercial.
- Medición del error en el cálculo del ángulo.

3.3.3.1 Medición de la deriva temporal del sensor inercial

Para la medición de la deriva del sensor inercial se realizó una medida de 40 minutos, con el sensor situado sobre una superficie plana e inmóvil. Al finalizar el test se calculó la diferencia de la medida obtenida al inicio y al final del test para cada eje del sensor.

3.3.3.2 Medición del error en el cálculo del ángulo

El ensayo consiste en la comparación de los registros obtenidos mediante el sensor inercial y los obtenidos mediante un patrón de referencia (Parrilla et al., 2013).

Como patrón de referencia se empleó el sistema de análisis de movimiento basado en tecnología de fotogrametría de vídeo digital Kinescan/IBV descrito en el punto 3.2.1.

El sensor inercial se fijó a un tablero, instrumentado con nueve marcadores reflectantes, el cual se unió a una bisagra, permitiendo movimientos de rotación cíclicos alrededor de un eje fijo (figura 3.11).

El movimiento de rotación se registró de manera sincronizada por el sistema de fotogrametría y por el sensor inercial, a una frecuencia de adquisición de 100 Hz. El experimento se repitió para cada uno de los tres ejes del sistema de referencia.



Figura 3.11: Tablero de calibración.

Una vez obtenidos los registros del ángulo de rotación, con el fin de evitar errores debido al sincronismo entre los dos sistemas de medida, se verificó el desfase entre las dos señales según la ecuación 3.4 (Ramsay & Silverman, 2002), donde X_{sensor} es la variable registrada por el sensor inercial y $X_{patrón}$ la variable de control.

$$\phi = a \cos \left(\frac{X_{sensor} \bullet X_{patrón}}{|X_{sensor}| * |X_{patrón}|} \right) \quad \text{Ecuación 3.4}$$

Para cada eje se calculó el vector de diferencias como la resta entre la señal del sensor inercial y la señal patrón, obtenida con fotogrametría. El error medio se obtuvo como la media del vector de diferencias, el error máximo como el máximo del vector de diferencias, el error mínimo como el mínimo de las diferencias y por último el error cuadrático medio como la media de las diferencias al cuadrado (Ecuación 3.5).

$$ECM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_{sensor_i} - X_{patrón_i})^2 \quad \text{Ecuación 3.5}$$

3.3.4. Estudio de las propiedades mecánicas del calzado instrumentado

La funcionalidad del calzado es un fenómeno complejo resultante de la interacción de diferentes aspectos: ajuste a la forma del pie, absorción de fuerzas de impacto, distribución de presiones plantares, adaptación al movimiento de los pies, peso del calzado y fricción entre el calzado y el suelo, entre otros (Olaso-Melis, 2010). Una correcta selección del calzado puede ser un factor de protección frente lesiones en corredores de fondo (Cheung & Ng, 2007).

El calzado instrumentado (figura 3.9), incluía una pequeña caja en la media suela de la zapatilla para alojar el sensor inercial. Por ello fue importante asegurar que los aspectos funcionales del calzado no se vieron afectados debido a la integración del sensor (Segesser & Pörringer, 1989).

Los principales aspectos funcionales, mejor valorados por los corredores y que podrían verse comprometidos debido a la modificación de la media suela y que por tanto deben ser analizados son (Clifton, Subic, Burton, Bedford, & Schembri, 2013):

- Flexibilidad del calzado: Un calzado con poca flexibilidad en la articulación metatarsal aumenta la fatiga y disminuye tanto el confort como la funcionalidad dificultando el gesto técnico de carrera.
- Absorción de impacto. Como se ha comentado en la introducción las fuerzas de impacto se deben al contacto inicial del pie con el suelo durante la ejecución del gesto de carrera. Estas fuerzas de impacto se transmiten a través del cuerpo como una vibración, y están relacionados con la incomodidad y con ciertas patologías como dolor en la zona lumbar, degeneración de las articulaciones, etc.
- Peso: Un calzado con un peso excesivo aumenta el gasto energético, aumentando la fatiga del corredor y dificulta el movimiento del pie.

Para la evaluación de los aspectos funcionales descritos se han definido tres procedimientos de ensayo, en cada uno de ellos se ha evaluado dos muestras de ensayo, la primera de ellas consiste en un calzado sin instrumentar, la segunda se trata del mismo modelo de calzado, pero con el sensor inercial integrado en la media suela.

Tabla 3.8: Muestras de ensayo.

Modelo del calzado	Instrumentado	Sin Instrumentar
Kelme Gravity MC		

Para analizar si existen diferencias entre las dos muestras de ensayo, para cada parámetro analizado se realizó una prueba T para la igualdad de medias.

Los ensayos se han realizado en los laboratorios del IBV a una temperatura ambiente de 23 ± 2 °C. A continuación, se describen los equipos de medida y los procedimientos de ensayo empleados en cada uno de los ensayos:

- Ensayo de resistencia a la flexión.
- Ensayo dinámico de amortiguación de impactos
- Ensayo de peso

3.3.4.1 Ensayo de resistencia a la flexión

Para la medición de la flexibilidad del calzado se ha empleado una máquina diseñada por el IBV, capaz de simular los movimientos de flexión del pie.

La máquina de flexión consiste en una estructura de perfiles de aluminio sobre los cuales se desliza un eje verticalmente (figura 3.12).

Al aplicar un determinado peso, dos plataformas independientes (una para la parte delantera del pie y otra para la trasera) giran por la aplicación de la carga, simulando así los movimientos de flexión de los dedos del pie al correr, permitiendo analizar la rigidez del calzado durante tales movimientos (Barton, Bonanno, & Menz, 2009; Llana-Belloch, 1998).

En cada muestra se realizaron seis repeticiones, con un peso de 5 Kg, y un tiempo de espera entre repeticiones de 5 minutos. Se obtuvieron en cada repetición los grados de flexión alcanzados mediante un inclinómetro digital con una precisión de 0.1 grados.

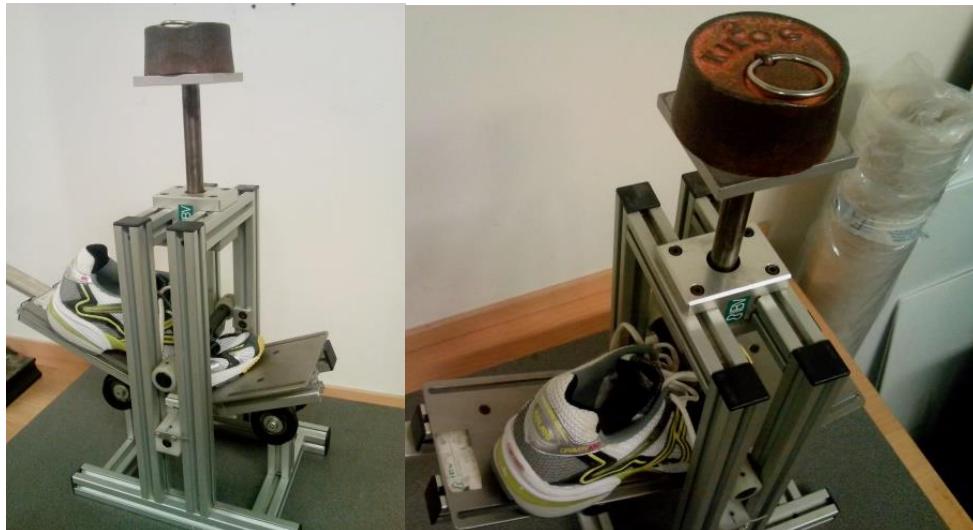


Figura 3.12: Máquina de ensayo de resistencia a la flexión.

3.3.4.2 Ensayo dinámico de amortiguación de impactos

La medición de propiedades mecánicas obtenidas a partir de la aplicación de cargas dinámicas dista de las propiedades obtenidas con cargas estáticas o cuasiestáticas. Para una mayor aproximación a la realidad, es necesario aplicar cargas dinámicas de impacto similares a las que aparecen durante la carrera tanto en carga, duración del impacto como en frecuencia de aplicación.

En este sentido, la metodología de análisis de la capacidad de amortiguación de impactos del IBV está basada en la simulación de impactos producidos durante la carrera. En base a dichos impactos se puede determinar la rigidez dinámica y el ratio de energía absorbida del material bajo estudio (ASTM International, 2006, 2013).

Para ello se hace uso del equipo de ensayo LecCus/IBV (figura 3.13). Este equipo de ensayo permite simular las cargas dinámicas producidas al correr, mediante una masa que cae de una altura determinada. La fuerza del impacto generado por la masa se registra por medio de una célula de carga y de manera síncrona, un sensor de desplazamiento registra la deformación sufrida por el material. Las características principales del equipo se muestran en la tabla 3.9.

Tabla 3.9: Características del equipo para la simulación de impactos.

Componente	Descripción
Sensor de fuerza	Célula ELA-B2M-2.5kN, error de $\pm 2.27\%$
Sensor de desplazamiento	Sensor laser: Omron Z4M-W40, error de ± 0.005 mm
Masa	Masa de $XXX \pm XX$ Kg
Altura de caída	50 ± 3 mm
Número de impactos por repetición	5 impactos ≈ 800 N en intervalos de un segundo.

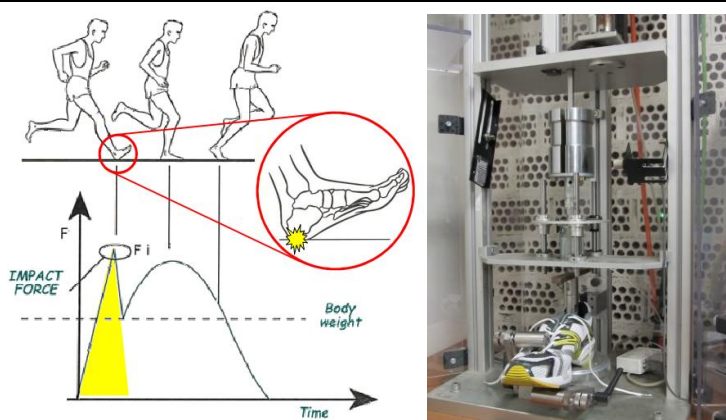


Figura 3.13: Máquina de ensayo LecCus/IBV para el estudio de amortiguación.

En cada muestra se realizaron tres repeticiones, con un tiempo de espera entre repeticiones de 5 minutos. En cada repetición se simularon cinco impactos a un ritmo de un impacto por segundo, mediante una masa de 7.5Kg y una altura de caída de 0.50 mm, obteniéndose impactos de aproximadamente 800 N.

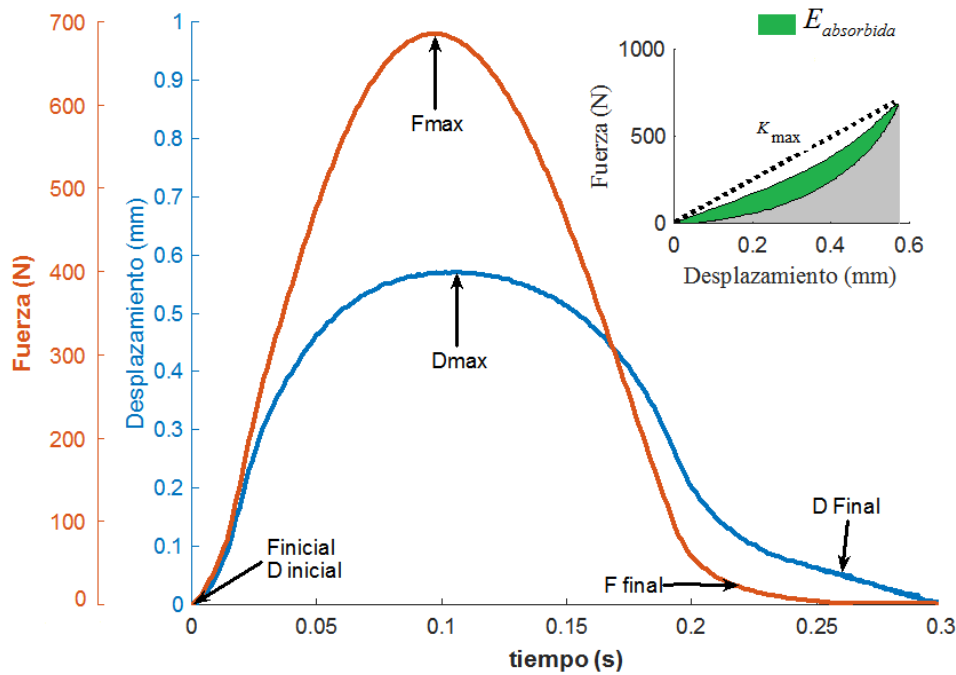


Figura 3.14: Esquema curvas de fuerza y desplazamiento.

A partir de las curvas de fuerza y desplazamiento (figura 3.14) se obtuvo la rigidez dinámica y el ratio de energías según las ecuaciones 3.6 y 3.7 respectivamente:

- Rigidez dinámica (k): representa la capacidad del material para disipar la energía del impacto.

$$k_{max} = F_{max} / d_{max} \quad \text{Ecuación 3.6}$$

- Ratio de energía absorbida (R): representa la capacidad del material para disipar la energía del impacto. A a mayor ratio, mayor absorción de energía.

$$R = \frac{E_{absorbida}}{E_{aplicada}} \quad \text{Ecuación 3.7}$$

Las ecuaciones 3.8 y 3.9 muestran el cálculo de la energía absorbida y aplicada a partir de los puntos característicos de las curvas de fuerza y desplazamiento (figura 3.14).

$$E_{\text{absorbida}} = \int_{D_{\text{inicial}}}^{D_{\text{max}}} F d_{\text{desplazamiento}} - \int_{D_{\text{max}}}^{F_{\text{final}}} F d_{\text{desplazamiento}} \quad \text{Ecuación 3.8}$$

$$E_{\text{aplicada}} = \int_{D_{\text{inicial}}}^{D_{\text{max}}} F d_{\text{desplazamiento}} \quad \text{Ecuación 3.9}$$

3.3.4.3 Ensayo de peso del calzado

El procedimiento para determinar el peso del calzado consistió en la medición de cada muestra con una balanza de precisión modelo SALTER, de 3000 ± 1 gr. Para cada muestra se realizaron diez pesajes, obteniéndose el peso medio para cada una.

3.4. Fase experimental

En este apartado se describen los medios experimentales y los procedimientos empleados en la fase 3 del plan de trabajo (figura 3.1). El objetivo de esta fase fue la obtención de las medidas para la caracterización de los patrones de movimiento de los corredores en diferentes condiciones de fatiga.

Uno de los aspectos más importantes a la hora de evaluar los efectos de la fatiga es el protocolo de ensayo (Winter, Gordon, & Watt, 2017). En este trabajo se simuló en la pista de atletismo de la Universidad Politécnica de Valencia un entrenamiento de larga distancia, con el objetivo de obtener una fatiga funcional de los corredores lo más próxima posible a la producida en condiciones reales (Wikstrom, Powers, & Tillman, 2004).

3.4.1. Medios experimentales

A continuación, se describen los medios empleados en los ensayos realizados en la pista de atletismo.

3.4.1.1 Calzado de carrera instrumentado

Para obtener y analizar los movimientos del pie durante la carrera se empleó el calzado instrumentado (figura 3.9) puesto a punto durante la segunda fase del plan de trabajo.

Las características técnicas y el procedimiento de validación se describen en el apartado 3.3.

3.4.1.2 Accesorios para la realización de las medidas

Los materiales accesorios empleados en la fase experimental fueron:

- Cronometro y hoja de registro de los tiempos y ritmo de carrera.
- Tabla de percepción subjetiva del esfuerzo de Borg 1-10.
- Cuestionario sobre las propiedades mecánicas del calzado.
- Reloj pulsómetro modelo Polar RS800CX para la monitorización del ritmo cardiaco.
- Conos para marcar la distancia en la pista de atletismo en el ensayo de velocidad controlada (apartado 3.4.3).
- Reproductor MP3. Reproducción de una señal acústica (pitido) para marcar el ritmo de carrera en el ensayo de velocidad controlada (apartado 3.4.3).



Figura 3.15: Medios experimentales empleados en las medidas.

3.4.2. Selección muestra de ensayo: fase experimental

La muestra de ensayo ha estado formada por 38 sujetos sanos: 25 hombres y 13 mujeres (tabla 3.10). La muestra se dividió aleatoriamente en dos grupos: grupo de velocidad libre (GVL) y grupo de velocidad controlada (GVC).

Los dos grupos realizaron el mismo tipo de ensayo, con la salvedad de que el grupo GVC, realizó el ensayo a una velocidad impuesta y controlada durante toda la carrera. Además las medidas de este grupo fueron utilizadas para el estudio de fiabilidad del sistema de medida (apartado 3.5.2).

Tabla 3.10: Muestra de ensayo de la fase 3.

	Grupo velocidad controlada	Grupo velocidad libre
Número de sujetos	18	20
Hombres	13	12
Mujeres	5	8
Edad (años)	39 ±6	31 ±7
Altura (cm)	172 ± 9	173 ± 6
Peso (Kg)	70,4 ± 11.4	69,5 ±10.5

Todos los sujetos cumplían en la fecha de realización de las medidas los criterios de inclusión y exclusión descritos 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.
- Correr al menos distancias de 5 Km.

Criterios de exclusión:

- Padecer alguna patología cardiovascular.
- Poseer alteraciones anatómicas que pudieran afectar en la biomecánica de la carrera.
- Padecer enfermedades que requiriesen su tratamiento con fármacos.
- Haber sufrido algún tipo de lesión en los 6 meses previos al estudio.

- Haber realizado 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.

Para el reclutamiento de participantes se recurrió a la búsqueda de voluntarios informando del objetivo del estudio y de los criterios de inclusión a personas pertenecientes a la base de datos de ensayos del Instituto de Biomecánica de Valencia.

A continuación, se describe el protocolo empleado tanto en el ensayo de velocidad controlada como en el de velocidad libre.

3.4.3. Protocolos de medida fase experimental

El protocolo de medida se compuso de 5 partes:

- Explicación de la prueba: A todos los participantes se les explicó detalladamente la prueba y se les facilitó una hoja informativa. Después de responder las preguntas oportunas, todos los participantes firmaron el consentimiento voluntario para participar en la investigación.
- Instrumentación: A cada corredor se le colocó un transmisor de frecuencia cardíaca a nivel de la línea intermamilar (Polar RS800CX) y se le asignó el calzado instrumentado según su talla. Una vez verificado el correcto ajuste del calzado se procedía al calentamiento.
- Calentamiento: Durante 10 minutos todos los participantes realizaron un calentamiento general en función de sus preferencias. En general, incluía carrera continua, estiramientos y desplazamientos con cambios de velocidad.
- Carrera: Los corredores comenzaban a dar vueltas a la pista de atletismo. En cada vuelta se registró su percepción del esfuerzo (escala Borg 1-10). La prueba finalizó al alcanzar el agotamiento individual.
- Finalización de la prueba: Una vez el corredor declaró no poder seguir corriendo, se le indicó que disminuía lentamente la velocidad hasta parar.

Con el objetivo de corroborar la hipótesis H5, se definieron dos ensayos cuya única diferencia fue el control o no de la velocidad de los corredores:

- Grupo de velocidad de carrera libre: A este grupo se le dio como indicación emplear un ritmo de carrera similar al que usaran normalmente en sus entrenamientos.
- Grupo de velocidad controlada: Este segundo grupo realizó la carrera con una velocidad constante y controlada correspondiente a su umbral anaeróbico, determinado previamente mediante una prueba de esfuerzo.

3.4.3.1 Determinación de la velocidad de carrera

Para determinar la velocidad a la cual debía realizarse la prueba, todos los sujetos del grupo GVC realizaron una prueba de esfuerzo (entre 48 horas y 7 días antes de la sesión de medida) con el fin de determinar la velocidad correspondiente al umbral anaeróbico. Posteriormente, los corredores realizarían la prueba en la pista de atletismo de acuerdo a la velocidad calculada en la prueba de esfuerzo (figura 3.16).

Todas las pruebas de esfuerzo se realizaron en un cicloergómetro (modelo Sport 870S) en la clínica Quirón de Valencia bajo supervisión médica.

El protocolo empleado consistió en caminar a 4 km/h durante 2 minutos con un 0% de pendiente. Una vez finalizados los dos minutos, se fijó la pendiente del cicloergómetro en 1.5% y la velocidad se aumentó en 0.5 km/h en intervalos de 30 segundos hasta el agotamiento del corredor.

El intercambio de gases pulmonares se midió con un carro de medición metabólica modelo Ultima TM Series de Medgraphics Cardiorespiratory Diagnostic Systems. La frecuencia cardíaca (FC) se controló durante la prueba mediante un transmisor modelo X12+ de Mortara Instrument. El umbral anaeróbico se determinó cuando se cumplieron dos o más de los siguientes criterios:

- Aumento significativo del volumen de CO₂ respecto del volumen de O₂ entre etapas consecutivas.
- Relación de intercambio respiratorio mayor de 0.95.
- Aumento de la eficiencia ventilatoria.
- Aumento del PETO₂.

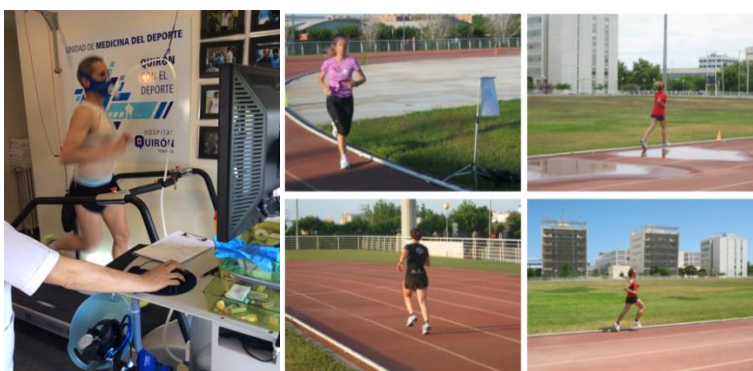


Figura 3.16: Sesión prueba de esfuerzo y pista de atletismo.

Posteriormente, en la pista de atletismo, los corredores del GVC ajustaron su velocidad de acuerdo a la velocidad correspondiente a su umbral anaeróbico. Para ello se dispusieron conos cada 20 metros en la pista de atletismo y se emplearon reproductores MP3

para reproducir señales auditivas programadas en función de la velocidad correspondiente. Tanto el investigador como el corredor usaron el mismo modelo de reproductor de MP3 (Telecom y Novatecno, S.A., España) sincronizado para verificar si el corredor alcanzaba o no el siguiente cono en el tiempo requerido y controlar de este modo el ritmo de carrera.

3.4.3.2 Estudio subjetivo de las propiedades mecánicas del calzado

Tanto los sujetos del GVC como los del GVL al finalizar la prueba en la pista de atletismo, con el objetivo de completar la información obtenida en el estudio de las propiedades mecánicas del calzado instrumentado (apartado 3.3.4), completaron una encuesta sobre las propiedades mecánicas del calzado empleado durante el ensayo.

3.5. Análisis de las curvas de movimiento

El análisis de cada registro obtenido mediante el sensor integrado en la media suela del calzado para carrera consistió en los siguientes pasos secuenciales:

- Suavizado, segmentación del registro y selección de los pasos.
- Normalización de los pasos.
- Obtención del paso medio.

Una vez obtenidos los pasos normalizados al ciclo de carrera se analizó la reproducibilidad del procedimiento de medida y se realizó un análisis funcional de datos con el objetivo de analizar la diferencia entre el estado de fatiga y de no fatiga según la velocidad de carrera: controlada o libre.

En los siguientes apartados se detalla el análisis realizado.

3.5.1. Tratamiento de las curvas de movimiento

Cada uno de los registros fue suavizado mediante una base de b-splines, como se describe en Ramsay & Silverman, (2002). Tras el suavizado, cada registro se dividió en 10 segmentos iguales, correspondientes cada uno de ellos al 10% de la duración de la prueba (figura 3.17).

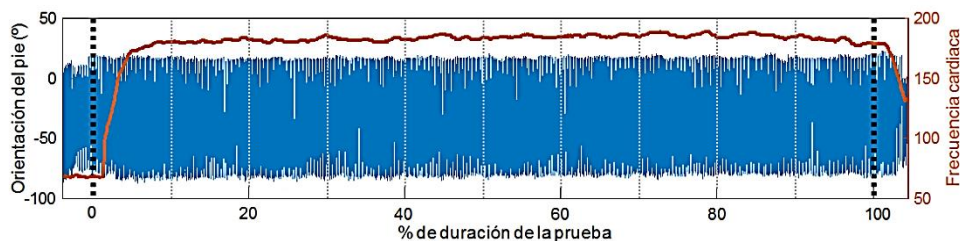


Figura 3.17: Ejemplo registro curva de movimiento y frecuencia cardíaca.

En cada uno de los trozos se seleccionaron los cinco pasos centrales (figura 3.18). La detección del inicio y final de cada paso se realizó mediante la señal del acelerómetro y del giróscopo (Jasiewicz et al., 2006; Micó-Amigo et al., 2016).

Una vez obtenidos los cinco pasos correspondientes a cada una de las diez divisiones del registro se realizó un ajuste lineal de la escala de tiempos de cada paso para expresar el movimiento como porcentaje del ciclo de fase de carrera. Por último, se calculó la media de los cinco pasos seleccionados (figura 3.19).

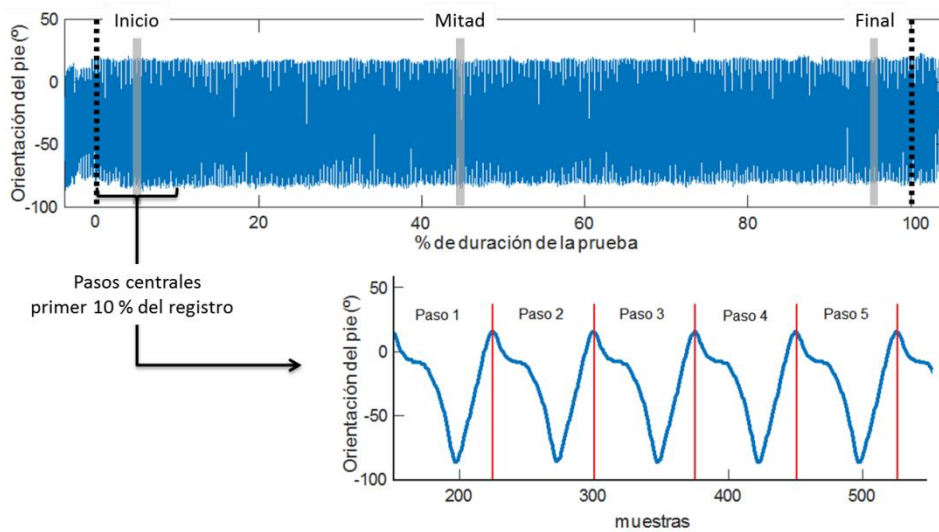


Figura 3.18: Selección de pasos a analizar.

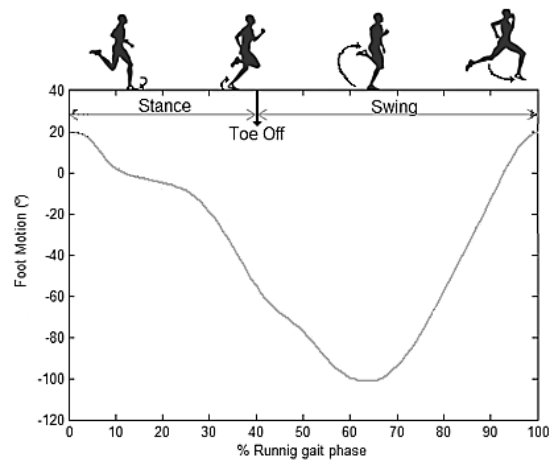


Figura 3.19: Ejemplo de curva normalizada al ciclo de carrera.

3.5.2. Estudio de fiabilidad

Con el fin de verificar la repetibilidad del sistema de medida en la medición del ángulo del pie, se planteó un estudio de fiabilidad. Para el objetivo principal era importante asegurar que la diferencia entre pasos no se debía a un error tanto en el método como en una técnica de medida con baja repetibilidad.

Este estudio se realizó en condiciones de ausencia de fatiga. Para ello se emplearon los cinco pasos de la orientación del pie correspondientes a la fase inicial de la prueba del experimento de velocidad controlada. Tal y como se describe en el apartado 3.5.1, cada curva se normalizó al ciclo de carrera.

La muestra de estudio la constituyeron los 18 sujetos del grupo de velocidad controlada, cuyas características se describen en el punto 3.4.2, obteniéndose un total de 90 curvas (cinco por sujeto).

Para analizar la reproducibilidad de las curvas se utilizó el Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC), como estimador de la fiabilidad del sistema y del procedimiento de medida. Para ello, se empleó la ecuación 3.10 descrita por Kadaba et al. (1989).

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\frac{\sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A (Y_{jk} - \bar{Y}_k)^2}{A(R-1)}}{\frac{\sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A (Y_{jk} - \bar{Y})^2}{(RA-1)}}}$$

Ecuación 3.10

Dónde

- k: Número de puntos de la curva (A=100).
- j: Número de ciclos analizados de cada sujeto, (R=5).
- Y_{jk} : Valor de la curva de movimiento en el punto k, del ciclo j.
- \bar{Y}_k : Media de los valores obtenidos en el instante k de los ciclos del sujeto.
- \bar{Y} : Gran media de todas las observaciones, ecuación 3.11.

$$\bar{Y} = \frac{1}{RA} \sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A Y_{jk}$$

Ecuación 3.11

El CMC proporciona una medida relativa de la fiabilidad, tomando valores entre 0 y 1. Para la interpretación de los resultados se utilizó la escala de Jaspers et al. (2011) que se muestra en la tabla 3.11.

Finalmente se calculó el ICC funcional, el error estándar de la media y el coeficiente de variación.

Tabla 3.11: Escala CMC según Jaspers et al. (2011).

CMC	Interpretación
> 0,95	excelente
0,85 – 0,95	muy bueno
0,75 – 0,85	bueno
0,65 – 0,75	moderado
< 0,65	pobre

3.5.3. Análisis funcional de componentes principales

Para realizar el análisis funcional de componentes principales, se utilizaron 10 curvas de cada sujeto de ensayo, cada una calculada como la media de los cinco pasos correspondiente a cada fase de duración del registro (figura 3.18). De este modo el conjunto de curvas total fue de 180 curvas en el caso del grupo de velocidad controlada (18 sujetos x 10 curvas/sujeto) y de 200 curvas en el caso del grupo de velocidad libre (20 sujetos x 10 curvas/sujeto).

Los objetivos del análisis funcional de componentes principales (f-PCA) son los mismos del análisis en componentes principales clásico (PCA). Se trata de encontrar los modos dominantes de variación y conocer cuántos de estos son necesarios para lograr una aproximación satisfactoria a los datos originales.

Esta técnica estadística permite explorar grandes conjuntos de curvas con el fin de extraer su característica principal común. La idea central del f-PCA es reducir la cantidad de datos originales mediante la expresión de cada función como una combinación lineal de un conjunto reducido de nuevas curvas llamadas funciones de componentes principales.

Por tanto, mediante este método se pretende encontrar un grupo de funciones que puedan expresar cualquier medida (i) del conjunto de curvas observadas como (ecuación 3.12):

$$m_i(f) = M(f) + \sum s_{ik}PC_k(f) \quad \text{Ecuación 3.12}$$

dónde:

- $M(f)$ es la media funcional del conjunto de curvas $m(f)$ (ecuación 3.13).
- K : es el número de la componente principal.
- s_{ij} son las puntuaciones de las distintas componentes principales.
- $PC_k(f)$ es la función componente principal.

$$M(f) = \frac{\sum_{i=1}^n m_i(f)}{n} \quad \text{Ecuación 3.13}$$

Una de las principales ventajas del análisis funcional de componentes principales es que la información de la curva se simplifica a las puntuaciones de las componentes (s_{ij}), pudiendo evitarse el análisis paramétrico de las curvas. Además, al tratarse de variables numéricas pueden analizarse mediante estadística convencional.

El grupo de funciones compuesto por las funciones componente principal deben cumplir con la condición descrita por la ecuación 3.14.

$$\int PC_k(f) \cdot PC_l(f) \cdot df = 0 \quad \text{for } k \neq l$$

$$\int PC_k^2(f) \cdot df = 1 \quad \text{Ecuación 3.14}$$

Esta condición es necesaria ya que cada componente principal explica un porcentaje de la variabilidad del conjunto de curvas. La componente principal m debe explicar la variabilidad que no ha sido todavía explicada por el conjunto de componentes principales anteriores. Por tanto, las componentes principales deben ser independientes entre sí.

Además de formar una base de funciones independientes, las diferentes componentes se obtienen de manera que se conserve la mayor parte de información con el menor número de componentes posible.

Para cuantificar la cantidad de información conservada del conjunto de curvas originales, se usa el concepto de varianza explicada. La varianza de un conjunto de n datos funcionales $m_i(f)$ es una medida de la dispersión de dichos datos alrededor de la media funcional $M(f)$ (ecuación 3.15).

$$\text{var}_{TOT} = \frac{\sum_{i=1}^n \{ \int [m_i(f) - M(f)]^2 df \}}{n-1} \quad \text{Ecuación 3.15}$$

Si el conjunto de datos se representa mediante p componentes principales, PC_k ($k=1, \dots, p$), entonces la varianza después del ajuste vendrá dada por la ecuación 3.16:

$$\text{var}_{ADJ} = \frac{\sum_{i=1}^n \left\{ \int \left[m_i(f) - M(f) - \sum_{k=1}^p s_{ik} PC_k(f) \right]^2 df \right\}}{n-1} \quad \text{Ecuación 3.16}$$

La varianza explicada es la diferencia entre la varianza sin ajuste y después de ajustar el modelo. Esta cantidad se suele expresar como un porcentaje de la varianza total (ecuación 3.17).

$$\% \text{ var}_{EXPL} = \frac{\text{var}_{TOTAL} - \text{var}_{ADJ}}{\text{var}_{TOTAL}} \times 100 \quad \text{Ecuación 3.17}$$

En este sentido, el porcentaje de varianza explicada cuantifica el nivel de ajuste entre el conjunto de funciones originales y las que se reconstruyen mediante los p factores seleccionados a partir de la ecuación 3.12. Cabe destacar que en la mayoría de casos gran parte de la varianza se explica con los dos o tres primeros factores. En otras palabras, cuando las funciones originales presentan patrones similares, pueden ser representados por unas pocas funciones.

El procedimiento matemático está descrito con detalle en Epifanio et al (2008). Todos los cálculos han sido realizados con el software MATLAB R2017b.

3.5.4. Selección y representación gráfica de las componentes principales

La selección del número de componentes se realizó en función del porcentaje de varianza explicado en total y del porcentaje de varianza que aportaba al total cada una de las componentes.

De este modo, se buscó obtener una varianza explicada superior al 90 % sin considerar componentes cuya varianza explicada supusiera menos de un 5 %.

Una vez seleccionadas las componentes principales se realizó una representación gráfica del efecto de cada componente sobre la media. Esta representación gráfica se ha obtenido representando la media funcional, la media funcional más el producto de la función componente principal por tres veces la desviación de las puntuaciones correspondientes y la media funcional menos el mismo producto anterior (ecuaciones 3.18, 3.19 y 3.20 respectivamente).

$$\text{curva1}(f) = M(f) \quad \text{Ecuación 3.18}$$

$$\text{curva2}(f) = M(f) + 3 * \text{des}(s_i)PC(f) \quad \text{Ecuación 3.19}$$

$$\text{curva3}(f) = M(f) - 3 * \text{des}(s_i)PC(f) \quad \text{Ecuación 3.20}$$

3.5.5. Estudio de las diferencias biomecánicas en función de la fatiga

Como se ha comentado anteriormente, las puntuaciones obtenidas mediante el análisis f-PCA contienen la información sobre el movimiento del pie. Por ello, una vez obtenidas las puntuaciones de cada componente se realizó un análisis de medidas repetidas, empleando como variables de entrada las puntuaciones correspondientes al inicio, mitad y final del registro (zonas sombreadas figura 3.18).

Este análisis tenía como objetivo analizar el efecto de la fatiga en los corredores y las diferencias debidas al ritmo de carrera (controlado o libre). Por ello se realizó tanto para el grupo de velocidad controlada como para el grupo de velocidad libre. Además, también se analizaron la velocidad de carrera, el tiempo de zancada, los valores de la escala de Borg 1-10 y los intervalos R-R del ritmo cardiaco.

Los cálculos fueron realizados con el software de análisis estadístico R-V2.15.0.

3.6. Modelización de la evolución de la fatiga

Uno de los principales objetivos de este trabajo fue obtener un modelo de fatiga en base al patrón de movimiento. Para ello se realizó un análisis discriminante.

El análisis discriminante es una técnica estadística que se utiliza para clasificar a distintos individuos en grupos a partir de los valores de un conjunto de variables. La pertenencia de un individuo a un grupo u otro se indica mediante una variable categórica que toma tantos valores como grupos existentes, en nuestro caso tomaba el valor de fatigado o no-fatigado.

El análisis discriminante está muy relacionado con el análisis multivariante de la varianza con un factor. No obstante, en el análisis de la varianza la variable categórica es la variable explicativa, mientras que en el análisis discriminante la variable categórica es precisamente la variable dependiente. Por tanto, esta variable categórica juega el papel de variable dependiente y las variables que se utilizan para realizar la clasificación se denominan variables predictoras. La información de las variables predictoras se sintetiza en las denominadas funciones discriminantes, que son las que finalmente se utilizan en el proceso de clasificación.

Adicionalmente, se pretende construir una regla de decisión que asigne las medidas de un nuevo corredor, que no sabemos clasificar previamente, a uno de los grupos prefijados con un cierto grado de riesgo (Fatigado o No-fatigado).

En este sentido, el análisis discriminante persigue explicar la pertenencia de cada individuo a un determinado grupo en función de las variables de su perfil, y a la vez cuantificar el peso de cada una de ellas en la discriminación. Una vez conocidos los pesos de la función discriminante es posible predecir a qué grupo pertenece un nuevo individuo del que únicamente se conocen los valores de sus variables predictoras.

Básicamente, el análisis discriminante consiste en extraer a partir de x_1, \dots, x_p variables observadas en k grupos, m funciones y_1, \dots, y_m según la Ecuación 3.21:

$$y_i = a_{i1}x_{i1} + \dots + a_{ip}x_{ip} + a_{i0} \quad \text{Ecuación 3.21}$$

Donde $m = \min(k - 1, p)$ tales que $cor(y_i, y_j) = 0 \quad \forall i \neq j$.

El número de funciones (m) depende del número de grupos existentes (k) y del número de variables (p). En nuestro caso se obtuvo una función discriminante.

Para realizar el análisis, se empleó como variables independientes las puntuaciones de las componentes principales obtenidas en el f-PCA y la frecuencia cardiaca del corredor obtenidas al inicio de la prueba y al final de la misma. Como variable categórica se clasificaron las puntuaciones del inicio de la prueba como situación de *No Fatiga* y las obtenidas al final de la prueba como situación de *Fatiga*.

Los datos empleados en un análisis discriminante deben cumplir las siguientes condiciones:

- Las variables independientes no deben ser combinación lineal del resto.
- Las matrices de covarianzas dentro de cada grupo deben ser aproximadamente iguales.
- Las variables se deben distribuir como una normal multivariante.

En sentido estricto, la función discriminante minimiza la probabilidad de equivocarse al clasificar los individuos en cada grupo. Para ello, las variables originales deben distribuirse como una normal multivariante y las matrices de covarianzas deben ser iguales en todos los grupos. No obstante, en la práctica es una técnica robusta y funciona bien, aunque las dos restricciones anteriores no se cumplan.

3.6.1. Selección de las variables discriminantes

Para la selección de las variables a incluir en el análisis discriminante, se analizó la correlación entre pares de variables, identificando aquellas que presentaran una correlación elevada ($r > 0.8$).

Entre los pares de variables (x, y) en conflicto ($r_{xy} > 0.8$) se descartó una de las dos. Esta decisión se tomó en base a la capacidad de discriminación individual de cada una de las variables, que se estimó mediante un análisis de medidas repetidas (apartado 3.5.5).

3.6.2. Obtención del modelo

Una vez realizada la selección previa en base a las correlaciones entre las variables se empleó el software de estadística R-V2.15.0, este programa permite un modo de selección denominado stepwise.

Este método selecciona a partir de las variables introducidas, aquellas con mayor capacidad de discriminar y elimina las variables redundantes.

Por último, se realizó una validación cruzada para comprobar la capacidad predictiva de la función discriminante. Para ello, se generó tantas funciones discriminantes como observaciones válidas tenía el análisis. Cada una de esas funciones se obtuvo eliminando una observación. Después, cada observación se clasificó utilizando la función discriminante en la que no había intervenido.

3.6.3. Estudio de la relación del modelo con la escala de Borg

Mediante el procedimiento descrito se obtuvieron 3 modelos de predicción del estado de fatiga (tabla 3.12). En cada modelo, se emplearon distintas combinaciones de variables predictivas con el fin de analizar el efecto de su uso.

Para ello, además de comparar la correlación canónica de cada función discriminante y la tabla de clasificación obtenida mediante validación cruzada se analizó la correlación de las puntuaciones de las diferentes funciones discriminantes con las puntuaciones de la escala de Borg 1-10.

Tabla 3.12: Resumen modelos de fatiga.

Nombre	VARIABLES predictoras
<i>Modelo₁</i>	Frecuencia cardíaca (intervalo RR)
<i>Modelo₂</i>	Movimiento del pie. (Puntuaciones de las componentes principales)
<i>Modelo₃</i>	Frecuencia cardíaca (intervalo RR) Movimiento del pie. (Puntuaciones de las componentes principales)

Capítulo 4

Resultados y discusión

La organización de este capítulo sigue la estructura del capítulo 3 y está determinada por la estructura en cinco fases del plan de trabajo (apartado 3.1).

En el apartado 4.1 se presentan y discuten los resultados obtenidos en la primera fase del plan de trabajo. En el apartado validez del sistema de medida (apartado 4.2) se muestran los resultados de los ensayos para la validación del sistema inercial integrado en el calzado. En el apartado de patrones de movimiento (apartado 4.3) se muestra los patrones de orientación del pie obtenidos en los en los ensayos con sujetos correspondientes a la fase experimental (fase 3 del plan de trabajo).

En los apartados de diferencias biomecánicas y modelización de la fatiga (apartados 4.4 y 4.5 respectivamente) se detallan los resultados del análisis realizado con los datos obtenidos durante la fase 3 del plan de trabajo. Finalmente, se incluye un apartado de discusión (apartado 4.6) donde se analizan y discuten los resultados del trabajo en su conjunto.

4.1. Relaciones articulares del miembro inferior

En este apartado se presentan los resultados correspondientes a la primera fase del plan de trabajo: Estimación de la cinemática del miembro inferior a partir del movimiento del pie.

4.1.1. Muestra de estudio

En la primera fase del proyecto de tesis participaron 16 sujetos sin patologías ni lesiones en los 12 meses anteriores a la realización de las pruebas, siendo todos los participantes corredores habituales. De los 16 participantes, 10 fueron hombres y 6 mujeres. La tabla 4.1 muestra las principales características según el sexo.

Tabla 4.1: Características muestra de estudio. Media y desviación típica.

	Hombres	Mujeres	Total
Número de sujetos	10	6	16
Edad (años)	26.4 ± 7.5	24.3 ± 4.2	25.4 ± 6.2
Talla de calzado (europea)	43.7 ± 1.3	37.6 ± 1.4	41.0 ± 3.4
Altura (m)	1.77 ± 0.05	1.61 ± 0.05	1.70 ± 0.10
Peso (kg)	70.1 ± 6.4	54.0 ± 4.5	62.9 ± 9.9
Distancia semanal de entrenamiento (km)	31.2 ± 20.7	12.4 ± 11.1	22.8 ± 19.3
Ritmo de entrenamiento (min / km)	4.4 ± 0.9	5.4 ± 0.9	4.8 ± 1.0

4.1.2. Curvas de movimiento del miembro inferior

El número de registros obtenidos fue de 144, nueve registros por cada uno de los participantes. Para cada registro se obtuvieron las correspondientes a los ángulos de tobillo, rodilla y cadera (figura 4.1) y las curvas angulares de la orientación del pie en el plano sagital (figura 4.2).

Respecto a la morfología de la curva de orientación del pie (figura 4.2) se puede diferenciar cuatro momentos característicos:

- (a): Contacto inicial del pie con el suelo, este ángulo se conoce como *foot strike angle*, el cual depende de la técnica de carrera e influye tanto en la economía de la misma como en las fuerzas generadas en el impacto con el suelo (Breine et al., 2017; Falbriard, Meyer, Mariani, Millet, & Aminian, 2017b; Kluitenberg et al., 2012). Posteriormente el pie realiza una flexión plantar.
- (b): Fase de apoyo completo del pie en el suelo. El pie se encuentra orientado con la horizontal, los valores de la curva son cercanos a cero.
- (c): Se inicia el despegue del talón y el pie se desplaza posteriormente debido principalmente a la flexión de rodilla.
- (d): Cambio del sentido de giro debido al lanzamiento de la pierna (extensión de las distintas articulaciones).

Tanto la morfología como los valores de las curvas obtenidas son similares a las presentadas en trabajos anteriores (Bamberg, Benbasat, Scarborough, Krebs, & Paradiso, 2008; Breine et al., 2017; Haratian, Twycross-Lewis, Timotijevic, & Phillips, 2014; Picerno, Cereatti, & Cappozzo, 2008; Reenalda et al., 2016).

En el siguiente apartado (4.1.3) se muestran los resultados del modelo PLS implementado. Como variable de entrada se ha empleado las curvas de orientación del pie y como variable de salida las correspondientes a los ángulos de las articulaciones de miembro inferior (tobillo, rodilla y cadera).

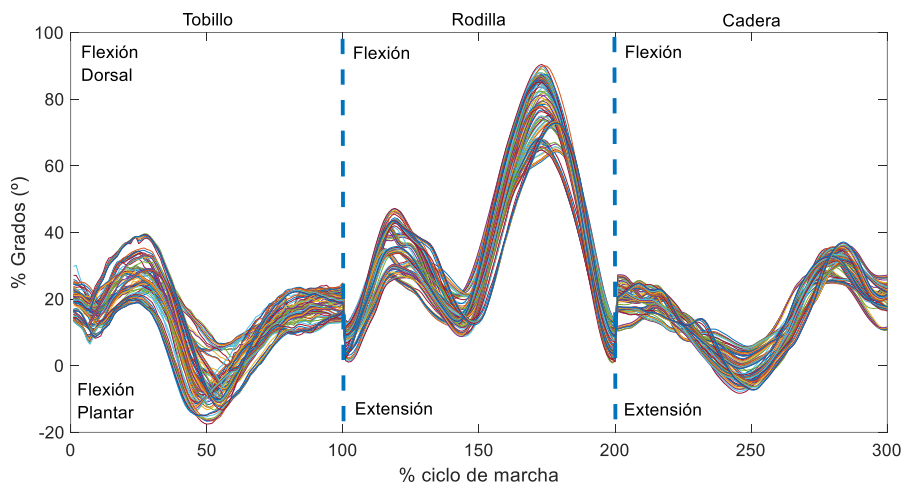


Figura 4.1: Medidas articulaciones miembro inferior.

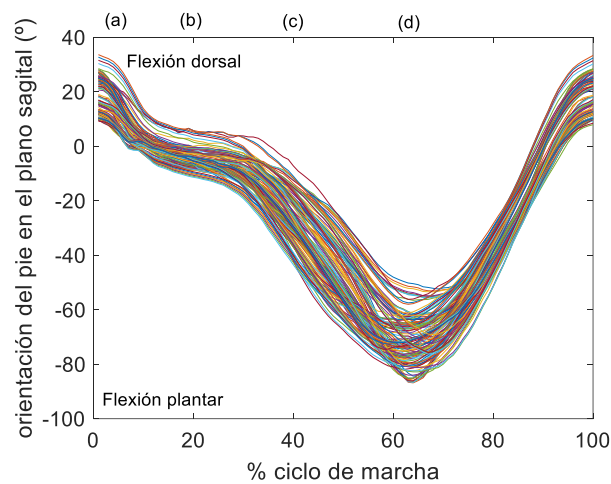


Figura 4.2: Medidas de la orientación del pie.

4.1.3. Resultados del modelo PLS

En el eje de la izquierda de la figura 4.3 se muestra el error de reconstrucción de los ángulos articulares del miembro inferior en función del número de componentes seleccionadas para el modelo PLS. En el eje de la derecha se muestra la varianza explicada de la variable de salida del modelo, que en nuestro caso se corresponde al conjunto de curvas de tobillo rodilla y cadera (figura 4.2). Se puede observar que al aumentar el número de componentes del modelo la varianza explicada de la variable de salida aumenta y el error de reconstrucción disminuye.

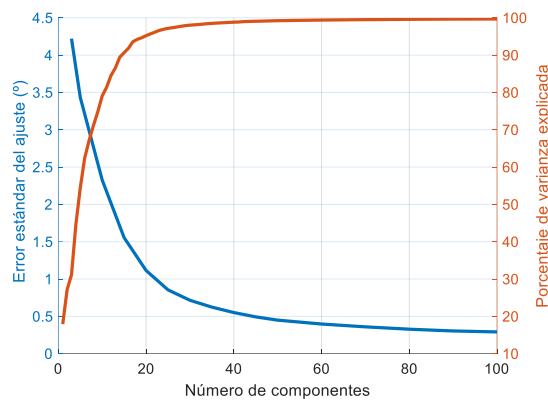


Figura 4.3: Error y varianza explicada del modelo PLS.

Tal y como se ha comentado en el apartado 3.2.6, la selección del número de componentes es un aspecto crítico en la creación del modelo. Un número pequeño de componentes puede producir errores elevados de reconstrucción. Por el contrario, seleccionar un número demasiado elevado de componentes puede producir un sobreajuste de los datos, dando lugar a reconstrucciones erróneas al predecir nuevas observaciones.

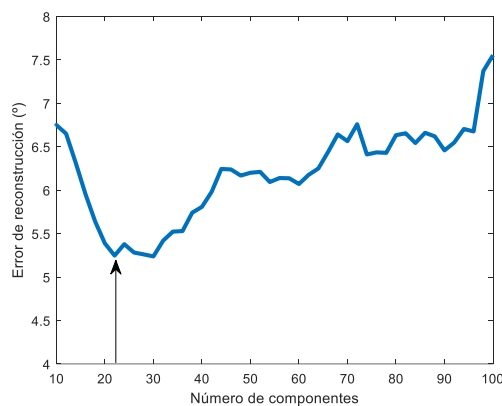


Figura 4.4: Validación cruzada: error de reconstrucción.

La figura 4.4 muestra el error de reconstrucción en función del número de componentes al realizar una validación cruzada. Al reconstruir observaciones que no se han incluido para generar el modelo el error aumenta respecto al obtenido con los datos originales (figura 4.3). Puede observarse un punto de inflexión en 22 componentes, este valor coincide con los codos en las gráficas representadas en la figura 4.3. Por tanto, añadir más componentes al modelo no supone una mejora en las predicciones de nuevas observaciones ni en la varianza explicada.

Finalmente, en la tabla 4.2 se muestran los resultados del coeficiente de correlación intraclass (ICC) del modelo de 22 componentes junto al error estándar de la media (SEM). Estos valores se han calculados a partir de las medidas reales y las predicciones obtenidas mediante el procedimiento de validación cruzada, para cada una de las articulaciones.

Tabla 4.2: ICC y SEM del modelo PLS (datos de validación cruzada)

	Cadera	Rodilla	Tobillo
ICC	0.85 (0.09)	0.95 (0.03)	0.858 (0.10)
SEM (°)	3.7 (1.65)	4.19 (1.45)	3.84 (1.7)

Para el 86% de las observaciones analizadas se ha obtenido un ICC superior a 0,9, indicando la similitud entre las curvas reconstruidas y las curvas reales (figura 4.5). Estos resultados ponen de manifiesto la relación existente entre la orientación del pie y el resto de la cadena cinemática.

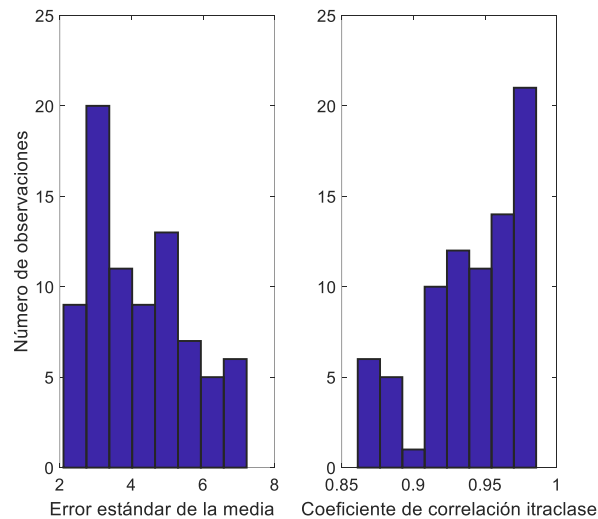


Figura 4.5: Histograma SEM e ICC del modelo PLS.

Cabe destacar que a pesar de que el 77.5 % de las reconstrucciones presentan un error por debajo de los 5°, existe un 22.5 % de observaciones reconstruidas con un error por encima de los 5°. En la tabla 4.3 se detalla el SEM (media y desviación) para cada una de las articulaciones. Se puede observar que el error medio fue similar para las tres articulaciones. No obstante, al expresar el error en función del rango de movimiento de cada articulación, en el caso de tobillo y cadera supuso un error del 10% y en el caso de la rodilla de un 5%.

Tabla 4.3: Error según articulación (datos de validación cruzada)

	Cadera	Rodilla	Tobillo
SEM (°) *	3.7 (1.65)	4.19 (1.45)	3.84 (1.7)
(Error/rango)*100	11 %	5 %	10 %

(*) Media (desviación típica)

Estos errores pueden explicarse debido a que el modelo se ha obtenido con un pequeño número de corredores (16) y por tanto podría no ajustarse exactamente a las características de algún corredor (Baydal-Bertomeu et al., 2016).

No obstante, los resultados obtenidos indican que no solo existe una relación entre la orientación del pie con el resto de la cadena cinemática, sino que además es posible predecir los ángulos del tobillo, rodilla y cadera a partir de la medición de la orientación del pie, especialmente para la articulación de rodilla.

A pesar de no haber encontrado trabajos comparables en la fase de revisión bibliográfica, cabe mencionar que sí existen trabajos en otras disciplinas en los que mediante el uso de modelos PLS se obtiene información completa de un determinado fenómeno a partir de información reducida o parcial (Ballester et al., 2014; Baydal-Bertomeu et al., 2016; Krishnan, Williams, McIntosh, & Abdi, 2011).

En este sentido, los resultados obtenidos y los trabajos previos en otras áreas de conocimiento sugieren que con una muestra de ensayo adecuada se podría obtener un modelo mediante el cual se estimase los ángulos de tobillo rodilla y cadera con un único sensor situado en el pie.

Esta aproximación supone una gran ventaja frente a los sistemas de sensores inerciales actuales, donde son necesarios varios sensores. Por tanto, puede ser de gran utilidad como técnica de medida, especialmente en aquellas aplicaciones donde prime la portabilidad frente a la precisión como puede ser en la captura de movimientos para animación.

En el siguiente apartado se presentan y discuten los resultados relacionados con la puesta a punto y la validación del sistema inercial.

4.2. Validez del sistema de medida

En este apartado se recogen y discuten los resultados obtenidos durante la fase de validación (fase 2 del plan de trabajo). La presentación de los resultados se ha estructurado en los siguientes puntos:

Apartado 4.2.1 Validación del cálculo del ángulo. En este primer punto se describen los resultados obtenidos de los ensayos de deriva del sensor y la comparación con el sistema de fotogrametría con el objetivo de cuantificar los errores de medida del sensor inercial.

Apartado 4.2.2 Propiedades mecánicas del calzado instrumentado. Este punto se divide en dos sub-apartados. En el primero se presentan los resultados de los ensayos mecánicos realizados en el laboratorio de calzado del IBV. En el segundo sub-apartado se presentan los resultados del estudio subjetivo de percepción del usuario sobre las propiedades mecánicas del calzado.

Apartado 4.2.3 Resultados del estudio de fiabilidad. En el último punto se presentan y discuten los resultados del estudio de fiabilidad de la medida de la orientación del pie durante la carrera mediante el calzado instrumentado.

4.2.1. Validación del cálculo del ángulo

La figura 4.6 muestra el registro del sensor inercial en el ensayo estático para determinar la posible deriva en las medidas, apreciándose que no existió deriva con el tiempo en los ejes Y y Z. Sin embargo, el eje X sí presentó una deriva, si bien es menor de 0.05° en 40 minutos de ensayo, pudiendo considerarse despreciable.

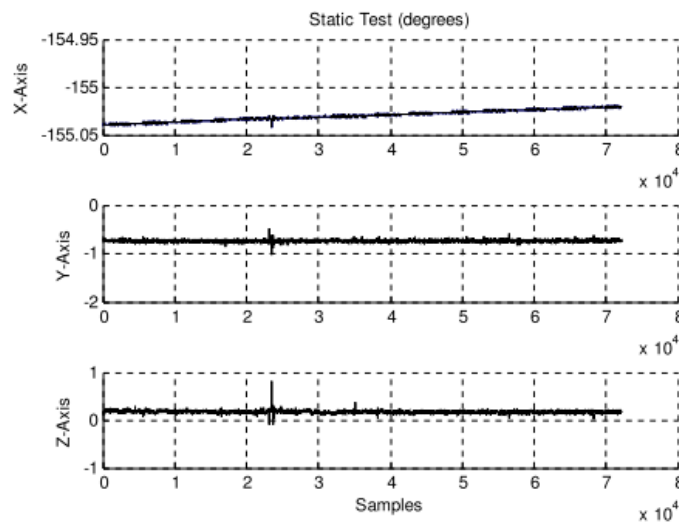


Figura 4.6: Medición de la deriva del sensor inercial.

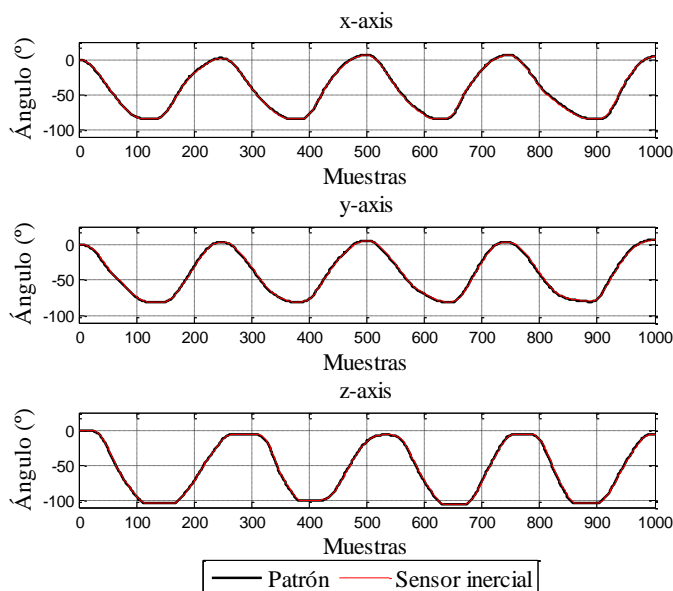


Figura 4.7: Comparación del ángulo frente al patrón de medida.

En la figura 4.7 se muestra las medidas de los ángulos en los tres ejes de movimiento obtenidas en el ensayo dinámico. En rojo se muestra la señal del sensor inercial; en negro la señal del sistema de fotogrametría, empleado como patrón para el cálculo de errores.

Se puede apreciar que las diferencias entre los dos sistemas de medida fueron mínimas. En la tabla 4.4 se muestran, para cada eje del sensor inercial, los parámetros que definen el error del sistema inercial: el error cuadrático medio, el error absoluto medio, el error absoluto máximo y el error absoluto mínimo.

Tabla 4.4: Errores del sistema inercial integrado en el calzado.

Eje de medida	Error cuadrático medio (grados ²)	Error absoluto medio (grados)	Error absoluto máximo (grados)	Error absoluto mínimo (grados)
X	0.32	0.45	1.2	-1.5
Y	0.19	0.24	1.02	-0.77
Z	0.13	0.19	0.75	-0.79

Cabe destacar que la máxima fuente de error fue debida al propio procedimiento de medida, ya que pequeños desalineamientos de los ejes de referencia de cada sistema de medida o errores en el sincronismo de las señales pueden introducir errores considerables.

No obstante, los errores obtenidos fueron del mismo orden que los errores de sistemas inerciales comerciales, por ejemplo, el sistema de sensores inerciales MTw Awinda para la captura de movimientos que está especialmente indicado para la medición de los ángulos de flexión (Thies et al., 2007; Zhang, Novak, Brouwer, & Li, 2013) presenta un error cuadrático medio que oscila entre 0.75° y 1.5° en función del eje de medida, según el fabricante.

Por tanto, a la vista de los resultados obtenidos se puede afirmar que el sistema inercial presentado en el apartado 3.3 es adecuado para las mediciones de ángulos.

En los siguientes apartados se describen los resultados de los ensayos para determinar el efecto de la integración del sensor inercial en el calzado para carrera.

4.2.2. Propiedades mecánicas del calzado instrumentado

A continuación, se presentan y discuten los resultados de los ensayos para determinar las propiedades mecánicas del calzado instrumentado. Estos resultados se muestran en dos secciones diferenciadas: ensayos mecánicos y ensayos subjetivos.

4.2.2.1 Resultados ensayos mecánicos

La figura 4.8 muestra la flexibilidad media y su intervalo de confianza del calzado instrumentado y del calzado sin instrumentar. Se apreció una diferencia de las medias de 3.5° . No obstante, esta diferencia no fue estadísticamente significativa (tabla 4.5).

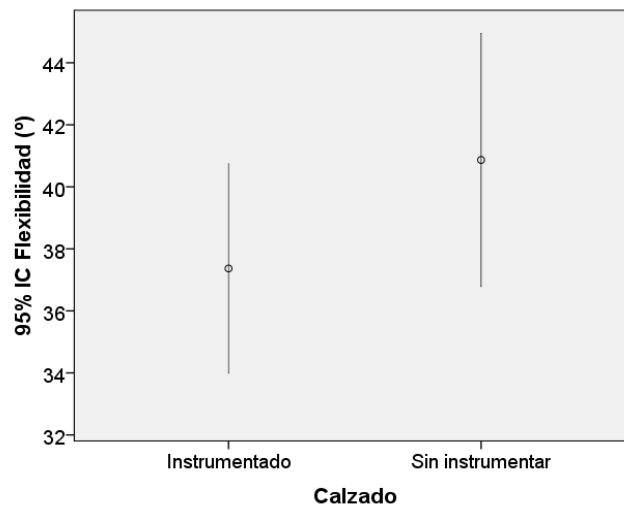


Figura 4.8: Flexibilidad del calzado: Media e intervalo de confianza.

Los resultados mostrados en la tabla 4.5 indican que las modificaciones en el calzado para la integración del sensor inercial no afectaron a la flexibilidad del calzado instrumentado, teniendo un comportamiento similar al calzado sin instrumentar. La prueba

de Levene para la igualdad de varianzas no fue significativa ($p=0.795$) por tanto al realizar la prueba T para la igualdad de medias, se ha asumido igualdad de varianzas en las dos muestras.

Tabla 4.5: Flexibilidad: Prueba T para la igualdad de medias.

t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
-1,697	10	,121	-3,5	2,06241	-8,09535	1,09535

La figura 4.9 muestra las medias e intervalos de confianza de las variables obtenidas en el ensayo de amortiguación de impactos. Se apreció una pequeña diferencia en la media. No obstante, al igual que en el ensayo de flexión estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (tablas 4.6 y 4.7).

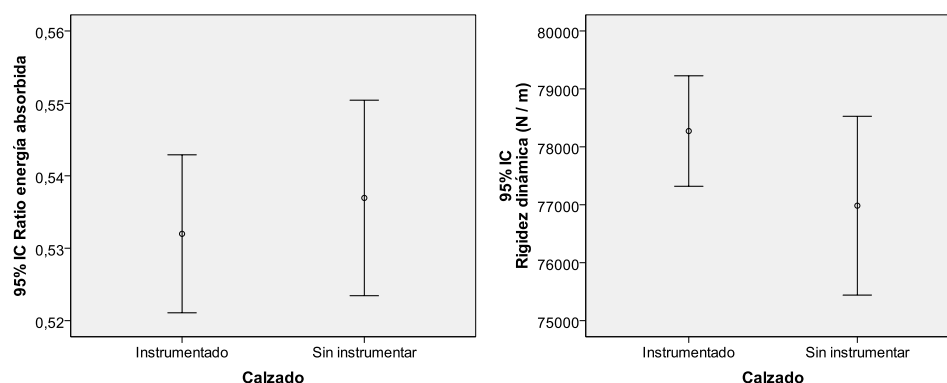


Figura 4.9: Ratio de energía absorbida (izq) y rigidez dinámica (der)

En el caso de la variable ratio de energía absorbida se ha considerado igualdad de varianzas, ya que la prueba de Levene resultó no significativa ($p=0.543$). Por el contrario, para la variable rigidez dinámica no se asumió igualdad de varianzas, dado que la prueba en este caso resultó significativa ($p=0.002$).

Tabla 4.6: Ratio energía absorbida: Prueba T para la igualdad de medias.

t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
-,619	27	,541	-,00496	0,00801	-,02139	,01148

Tabla 4.7: Rigidez dinámica: Prueba T para la igualdad de medias.

T	Gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
1,531	21,9	,14	1287,76	841,03	-456,62	3032,16

En cuanto al peso del calzado, la integración del sensor en la media suela del calzado supone un incremento de entre el 5% y el 8% del peso según la talla del calzado.

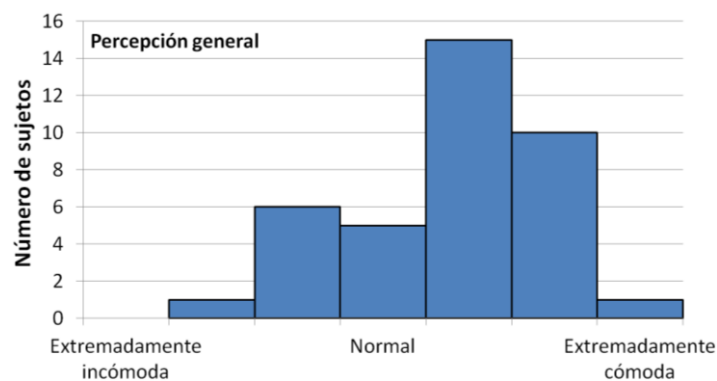
Este incremento del peso (20 g), podría ser un inconveniente en carreras de larga duración ya que supone un incremento del volumen de O₂ de un 0.2%. No obstante, esta diferencia de peso no parece ser relevante en comparación con otras propiedades del calzado como son la amortiguación o la flexión (Franz, Wierzbinski, & Kram, 2012) y se ve justificada por la cantidad de información que podría proporcionar al corredor.

Además, tal y como se expondrá en el siguiente apartado, la mayoría de los sujetos percibieron el peso del calzado como adecuado, sin apreciar la presencia del sensor ni la diferencia entre el calzado instrumentado (pie derecho) con el calzado sin modificar (pie izquierdo).

4.2.2.2 Resultados ensayo subjetivo

La muestra de ensayo, cuyas características se describen en el apartado 4.3.1, se compone del total de participantes de la fase 3 del plan de trabajo (38 corredores, de los cuales 18 pertenecen al grupo de velocidad controlada y 20 al grupo velocidad libre).

La figura 4.10 muestra la percepción general del calzado empleado por parte de los corredores. Cabe destacar que más del 60 % de los participantes valoraron el calzado cómodo o muy cómodo y únicamente 7 de 38 sujetos consideran el calzado como incómodo o muy incómodo.

**Figura 4.10: Confort general percibido del calzado instrumentado.**

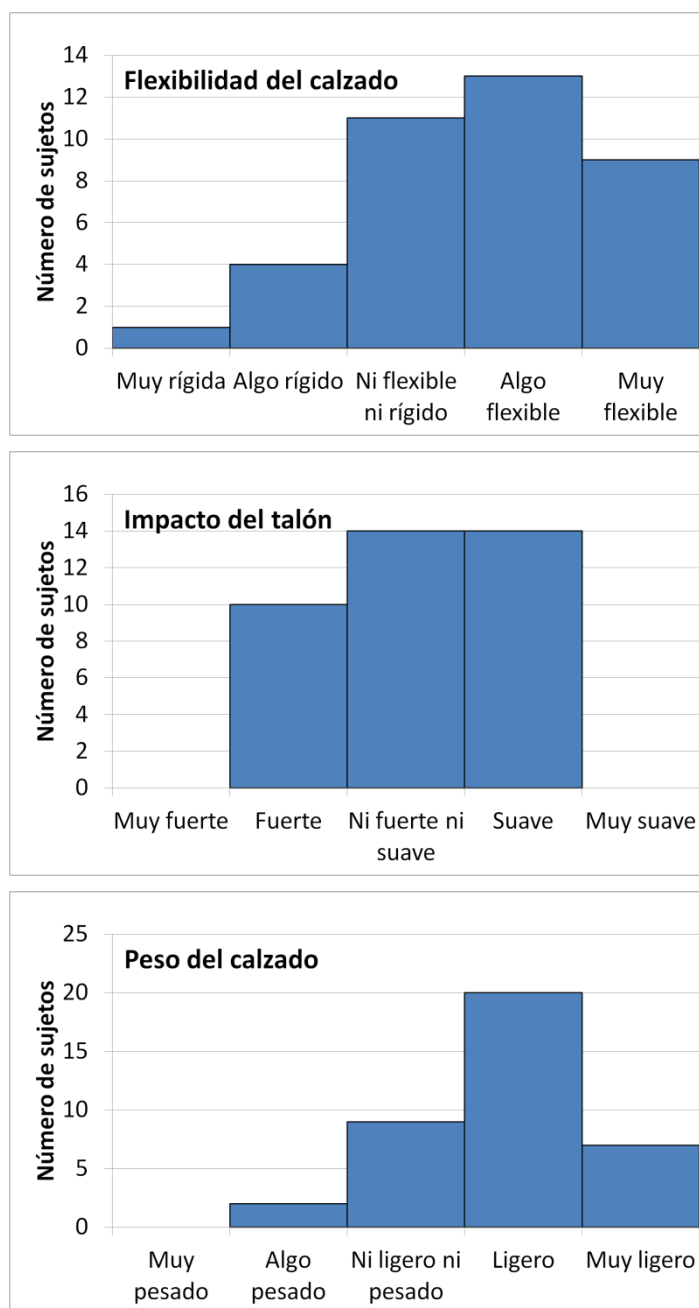


Figura 4.11: Propiedades mecánicas del calzado instrumentado: valoración subjetiva.

La figura 4.11 muestra la percepción de los corredores para cada uno de los aspectos funcionales evaluados.

Como se ha comentado anteriormente, a pesar del incremento de peso debido a la integración del sensor, menos del 10 % consideraba el calzado como pesado, siendo para la mayor parte de la muestra un calzado ligero y flexible.

En cuanto a la amortiguación, valorada como el impacto en el talón, el 70 % de los corredores considera un impacto normal o suave frente al 30 % que lo considera fuerte. Cabe destacar, que de los 38 sujetos analizados únicamente 5 notaron la presencia del sensor.

En la tabla 4.8 se muestra un resumen de los resultados obtenidos tanto en los cuestionarios de percepción con usuarios como en los ensayos mecánicos. Dado que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las dos muestras de ensayo se presentan las medias globales de cada aspecto funcional evaluado.

Tabla 4.8: Propiedades mecánicas del calzado instrumentado.

Aspecto funcional	Ensayos mecánicos	Percepción del usuario (n)	
		Adecuado	No adecuado
Amortiguación	$R_{abs}: 0.537 \pm 0.02$ $K_{max}: 77650 \pm 2285$ (N/m)	28	10
Flexibilidad	39.1 ± 3.8 (°)	33	5
Peso	384.2 (g)	37	1

Un valor alto de R_{abs} representa una gran capacidad del material para disipar la energía. Por ello, en términos generales se requieren materiales que muestren valores altos en el ratio de energía absorbida (R_{abs}) y valores bajos de rigidez dinámica (K_{max}).

En este sentido, según los valores de referencia del laboratorio de calzado del IBV, el modelo de calzado evaluado se encontró por debajo del percentil 25 en cuanto a rigidez dinámica y entorno al percentil 50 en lo que respecta al ratio de energía, siendo la amortiguación adecuada para la mayor parte de la muestra de estudio.

Como parte final de la validación del sistema de medida, en el siguiente apartado se presentan los resultados del estudio de fiabilidad de la técnica de medida.

4.2.3. Resultados del estudio de fiabilidad

El subgrupo de la muestra utilizado para el estudio de fiabilidad en la representación del movimiento de la orientación del pie estuvo formado por los 18 sujetos pertenecientes al grupo de velocidad controlada (GVC), cuyas características se detallan en el apartado 4.3.1.

Se calculó la fiabilidad de las curvas de orientación del pie en el plano sagital. Todos los sujetos obtuvieron un CMC superior a 0.95. Adicionalmente se calculó el ICC funcional, el error estándar de la media y el coeficiente de variación. La figura 4.12 muestra las tres funciones normalizadas al ciclo de carrera.

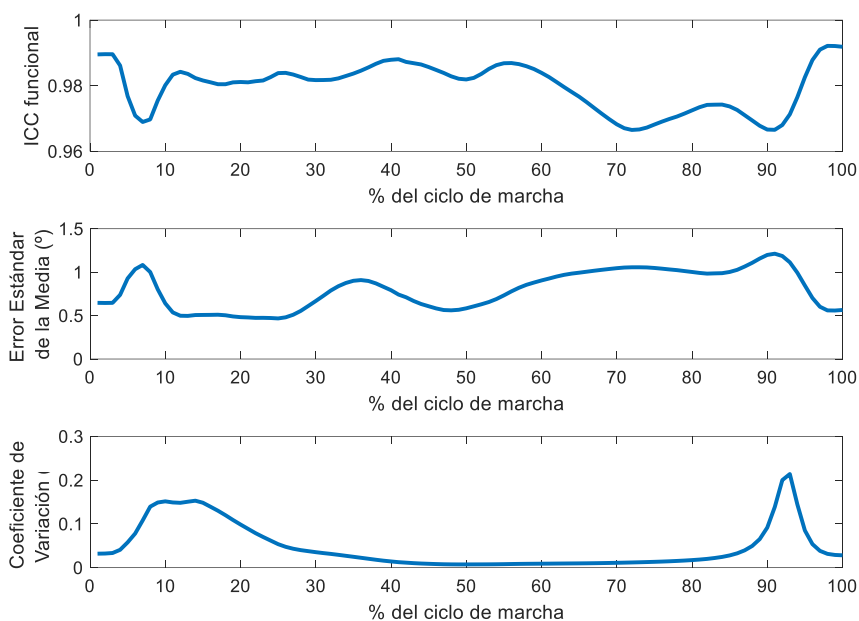


Figura 4.12: ICC funcional, SEM y Coeficiente de variación.

Se observa que las señales obtenidas fueron muy reproducibles a lo largo de todo el ciclo de carrera ($ICC > 0.96$), con un error estándar de la media entre 0.5 y 1 grado y un coeficiente de variación máximo de 0.2 en la última fase del movimiento. Este aumento del CV se debe a que el ángulo toma valores cercanos a cero, produciendo, por tanto, un aumento en el CV.

Los resultados presentados en el apartado 4.2 indican que la medición de la orientación del pie durante la carrera puede realizarse mediante un sensor inercial integrado en el calzado, de manera reproducible y fiable. Junto a estos, los resultados expuestos en este apartado añaden que la integración del sensor en la suela del calzado no compromete sus características funcionales ni altera la percepción del usuario o su patrón de movimiento.

En los siguientes apartados se presentan y discuten los resultados obtenidos durante la experimentación en la pista de atletismo (fase 3 del plan de trabajo) con el sistema de medida validado durante la fase 2 del plan de trabajo (apartado 4.2) y los análisis realizados en las fases 4 y 5 (apartados 4.4 y 4.5 respectivamente).

4.3. Patrones de movimiento

En este apartado se presentan los resultados obtenidos en los ensayos con sujetos en las pistas de atletismo (fase 3 del plan de trabajo). En primer lugar, se describe la muestra de ensayo empleada. En los siguientes sub-apartados se presentan los resultados del análisis funcional de componentes principales realizado con las curvas de orientación del pie obtenidas mediante el sensor inercial integrado en el calzado.

4.3.1. Descripción de la muestra de ensayo

La muestra de ensayo se compuso de 38 sujetos sanos de los cuales 25 eran hombres y 13 mujeres. Tal y como se describe en el apartado 3.4.2, la muestra se dividió aleatoriamente en dos grupos: grupo de velocidad libre (GVL) y grupo de velocidad controlada (GVC). En la tabla 4.9 se muestran las características de cada grupo y el p valor de la prueba T para muestras independientes. Esta prueba se realizó con el objetivo de analizar las posibles diferencias entre las dos muestras de ensayo.

Tabla 4.9: Descripción de la muestra de ensayo.

	Grupo velocidad controlada	Grupo velocidad espontanea	P valor
Número de sujetos	18	20	--
Hombres	13	12	--
Mujeres	5	8	--
Edad (años)	39 ± 6	31 ± 7	0.002
Altura (cm)	172 ± 9	173 ± 6	0.522
Peso (Kg)	70.4 ± 11.4	69.5 ± 10.5	0.792
Distancia recorrida en la prueba (Km)	8.4 ± 2.3	7.2 ± 1.3	0.046
Ritmo medio de carrera (min/km)	4 min 56 s ± 35 s	5 min 5 s ± 0.45 s	0.536

Los dos grupos presentaron características similares en cuanto a peso y altura. Sin embargo, el grupo de velocidad controlada está compuesto por un grupo de corredores con una media de edad más alta. No obstante, esta diferencia de edad no es suficiente como para considerar un posible sesgo en los resultados al comparar las señales obtenidas de un grupo u otro (Devita et al., 2016; Fukuchi & Duarte, 2008; Fukuchi, Stefanyszyn, Stirling, Duarte, & Ferber, 2014; McKean, Manson, & Stanish, 2006).

Cabe destacar que una de las principales variables de confusión en el análisis de la carrera es la velocidad (Rosenbaum et al, 1994). No obstante, ambos grupos corrieron a un ritmo medio de carrera similar, aunque el GVC corrió 1200 metros más.

4.3.2. Análisis funcional de componentes principales

La figura 4.13 muestra la media y la banda de las medidas obtenidas para cada uno de los grupos.

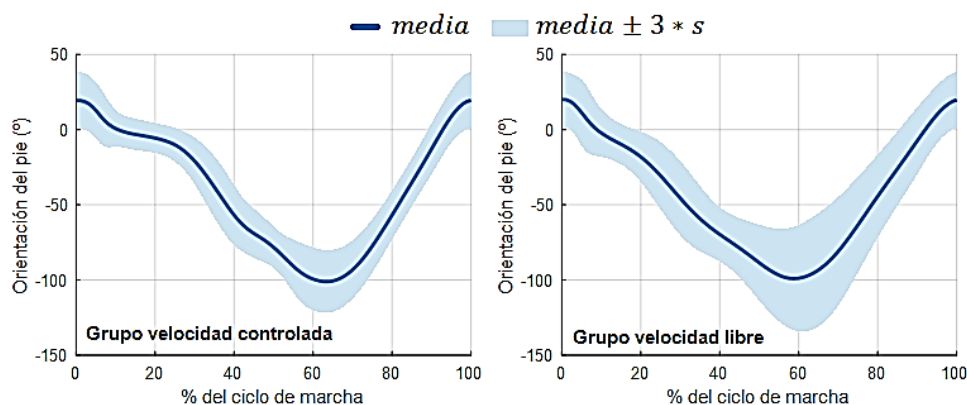


Figura 4.13: Curvas de movimiento (media y 3*desviación típica)

Tanto la morfología como el rango de las curvas es similar a las obtenidas por otros autores (Bamberg et al., 2008; Breine et al., 2017; Haratian et al., 2014).

No obstante, el grupo de velocidad controlada presentó una menor desviación típica (5.49) que el grupo de velocidad libre (8.02). La menor variabilidad del GVC puede explicarse por el propio control de la velocidad llevado a cabo durante la realización del ensayo, ya que debido a dicho control, la velocidad de carrera en el GVC permanece constante a lo largo de toda la prueba.

Por el contrario, en el GVL no se imponía una velocidad constante, por lo que el corredor podía adaptar su ritmo de carrera según sus preferencias. Por tanto, pese a presentar un ritmo medio similar al GVC la velocidad instantánea del GVL puede ir variando, dando lugar a una mayor variabilidad en el conjunto de curvas.

A continuación, se describe el efecto sobre la media de las componentes obtenidas en el análisis funcional de componentes principales para cada grupo.

4.3.2.1 Ensayo a velocidad controlada

Mediante las primeras cuatro componentes, ha sido posible explicar un 95 % del total de la variabilidad de las curvas obtenidas en el ensayo de velocidad controlada (tabla 4.10).

La primera componente principal (CP_1) explica un efecto del rango total del movimiento (figura 4.14). En concreto, puntuaciones pequeñas en la componente principal 1 implicaron un menor rango de movimiento. Por el contrario, puntuaciones altas se asociaron con un mayor rango de movimiento.

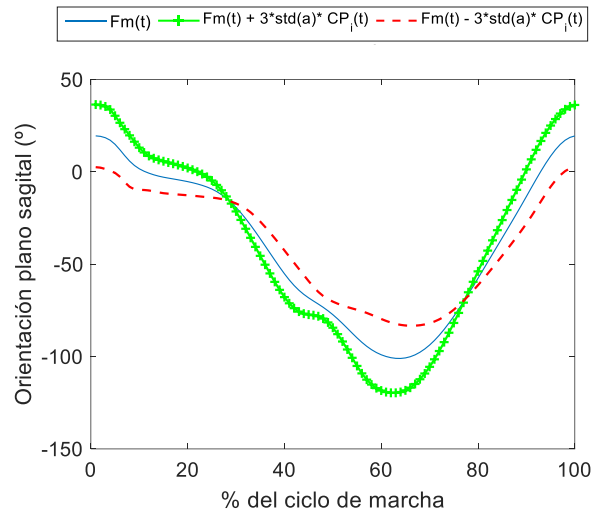


Figura 4.14: GVC: efecto de la CP_1

La CP_2 explica un efecto de desplazamiento de la curva en el eje temporal (figura 4.15). Puntuaciones altas supusieron un desplazamiento hacia la derecha tanto de los puntos de inflexión como del mínimo global de la curva, el cual coincide con el inicio de la fase de extensión de la pierna. Además del efecto temporal, se pudo observar un efecto del rango de movimiento en la fase de vuelo.

Por tanto, puntuaciones altas produjeron un incremento de la fase de apoyo, retrasando el inicio de la fase de extensión de la pierna y aumentando la flexión para dar el siguiente paso.

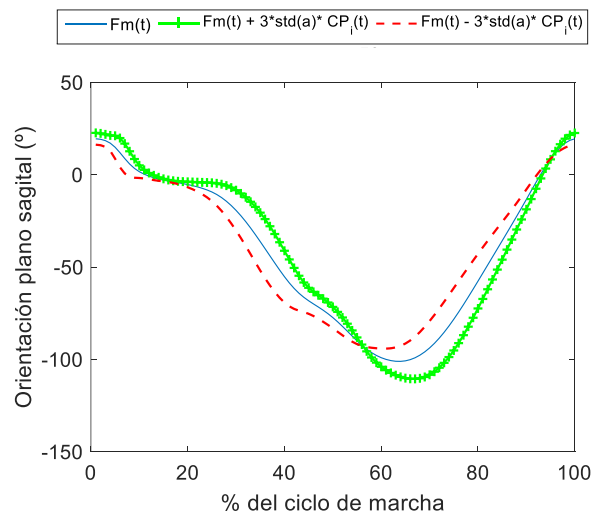


Figura 4.15: GVC: efecto de la CP_2

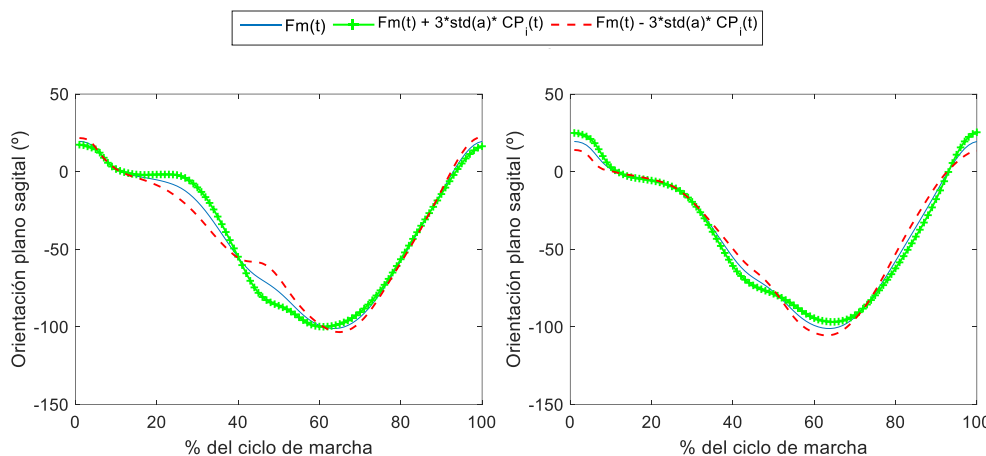


Figura 4.16: GVC: Efecto de la CP₃ (izquierda) y de la CP₄ (derecha)

Mediante las dos primeras componentes se explicó un 84 % de la variabilidad de las curvas (CP1 59 % y CP2 25%). Las componentes 3 y 4 explicaron un 7 % y un 4 % respectivamente (figura 4.16). Por tanto, estas componentes explicaron efectos más sutiles, relacionados con la fase de apoyo e inicio de la fase de vuelo.

En concreto, puntuaciones altas en la componente 3 implicaron una transición más rápida entre la fase de apoyo completo del pie y el inicio del despegue (figura 4.17). Además, supusieron un aumento de la posición del pie en la fase de apoyo completo.

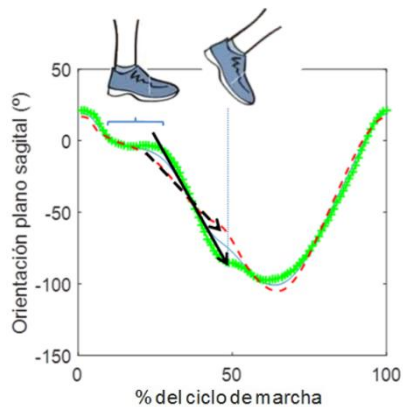


Figura 4.17: GVC: Efecto de la CP₃ transición en la fase de apoyo.

Este efecto del aumento de la fase de apoyo del pie también se observó en la CP₄, junto con una alteración en el inicio de la fase de vuelo y un cambio en el ángulo en el momento de contacto con el suelo.

4.3.2.2 Ensayo a velocidad libre

En el grupo de velocidad libre, la primera componente explicó un 52 % de la variabilidad y tuvo un efecto sobre el rango de movimiento y el *timing* en la fase de vuelo (figura 4.18). Puntuaciones bajas implicaron un mayor rango de movimiento en la fase de vuelo en comparación con la curva media. Sin embargo, puntuaciones altas no solo implicaron una reducción del rango de movimiento, sino que además produjeron un adelanto del momento de extensión de la pierna (mínimo global de la curva).

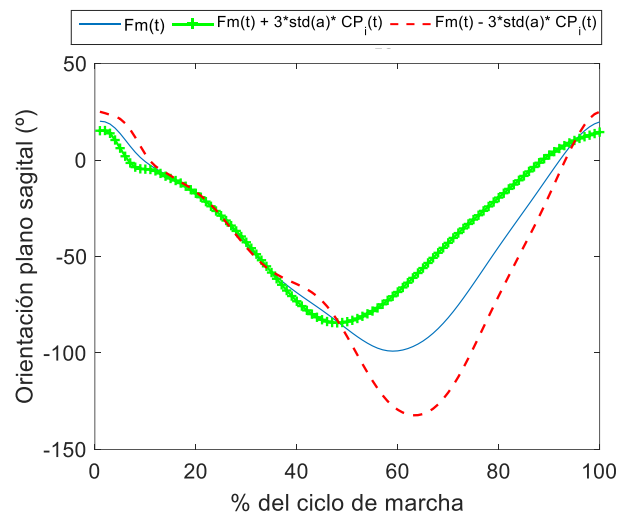


Figura 4.18: GVL: efecto de la CP_1 .

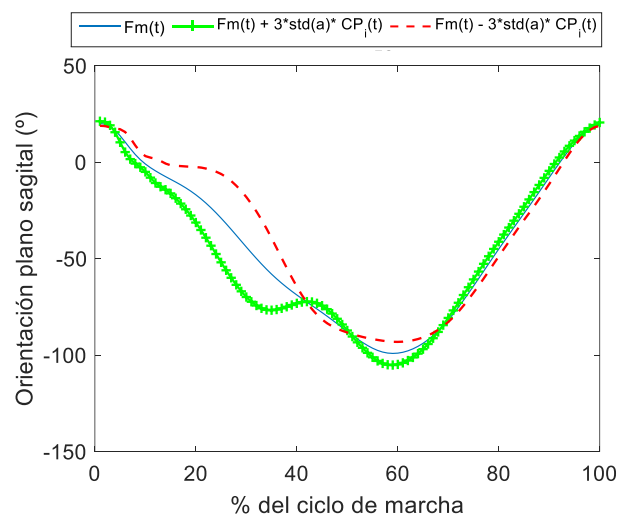


Figura 4.19: GVL: efecto de la CP_2 .

La figura 4.19 muestra el efecto sobre la media de la segunda componente, la cual explicó un 17 % de la variabilidad observada en los datos. En este caso puntuaciones elevadas se correspondieron con un incremento de la fase de contacto total del pie con el suelo y puntuaciones bajas con una alteración del movimiento en el momento del despegue.

Por su parte la CP_3 explicó un 16% de la variabilidad de los datos. En este caso las puntuaciones altas implicaron un mayor rango de movimiento y las puntuaciones bajas un menor rango de movimiento (figura 4.20).

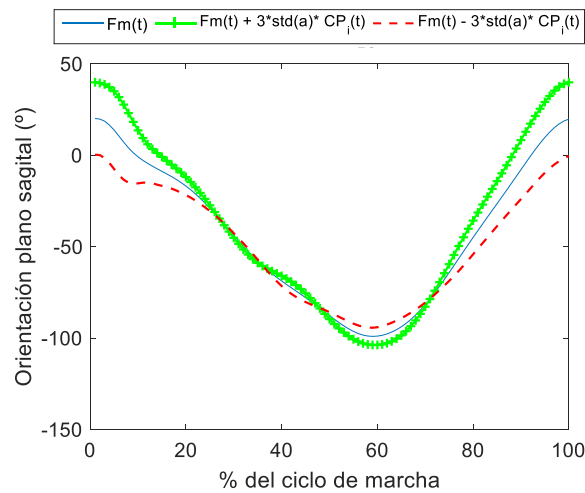


Figura 4.20: GVL: efecto de la CP_3 .

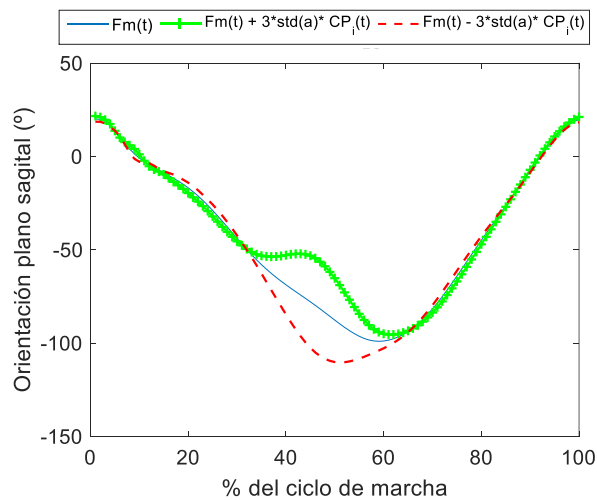


Figura 4.21: GVL: efecto de la CP_4 .

Por último, la cuarta componente obtenida para el grupo de velocidad libre explica el 13 % de la variabilidad de las curvas (figura 4.21).

De manera similar a las CP₃ y CP₄ obtenidas en el GVC o la CP₂ del GVL, esta componente implicó una alteración en los primeros instantes de la fase de vuelo.

No obstante, esta alteración del movimiento se observó de manera más clara que en las componentes anteriores. En este caso, puntuaciones altas produjeron una alteración en la continuidad del movimiento al inicio del despegue, provocando a su vez un retraso en el inicio de la extensión de la pierna.

La tabla 4.10 muestra, para cada grupo, la variabilidad explicada de cada componente junto con un resumen del efecto sobre la media.

Tabla 4.10: Resumen de las componentes principales obtenidas.

Grupo	Componente	% de variabilidad explicada	Efecto sobre:
Grupo Velocidad Controlada	CP ₁	59 %	Rango total del movimiento del pie
	CP ₂	25 %	Los tiempos del ciclo de marcha
	CP ₃	7 %	La velocidad en la transición entre el apoyo completo del pie y el despegue
	CP ₄	4 %	El movimiento en la fase de apoyo del pie
Grupo Velocidad Libre	CP ₁	52 %	Rango y <i>timing</i> del movimiento en la fase de vuelo
	CP ₂	17 %	Tiempos de las fases de apoyo completo y despegue del pie
	CP ₃	16 %	Rango total del movimiento
	CP ₄	13 %	El movimiento en los primeros instantes de la fase de vuelo

4.4. Diferencias biomecánicas en función del estado de la fatiga

En este apartado se presentan y discuten las diferencias biomecánicas debidas a la fatiga del corredor de cada una de las variables obtenidas en la fase experimental. Para ello se ha realizado un ANOVA de medidas repetidas, considerando el inicio, mitad y final de la prueba (que se corresponde con el 10 %, 50 % y 90% del total de la duración de la prueba).

4.4.1. Percepción del esfuerzo y ritmo cardíaco

La percepción del esfuerzo indicada por los participantes fue similar en los dos grupos de ensayo (tabla 4.11). Al aumentar la fatiga, causada por el ejercicio de correr, la percepción del esfuerzo por parte de los participantes aumento significativamente (figura 4.22), alcanzando los niveles más altos de la escala de Borg 1-10.

Tabla 4.11: Media (desviación) escala de Borg 1-10.

	INICIO	MITAD	FINAL	p-Value
Grupo Velocidad Controlada	2.22 (1.51)	5.07 (1.29)	8.55 (0.85)	0.000
Grupo Velocidad Libre	1.99 (0.80)	6.12 (1.06)	9.83 (0.27)	0.000

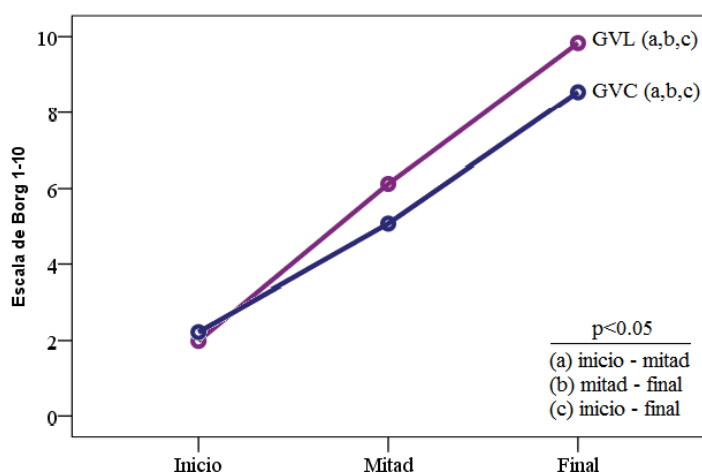


Figura 4.22: Evolución de la percepción del esfuerzo.

A pesar de que las condiciones iniciales fueron similares en ambos grupos (nivel 2 en Borg 1-10) el GVL indicó un nivel más alto en la escala de Borg 1-10 tanto a la mitad como al final de la prueba. Estos datos sugieren que el grupo de velocidad libre realizó un ejercicio ligeramente más extenuante que el realizado por el GVC.

En este sentido, el ritmo cardíaco del GVL en comparación del de GVC, fue mayor durante la última mitad de la prueba. En la tabla 4.12 se muestra los intervalos R-R obtenidos durante la prueba para los dos grupos de ensayo. En los dos grupos se produjo una disminución del intervalo R-R lo que implica un aumento de las pulsaciones durante el ejercicio.

Tabla 4.12: Media (desviación) de los intervalos R-R (ms).

	INICIO	MITAD	FINAL	p-Value
Grupo Velocidad Controlada	390.99 (22.54)	362.03 (24.35)	351.43 (22.85)	0.000
Grupo Velocidad Libre	410.21 (46.36)	341.25 (19.04)	335.35 (16.10)	0.000

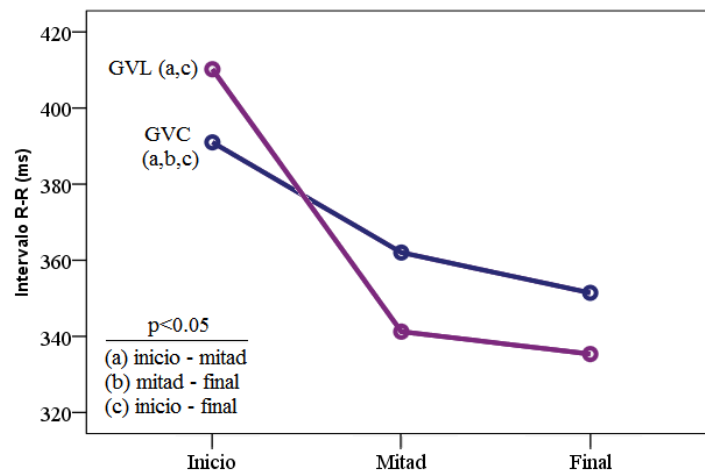


Figura 4.23: Evolución del intervalo R-R.

Cabe destacar que la evolución del ritmo cardíaco es diferente en los dos grupos (figura 4.23). El GVC presentó un descenso lineal progresivo de los intervalos R-R, siendo las diferencias estadísticamente significativas en las tres fases de la prueba.

Sin embargo, el GVL presentó un descenso más brusco durante la primera mitad de la prueba, quedando estable en torno a los 340 ms hasta el final de la misma.

Las diferencias encontradas podrían explicarse en parte por las diferencias en la edad entre las dos muestras de ensayo (Borg, 1982), ya que existe una diferencia media de 8 años (tabla 4.9). Por tanto, el límite teórico de pulsaciones máximas es distinto para los dos grupos. En este sentido, ambos grupos se aproximaron al 95 % de su máximo de pulsaciones teórico. Por otro lado, el GVC pese a recorrer una mayor distancia, reportó un valor menor en la escala de Borg (8.4) en comparación al GVL (9.83).

Por tanto, pese a las diferencias halladas entre los dos grupos, la intensidad del ejercicio llevado a cabo puede considerarse similar, llegando al 95% de su frecuencia cardíaca máxima y a los últimos escalones en la escala de Borg 1-10.

La diferencia en la evolución del ritmo cardíaco puede ser una consecuencia del control o no del ritmo de carrera, en el siguiente apartado se profundiza en esta cuestión.

4.4.2. Velocidad y tiempos de zancada

Como se ha comentado anteriormente no existieron diferencias entre las velocidades medias de los dos grupos (tabla 4.9). Sin embargo, el comportamiento de los dos grupos fue ligeramente diferente.

El GVC mantuvo una velocidad constante impuesta por el protocolo de ensayo a lo largo de toda la prueba. Sin embargo, el GVL presentó una ligera disminución de la velocidad de carrera conforme avanzó la prueba (figura 4.24). No obstante, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (tabla 4.13).

Tabla 4.13: Media (desviación) de la velocidad de carrera (m/s).

	INICIO	MITAD	FINAL	p-Value
Grupo Velocidad Controlada		3.38 (0.4)		--
Grupo Velocidad Libre	3.32 (0.34)	3.26 (0.33)	3.23 (0.28)	0.257

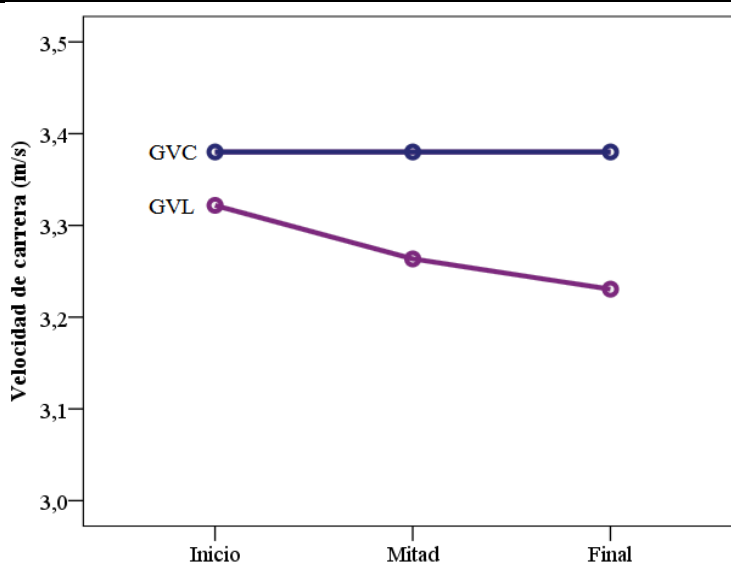


Figura 4.24: Evolución de la velocidad de carrera.

La tabla 4.14 muestra los valores de los tiempos de zancada para cada grupo. Al igual que ocurría con la velocidad de carrera, el GVC mantuvo constante el tiempo de zancada a lo largo de la prueba, lo que implica a su vez una cadencia constante. Sin embargo el GVL, en la primera mitad de la prueba, incrementó el tiempo de zancada respecto al inicio de la misma (figura 4.25), lo que conlleva una disminución de la cadencia.

Tabla 4.14: Media (desviación) del tiempo de zancada (s).

	INICIO	MITAD	FINAL	p-Value
Grupo Velocidad Controlada	0.685 (0.032)	0.683 (0.032)	0.684 (0.034)	0.102
Grupo Velocidad Libre	0.683 (0.090)	0.742 (0.052)	0.727 (0.051)	0.002

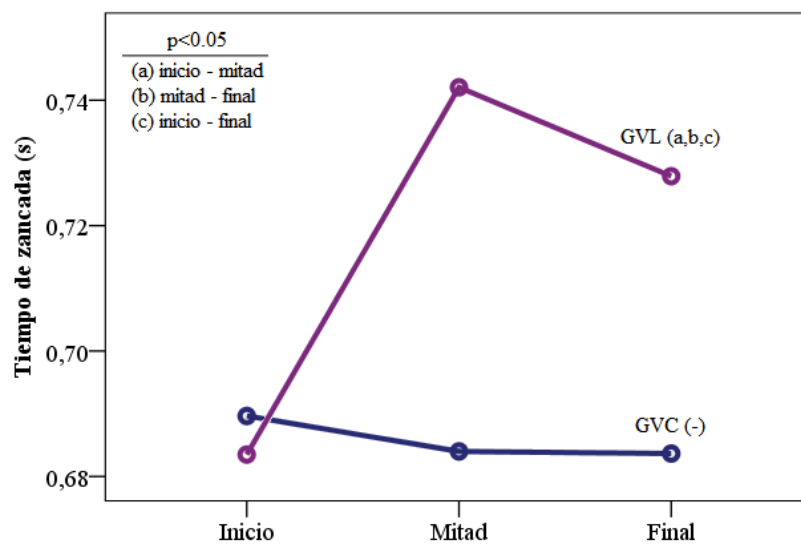


Figura 4.25: Evolución del tiempo de zancada.

Tanto el GVC como el GVL alcanzaron un nivel de pulsaciones y percepción del esfuerzo que indican una carga de ejercicio físico similar en ambos casos. Sin embargo, el GVL presenta una evolución distinta tanto en la velocidad, tiempo de zancada, intervalos R-R y un punto más en la escala de Borg 1-10.

Al mantener constante la velocidad de carrera, los tiempos de zancada se mantuvieron constantes a su vez, lo que implica una cadencia y una longitud de zancadas constantes a lo largo de la prueba (Fourchet et al., 2015; Willems, Ridder, & Roosen, 2012).

Sin embargo, algunos autores indican un incremento de la cadencia y longitud de zancada a una determinada velocidad (Kyröläinen et al., 2000). No obstante, muchos de estos estudios han sido realizados en un cicloergómetro (H. K. Kim et al., 2017; Kyröläinen et al., 2000). El uso de un cicloergómetro impone mecánicamente la velocidad de carrera, de manera que, para mantener la velocidad impuesta por la cinta, al disminuir la longitud de zancada la cadencia debe aumentar.

Por otro lado, los resultados obtenidos en el GVL concuerdan con los presentados por otros autores (Fourchet et al., 2015; Giovanelli et al., 2016; Schütte et al., 2016). Este aumento del tiempo de zancada puede explicarse por la disminución del ritmo de carrera, a menores velocidades mayores tiempos de zancada.

4.4.3. Puntuaciones de las componentes principales.

A continuación, se presentan las diferencias halladas en las puntuaciones de las componentes principales obtenidas en el análisis funcional de datos.

4.4.3.1 Diferencias en el grupo de velocidad constante

Se han hallado diferencias en función de la fase de la prueba (inicio, mitad o final) en las puntuaciones de las componentes 3 y 4 (tabla 4.15).

Tabla 4.15: Media (desviación) componentes principales del GVC.

	INICIO	MITAD	FINAL	p-Value
Puntuaciones CP ₁	1.219 (41.442)	1.975 (39.066)	-2.041 (44.332)	0.589
Puntuaciones CP ₂	-0.462 (30.087)	-2.385 (28.7)	3.645 (34.781)	0.476
Puntuaciones CP ₃	2.013 (12.986)	1.051 (14.038)	-2.247 (14.927)	0.029
Puntuaciones CP ₄	2.435 (14.033)	0.314 (12.775)	-2.347 (11.868)	0.045

En la figura 4.26 se muestra la evolución de las medias de cada componente a lo largo de la prueba realizada indicando en que fases resultan significativas las diferencias encontradas.

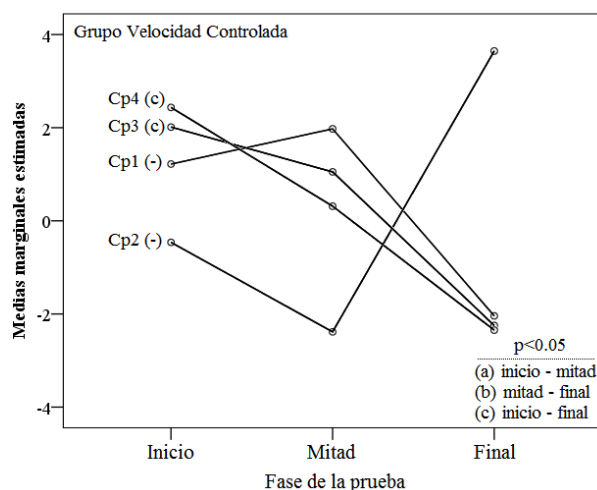


Figura 4.26: GVC: Evolución de las componentes principales.

A pesar de que la tendencia en las puntuaciones de la componente 1 fue decreciente, lo que implicaría una reducción en el rango de movimiento al producirse cierto grado de fatiga, no se han hallado diferencias significativas.

Del mismo modo, las puntuaciones en la segunda componente fueron mayores al finalizar la prueba, lo que supondría un movimiento más lento. No obstante, estas diferencias no fueron significativas. Sin embargo, tanto para la componente 3 como para la componente 4, las puntuaciones obtenidas al final de la prueba fueron menores que al inicio de la misma.

El descenso en las puntuaciones de estas componentes implicó un aumento del tiempo de la fase de apoyo completo del pie y una transición más lenta entre dicha fase de apoyo y la fase de despegue, lo que supondría un aumento del tiempo de apoyo (Fourchet et al., 2015; Hardin et al., 2004).

La tabla 4.16 muestra un resumen de las diferencias halladas en el grupo de velocidad controlada.

Tabla 4.16: Resumen de las diferencias halladas en función de la fatiga (GVC).

Puntuación de la componente	Evolución con la fatiga	Descripción
CP ₁	Disminuyen	Disminución aparente del rango total de movimiento
CP ₂	Aumentan	Aumento del tiempo de contacto del pie
CP ₃	Disminuyen (*)	Al aumentar la fatiga, se produjo una transición más lenta entre la fase de apoyo completo del pie y la fase de despegue.
CP ₄	Disminuyen (*)	Se produjo un aumento del tiempo de apoyo del pie y un menor ángulo inicial.
Tiempo de zancada (s)	Disminuye	Se observó una disminución del tiempo de zancada, no obstante esta disminución no es significativa.
Intervalos RR	Disminuye (*)	Disminución constante de los intervalos R-R a lo largo de la prueba, lo que implicó un aumento de la frecuencia cardíaca
Percepción del esfuerzo	Aumenta (*)	Aumento de la percepción del esfuerzo a lo largo de la prueba.

Grupo de velocidad controlada (* p<0.05)

4.4.3.2 Diferencias en el grupo de velocidad libre

En el grupo de velocidad libre se hallaron diferencias significativas en las puntuaciones de las componentes 1, 3 y 4 (tabla 4.17 y figura 4.27).

Tabla 4.17: Media (desviación) componentes principales del GVL.

	INICIO	MITAD	FINAL	p-Value
Puntuaciones CP ₁	-4,979 (51,114)	-4,762 (62,077)	11,787 (64,997)	0.019
Puntuaciones CP ₂	0,103 (30,46)	0,785 (35,653)	4,038 (36,094)	0.428
Puntuaciones CP ₃	11,022 (29,827)	-0,724 (32,895)	-4,997 (31,815)	0.03
Puntuaciones CP ₄	-11,941 (27,469)	-2,172 (30,5)	9,233 (27,217)	0.003

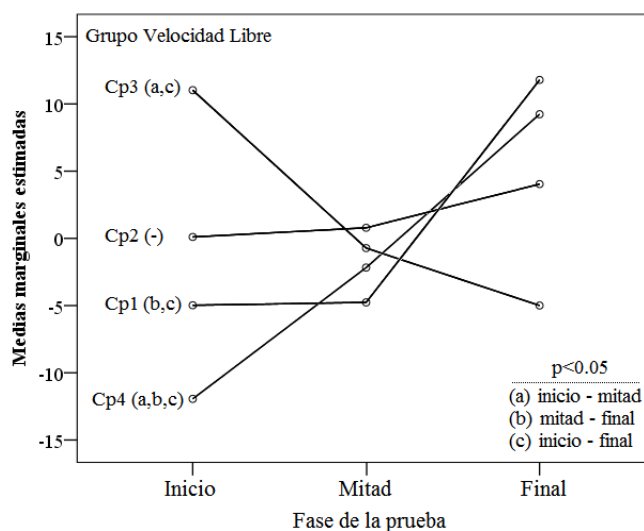


Figura 4.27: GVL: Evolución de las componentes principales.

Las puntuaciones de la componente 1 se mantuvieron constantes durante la primera mitad de la prueba. A partir de la segunda mitad aumentaron, lo que implicó una reducción en el rango de movimiento durante la fase de vuelo. Esta disminución del rango de movimiento se observó también en la disminución de las puntuaciones de la componente 3 durante la primera mitad de la prueba.

Por tanto, al aparecer la fatiga se produjo una reducción en el rango de movimiento del pie. Al incrementarse el nivel de fatiga la disminución del rango de movimiento se agudizó en la fase de vuelo.

En este sentido, el resultado obtenido es coherente con los hallazgos de otros autores. Por ejemplo, Bazuelo-Ruiz et al. (2018) y Christina et al. (2001) observaron una reduc-

ción en el ángulo de tobillo en el momento del contacto inicial, al comparar un estado de no fatiga con uno de fatiga, de 1.59° y 3.2° respectivamente.

En esa misma línea, otros autores han observado reducciones del movimiento tanto de rodilla (Cortes et al, 2013; Derrick et al., 2002; Miller et al., 2007), como de cadera (Cortes et al, 2013; Dierks, Davis, & Hamill, 2010; Hardin et al, 2004) con la aparición de fatiga.

Las puntuaciones de la componente 4 aumentaron a lo largo de toda la duración de la prueba. Este aumento de las puntuaciones, implicó una alteración del movimiento en la fase de despegue, produciendo un retraso en la extensión de la pierna, lo que implicaría un aumento del tiempo de apoyo.

En este sentido, el incremento de la fatiga produce un aumento del tiempo de apoyo, que se ve reflejado en un aumento del tiempo de zancada (tabla 4.18) (Fourchet et al., 2015; Hardin et al, 2004).

Tabla 4.18: Resumen de las diferencias halladas en función de la fatiga (GVL).

Puntuación de la componente	Evolución con la fatiga	Descripción
CP ₁	Aumentan (*)	En la segunda mitad de la prueba se produjo una disminución del rango de movimiento en la fase de vuelo.
CP ₂	Aumentan	Aumento de la fase de contacto total del pie con el suelo. No se han hallado diferencias significativas.
CP ₃	Disminuyen (*)	Disminuyó el rango total de movimiento durante la primera mitad de la prueba.
CP ₄	Aumentan (*)	Aumentó el tiempo de apoyo al aumentar el nivel de fatiga.
Tiempo de zancada (s)	Aumenta (*)	Se produjo un aumento brusco del tiempo de zancada durante la primera mitad de la prueba. Durante la segunda mitad el tiempo de zancada disminuyó. No obstante, sigue siendo mayor que al inicio de la prueba.
Intervalos RR	Disminuye (*)	Disminución brusca de los intervalos R-R en la primera mitad de la prueba. Lo que implica un aumento de la frecuencia cardíaca.
Percepción del esfuerzo	Aumenta (*)	Se produjo un aumento de la percepción del esfuerzo a lo largo de la prueba.

Grupo de velocidad libre (* p<0.05)

4.5. Modelo para la estimación de la fatiga

En este apartado se presentan y discuten los modelos implementados para la detección de fatiga en corredores de fondo. En primer lugar, se presentan las funciones de los tres modelos desarrollados y las tablas de clasificación. Finalmente se analiza la relación de los modelos con la fatiga caracterizada mediante la escala de percepción del esfuerzo.

4.5.1. Resumen de las funciones canónicas discriminantes

Las ecuaciones 4.1, 4.2 y 4.3 representan las funciones discriminantes de los modelos 1, 2 y 3 respectivamente, cuyas correlaciones canónicas se muestran en la tabla 4.19 junto con una descripción de las variables empleadas en cada función.

$$LD_1 = 0.030 * RR - 10.828 \quad \text{Ecuación 4.1}$$

$$LD_2 = 0.015 * S_{CP_1} - 0.007 * S_{CP_3} - 0.061 * S_{CP_4} - 0.012 \quad \text{Ecuación 4.2}$$

$$LD_3 = 0.012 * S_{CP_1} - 0.003 * S_{CP_3} - 0.042 * S_{CP_4} + 0.025 * RR - 9.01 \quad \text{Ecuación 4.3}$$

Tabla 4.19: Correlación canónica de las funciones discriminantes.

Nombre	VARIABLES predictoras	Correlación canónica
<i>Modelo</i> ₁	Frecuencia cardiaca (intervalo RR)	0.583
<i>Modelo</i> ₂	Movimiento del pie (puntuaciones de las componentes principales)	0.498
<i>Modelo</i> ₃	Frecuencia cardiaca (intervalo RR) Movimiento del pie (puntuaciones de las componentes principales)	0.705

Tanto la correlación canónica del modelo 1 como del modelo 2 estuvieron por debajo de 0.6. Sin embargo, la correlación canónica del modelo 3 fue de 0.705. Este resultado indica que la información combinada de señales cinemáticas junto con señales fisiológicas puede dar lugar a modelos de clasificación más robustos.

La figura 4.28 muestra la media y el intervalo de confianza de la media para cada modelo. Se puede observar que las puntuaciones obtenidas mediante las funciones discriminantes disminuyeron al aumentar la fatiga del corredor (valores más altos en la escala de Borg 1-10, figura 4.29).

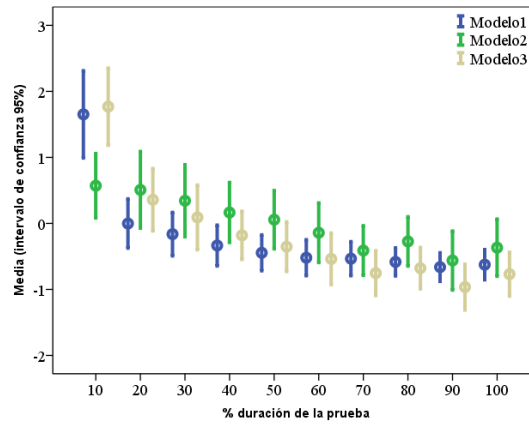


Figura 4.28: Media de las funciones según la evolución de la prueba.

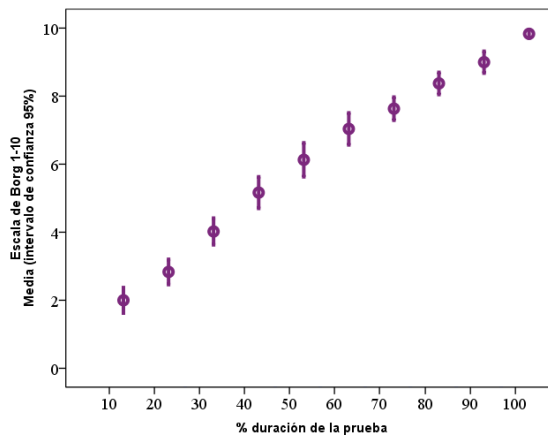


Figura 4.29: Escala de Borg 1-10 según la evolución de la prueba.

La tabla 4.20 muestra las correlaciones intra-grupo combinadas entre las variables discriminantes y las funciones de cada modelo.

Tabla 4.20: Matriz de estructura de las funciones discriminantes.

Variable	Función LD ₁	Función LD ₂	Función LD ₃
RR	1	--	0.722
SCP ₁	--	-0.368	-0.213
SCP ₃	--	0.693	0.401
SCP ₄	--	-0.853	-0.493

Tanto la variable RR como la variable S_{CP3} , se correlacionaron positivamente con la salida de la función discriminante (tabla 4.20). Por tanto, cambios en estas variables producen un cambio en la función discriminante en la misma dirección. Por su parte, las variables S_{CP1} y S_{CP4} presentaron una correlación negativa con la función discriminante.

Con la aparición de fatiga, la función discriminante (LD) disminuyó (figura 4.28) como consecuencia de:

- Aumento de la frecuencia cardiaca (disminuye RR, correlación positiva).
- Reducción del rango durante la fase de vuelo (aumenta S_{CP1}).
- Disminución del rango total de movimiento (disminuye S_{CP3}).
- Retraso en el inicio del despegue, aumento del tiempo de contacto (aumenta S_{CP4}).

La tabla 4.21 muestra la tabla de clasificación para cada modelo. Se puede observar que los mejores resultados se obtuvieron con la ecuación del modelo 3.

Con el modelo 1 se obtuvieron los mejores resultados en cuanto a la detección del estado de fatiga (94.3 %). Sin embargo, solamente clasifica correctamente al 66.7% de los casos de no fatiga. El modelo 2, tuvo un índice de clasificación similar en el estado de no-fatiga (61.5%) y del 77.4% para el de fatiga.

Sin embargo, en el modelo 3, al emplear tanto la información del ritmo cardiaco como la información cinemática, mejoró considerablemente los resultados de clasificación.

No obstante, aunque estas tablas de clasificación son buenos indicadores del funcionamiento del modelo, no son suficientes para valorar el comportamiento real del mismo. En el siguiente apartado se presenta la relación entre las funciones discriminantes de los modelos implementados y la percepción del esfuerzo.

Tabla 4.21: Tabla de clasificación (validación cruzada).

MODELO	Situación de Fatiga	Grupo pronosticado		Total
		NO	SI	
1	NO	26 (66.7 %)	13 (33.3 %)	39 (100 %)
	SI	3 (5.7 %)	50 (94.3 %)	53 (100 %)
2	NO	24 (61.5%)	15 (38.5%)	39 (100 %)
	SI	12 (22.6%)	41 (77.4%)	53 (100 %)
3	NO	29 (74.4%)	10 (25.6%)	39 (100 %)
	SI	4 (7.5%)	49 (92.5%)	53 (100 %)

4.5.2. Relación con la escala de Borg

La tabla 4.22 muestra las correlaciones obtenidas entre cada modelo y la escala de percepción del esfuerzo.

Tabla 4.22: Correlaciones de los modelos con la escala de Borg.

	Modelo ₁	Modelo ₂	Modelo ₃
Escala de Borg 1-10	-0.490	-0.408	-0.594

La correlación obtenida en los modelos 1 y 2 es comparable a la obtenida por Stirling, Tschanner, Fletcher, & Nigg (2012) en un trabajo similar.

Cabe destacar que cada variable presenta mecánicas distintas frente a la aparición de fatiga (Cortes et al., 2013; Giovanelli et al., 2016). Algunas variables, como el ritmo cardiaco, aumentan al inicio de la prueba para luego mantenerse constantes. Sin embargo, otras variables se comportan, al contrario, aumentando o disminuyendo su valor al superar cierto umbral temporal. El estado de forma del atleta determina el umbral temporal, a partir del cual la fatiga produce una alteración del patrón biomecánico.

Por este motivo, el modelo₁ tiende a sobre-estimar el nivel de fatiga (tabla 4.21) dando lugar a un 33.3 % de casos mal clasificados como fatigados. Resultados en la misma línea se obtienen al emplear únicamente la información cinemática (Modelo₂), empeorando las detecciones de casos positivos de un 94.3% a un 77.4 %.

Sin embargo, al emplear tanto la información cinemática como la información fisiológica (Modelo₃) la correlación con la escala de percepción del esfuerzo aumenta, obteniéndose, además, los mejores resultados de clasificación (tabla 4.21).

4.6. Análisis de las hipótesis planteadas

Los resultados mostrados en el apartado 4.1 indican que el movimiento del pie contiene información sobre la cinemática del miembro inferior (Hipótesis 2). Adicionalmente, mediante un modelo PLS es posible estimar con un error menor a 5° las curvas de tobillo, rodilla y cadera a partir de la medición del movimiento del pie.

Cabe destacar, que los modelos PLS se han empleado con anterioridad para obtener información completa a partir de información reducida, como por ejemplo en la generación de secuencias de movimiento (Baydal-Bertomeu et al., 2016) obtención de formas humanas a partir de datos antropométricos (Ballester et al., 2014, 2016) o en el estudio de la actividad cerebral (Krishnan et al., 2011).

Sin embargo, no se han encontrado trabajos en los que se aborde el problema planteado en esta tesis, es decir, la estimación de las curvas de varias articulaciones a partir del movimiento del segmento distal.

Por otro lado, los resultados mostrados en el apartado 4.2 indican que el sensor inercial seleccionado permite la medición fiable y precisa del segmento distal (pie), con errores similares a los sistemas comerciales.

Además, la integración del sensor inercial en la media suela del calzado no altera las propiedades mecánicas del calzado empleado, ni afecta a la percepción de confort del corredor (apartado 4.2.2) (Hipótesis 4 y 6).

En este sentido, varios autores han propuesto métodos para la monitorización continua mediante sensores inerciales (García-Pérez et al., 2014; Reenalda et al., 2016; Willy et al., 2016).

No obstante, en la mayoría de casos se requiere de varios sensores situados en diferentes segmentos corporales o se centran únicamente en la obtención de parámetros espacio-temporales (Low et al., 2016; Winter et al., 2016). A pesar de las limitaciones actuales, este tipo de sensores han mostrado una gran utilidad para la monitorización en continua de la carrera (Winter et al., 2016).

Por tanto, la combinación de un sensor inercial, junto con modelos PLS puede permitir en un futuro, el diseño de equipos de medida con un número muy reducido de sensores. Esto puede facilitar el uso, reducir el coste del equipo y simplificar la instrumentación del sujeto, permitiendo analizar gestos más realistas al no entorpecer o limitar el movimiento analizado.

Las curvas de orientación del pie obtenidas en el estudio de fiabilidad presentan una alta reproducibilidad a lo largo de todo el ciclo de carrera ($ICC > 0.96$). Este resultado junto con los resultados anteriores indica que es posible monitorizar el movimiento del pie durante la carrera de manera reproducible y fiable mediante el sistema propuesto (apartado 3.3) (Hipótesis 4).

Los resultados obtenidos en las pistas de atletismo ponen de manifiesto la utilidad del uso de un sensor integrado en el calzado junto con el Análisis de Datos Funcional (ADF) para la obtención de patrones de carrera (apartado 4.3) (Hipótesis 7).

Los cuatro primeros componentes principales obtenidos a partir del movimiento del pie, explican más del 90% de variabilidad observada en los datos, tanto en el Grupo de Velocidad Controlada como en el Grupo de Velocidad Libre (tabla 4.10).

A pesar de las diferencias en las componentes obtenidas en cada grupo su interpretación biomecánica es similar. Tanto en el GVC como en el GVL las componentes resumen la información sobre los eventos temporales y el rango de movimiento en las diferentes fases del ciclo de carrera (tabla 4.18).

Cabe destacar que la principal ventaja del uso del FDA radica en poder trabajar con curvas sin la necesidad de parametrizar. Permite disponer de la evolución del movimiento durante todo el ciclo de carrera caracterizada por un conjunto reducido de valores con una escasa pérdida de información (Brandon et al., 2013; Preatoni et al., 2013).

La evolución de las puntuaciones de las componentes obtenidas (apartado 4.4) muestra que existen diferencias en la respuesta biomecánica frente a la fatiga del corredor según el tipo de ritmo de carrera: libre o controlada (Hipótesis 5). Además cada variable presenta mecánicas distintas (Cortes et al., 2013). El análisis de esta información puede emplearse para el control y planificación de las sesiones de entrenamiento.

En ambos grupos se observa un aumento del tiempo de apoyo al incrementarse el nivel de fatiga del corredor. Este aumento en el tiempo de apoyo ha sido previamente reportado por diversos autores (Fourchet et al., 2015; Hardin et al, 2004).

Además, en el grupo de velocidad libre se observa un aumento del tiempo de zancada. Este hallazgo contradice algunos trabajos que afirman que la cadencia disminuye al aumentar el nivel de fatiga del corredor (Kim et al., 2017; Kyröläinen et al., 2000).

No obstante, esta discrepancia en el aumento o disminución de la cadencia se puede explicar por el tipo de protocolo empleado. En gran parte de los estudios se fija la velocidad de carrera (Le Bris et al., 2006; Schütte et al., 2015), pudiendo dar lugar a cambios poco naturales.

En este sentido, los resultados obtenidos en la fase experimental refuerzan esta afirmación. El grupo de velocidad libre aumento el tiempo de zancada y redujo ligeramente la velocidad de carrera al aumentar el nivel de fatiga. Sin embargo, estos cambios no se observaron en el grupo velocidad controlada.

Adicionalmente, en ambos grupos se observó una reducción del rango de movimiento medido mediante el sensor integrado en el calzado. No obstante, esta reducción del movimiento solamente fue significativa en el grupo de velocidad libre.

Por tanto, los resultados obtenidos indican que el aumento de la fatiga produce un aumento del tiempo de apoyo y una disminución del rango de movimiento, siendo ambos fenómenos caracterizables mediante el uso de un sensor inercial en combinación con el análisis de datos funcionales (Hipótesis 1 y 3).

Las puntuaciones de las componentes, no solo permiten caracterizar el patrón de movimiento, sino que pueden emplearse como variables predictoras para predecir el estado de fatiga de un corredor (apartado 4.5).

En este sentido, uno de los principales objetivos de la tesis fue la obtención de un modelo de fatiga. El uso de información cinemática junto con información fisiológica permitió obtener mejores modelos de fatiga que por separado (Hipótesis 7).

El índice de fatiga implementado en el modelo₃ tiene una correlación superior a la obtenida en el único trabajo encontrado con un objetivo comparable (Stirling, Tschanner, Fletcher, & Nigg, 2012). Posiblemente, la mejora obtenida respecto al modelo creado por Stirling et al (2012) radique en el uso del análisis de datos funcionales frente a variables discretas.

Cabe destacar que una de las principales ventajas del sistema desarrollado es la posibilidad de disponer de realimentación en tiempo real. El sistema podría informar al usuario sobre diferentes aspectos de la carrera: cambios en la técnica, modificación de los tiempos de apoyo, cambios en el rango de movimiento o incremento del índice de fatiga.

Los resultados obtenidos indican que mediante la metodología empleada es posible detectar, predecir y monitorizar el estado de fatiga del corredor a partir de las medidas obtenidas mediante IMUs sin alterar las propiedades del calzado ni interferir en la práctica del deporte confirmándose la hipótesis principal de este estudio.

Sin embargo, estas observaciones deben tomarse con precaución debido al tamaño de la muestra empleada en los ensayos. Sería necesario realizar estudios de mayor magnitud con el fin de obtener modelos más robustos y validar su uso en un contexto de carrera real.

4.7. Limitaciones del estudio

La investigación llevada a cabo presenta algunas limitaciones que conviene mencionar:

- El modelo PLS para la predicción del movimiento articular del miembro inferior se ha realizado con una muestra de 16 sujetos. Aunque los resultados corroboran la existencia de una relación funcional entre las distintas articulaciones, la extrapolación de este modelo a otros corredores debe realizarse con precaución, especialmente en aquellos que presenten una técnica de carrera de no talonador.
- Debido a la gran cantidad de corredores talonadores, los estudios realizados en esta tesis se han centrado en este tipo de corredor. En próximos estudios sería recomendable considerar la técnica de carrera y su influencia en la fatiga.
- En el momento del estudio se decidió emplear únicamente el ángulo de flexo-extensión, dejando de lado información que podría resultar de interés como el impacto de talón o el movimiento de pronación.
- El uso de f-PCA permite obtener información del gesto sin la necesidad de parametrizar las señales. No obstante, el uso de esta técnica de análisis dificulta la comparación de los resultados con los obtenidos por otros autores.
- Las condiciones del ensayo, si bien son más realistas que condiciones de laboratorio, no son totalmente representativas de la actividad de un corredor de fondo al haberse realizado en una pista de atletismo.

El modelo para detección de fatiga se ha obtenido con una muestra reducida de corredores y en condiciones de pista de atletismo. Debe considerarse ampliar la muestra de corredores y las condiciones de carrera: asfalto, tierra, pendientes...

Capítulo 5

Conclusiones

A continuación, se especifican las conclusiones que cubren los objetivos del trabajo especificados en el apartado 2.2 y las líneas de trabajo futuro.

5.1. Conclusiones

Las conclusiones del trabajo son las siguientes:

1. La información contenida en el movimiento del pie está relacionada con toda la cadena cinemática del miembro inferior durante la carrera. Por tanto, es posible detectar cambios en los patrones cinemáticos de carrera utilizando exclusivamente medidas del movimiento del pie.
2. Los modelos PLS utilizados permiten establecer relaciones funcionales entre los ángulos de tobillo, rodilla y cadera y la orientación del pie con un error menor del 10%. Esto permitiría una estimación aproximada de la cinemática articular del miembro inferior a partir de un único sensor situado en el pie.
3. Es posible caracterizar el movimiento del pie durante la práctica de la carrera de fondo de manera fiable y objetiva mediante un sensor inercial integrado en el calzado.
4. La integración del sensor inercial seleccionado, en la media suela del calzado no altera sus propiedades mecánicas ni perjudica la percepción de confort del usuario.

5. Los cambios biomecánicos asociados a la aparición de fatiga dependen en gran medida del control o no del ritmo de carrera, siendo más evidentes cuando no se impone un control del ritmo constante.
6. Las técnicas estadísticas de análisis de datos funcionales permiten describir, de forma robusta, los patrones cinemáticos de la carrera y detectar los cambios asociados a la aparición de fatiga en corredores de fondo. En particular, el análisis funcional de componentes principales permite condensar la información cinemática en unas pocas variables que se pueden integrar en modelos para la predicción de fatiga.
7. Se ha propuesto un modelo de predicción del estado de fatiga que integra información fisiológica y cinemática. Con ello se ha conseguido una mayor capacidad predictiva en comparación con los modelos basados únicamente en el ritmo cardíaco.
8. Las variables cinemáticas necesarias para tales modelos no precisan el uso de equipos de análisis de movimientos complejos. La metodología propuesta, basada en sensores integrados en el calzado, permite obtener información fiable y objetiva sobre el estado de fatiga del corredor.

5.2. Líneas futuras de trabajo

Las líneas futuras de trabajo identificadas a partir de los resultados de este estudio son:

- Ampliar el número de sujetos estudiados en el ensayo piloto de estimación de los rangos articulares a partir de la cinemática del pie.
- Profundizar en las relaciones articulares del miembro inferior con el objetivo de obtener modelos con mayor precisión en la predicción del movimiento articular de cadera, rodilla y tobillo a partir del movimiento del pie.
- Aumentar el número de casos estudiados durante la fase experimental.
- Explorar el uso de la metodología propuesta en un entorno de carrera real.
- Profundizar en las aplicaciones del Análisis de Datos Funcionales en aplicaciones de biomecánica deportiva, con el objeto de prevenir lesiones y mejorar el rendimiento.
- Explorar la viabilidad e interés de abordar un desarrollo tecnológico que implemente la metodología propuesta para la detección de fatiga en corredores de fondo.
- Estudiar la posibilidad de extrapolar la metodología empleada a otros deportes como natación o ciclismo.

Referencias

- 20Minutos. (2016). Maratón Valencia. *Las Guías de 20minutos*.
- Abián Vicén, J., Alegre Durán, L. M., Lara Sánchez, A. J., Jiménez Linares, L., & Aguado Jódar, X. (2005). Fuerzas de reacción del suelo en pies cavos y planos. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 22(108), 285–292.
- Abt, J. P., Sell, T. C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R. G., & Lephart, S. M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1479–1485.
- Adam Clansey, & Michael Hanlon. (2011). The influence of high-intensity run duration on tibial acceleration and shock attenuation. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1).
- Adam Clansey, Michael Hanlon, Eric S. Wallace, & Mark J. Lake. (2012). Effects of Fatigue on Running Mechanics Associated with Tibial Stress Fracture Risk: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1917–1923.
- Agresta, C., & Brown, A. (2015). Gait Retraining for Injured and Healthy Runners Using Augmented Feedback: A Systematic Literature Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(8), 576–584.
- Aibast, H., Pafumi, E., Gapeyeva, H., Erelina, J., Cicchella, A., & Pääsuke, M. (2008). Rearfoot kinematics in distance runners: association with overuse injuries. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*, 13, 7–19.

- Allard, P., Stokes, I. A., & Blanchi, J.-P. (1995). *Three-dimensional analysis of human movement*. Human Kinetics Publishers.
- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287–332.
- Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: a systematic review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 738–755.
- Almonroeder, T., Willson, J. D., & Kernozek, T. W. (2013). The Effect of Foot Strike Pattern on Achilles Tendon Load During Running. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(8), 1758–1766.
- Arena, S. (2017). Rate Perceived Exertion as a Measure of Exercise Intensity. *Home Healthcare Now*, 35(10).
- Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J. A., & Soares, J. (2003). Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica.
- Asics. (2009). Reasons to run. *Hoofddorp: Asics Europe*.
- ASTM International. (2006). ASTM F1614-99: Standard test method for shock attenuating properties of materials systems for athletic footwear.
- ASTM International. (2013). ASTM F1976-13: Standard test method for impact attenuation of athletic shoe cushioning systems and materials.
- Aubets, J., & Segura, J. (1995). Salivary cortisol as a marker of competition related stress. *Science & Sports*, 10(3), 149–154.
- Aubry, Anaë., Hausswirth, C., Louis, J., Coutts, A. J., & Le Meur, Y. (2014). Functional Overreaching: The Key to Peak Performance during the Taper? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(9), 1769.
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries — a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 384–392.
- Ballester, A., Parrilla, E., Piérola, A., Uriel, J., Pérez, C., Piqueras, P., ... Alemany, S. (2016). Data-driven three-dimensional reconstruction of human bodies using a mobile phone app. *International Journal of the Digital Human*, 1(4), 361–388.
- Ballester, A., Parrilla, E., Uriel, J., Pierola, A., Alemany, S., Nacher, B., ... Gonzalez, J. C. (2014). 3D-based resources fostering the analysis, use, and exploitation of available body anthropometric data. In *5th international conference on 3D body scanning technologies*.

-
- Bamberg, S., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., & Paradiso, J. A. (2008). Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(4), 413–423.
- Barton, C. J., Bonanno, D., & Menz, H. B. (2009). Development and evaluation of a tool for the assessment of footwear characteristics. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2, 10.
- 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.
- Bates, B. T. (2010). Accommodating strategies for preventing chronic lower extremity injuries. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1).
- Baydal-Bertomeu, J. M., Durá-Gil, J. V., Piérola-Orcero, A., Parrilla Bernabé, E., Ballester, A., & Alemany-Munt, S. (2016). A PCA-based bio-motion generator to synthesize new patterns of human running. *PeerJ Computer Science*, 2, e102.
- Baydal-Bertomeu, J.-M. (2013). *Cinématica del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical*. Universidad Politécnica de Valencia.
- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E., & Llana-Belloch, S. (2018). Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ*, 6, e4489.
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1123–1126.
- Best, R., & Begg, R. (2006). Overview of movement analysis and gait features. *Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques*, 1, 1–69.
- Black, F. O., Peterka, R. J., Shupert, C. L., & Nashner, L. M. (1989). Effects of unilateral loss of vestibular function on the vestibulo-ocular reflex and postural control. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 98(11), 884–889.
- Blue, F. R. (1979). Aerobic running as a treatment for moderate depression. *Perceptual and Motor Skills*.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Human kinetics.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 377–381.

- Boyer, K. A., & Nigg, B. M. (2004). Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *Journal of Biomechanics*, *37*(10), 1583–1588.
- Brand, R. A. (1989). Can Biomechanics Contribute to Clinical Orthopaedic Assessments? *The Iowa Orthopaedic Journal*, *9*, 61–64.
- Brandon, S. C. E., Graham, R. B., Almosnino, S., Sadler, E. M., Stevenson, J. M., & Deluzio, K. J. (2013). Interpreting principal components in biomechanics: Representative extremes and single component reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(6), 1304–1310.
- 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.
- Breine, B., Malcolm, P., Van Caekenberghe, I., Fiers, P., Frederick, E. C., & De Clercq, D. (2017). Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. *Journal of Sports Sciences*, *35*(15), 1556–1564.
- Brown, A. M., Zifchock, R. A., Hillstrom, H. J., Song, J., & Tucker, C. A. (2016). The effects of fatigue on lower extremity kinematics, kinetics and joint coupling in symptomatic female runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*, *39*, 84–90.
- Brown, N., Bichler, S., Fiedler, M., & Alt, W. (2016). Fatigue detection in strength training using three-dimensional accelerometry and principal component analysis. *Sports Biomechanics*, *15*(2), 139–150.
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Lemmink, K. A., Pepping, G.-J., Zwerver, J., van Mechelen, W., & Diercks, R. L. (2007). The GRONORUN study: is a graded training program for novice runners effective in preventing running related injuries? Design of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *8*(1), 24.
- Butler, R. J., Hamill, J., & Davis, I. (2007). Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. *Gait & Posture*, *26*(2), 219–225.
- Campanini, I., Merlo, A., Degola, P., Merletti, R., Vezzosi, G., & Farina, D. (2007). Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *17*(4), 515–526.
- Canavan, P. K., Garrett, G. E., & Armstrong, L. E. (1996). Kinematic and kinetic relationships between an Olympic-style lift and the vertical jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *10*, 127–130.
- Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., & Pensalfini, F. (1997). Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *44*(12), 1165–1174.

-
- Cappozzo, Aurelio, Croce, U. D., 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.
- Cavill, N., Kahlmeier, S., & Racioppi, F. (2006). *Physical activity and health in Europe: evidence for action*. Cph.: World Health Organization.
- Celigueta, J. (1996). Multibody simulation of the human body motion in sports. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1).
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065–1081.
- Chen, S., Lach, J., Lo, B., & Yang, G. Z. (2016). Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 20(6), 1521–1537.
- Cheung, R. T. H., & Ng, G. Y. (2007). A systematic review of running shoes and lower leg biomechanics : a possible link with patellofemoral pain syndrome? : review article. *International SportMed Journal*, 8(3), 107–116.
- Chiari, L., Croce, U. D., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2), 197–211.
- 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.
- Christmass, M. A., Richmond, S. E., Cable, N. T., Arthur, P. G., & Hartmann, P. E. (1998). Exercise intensity and metabolic response in singles tennis. *Journal of Sports Sciences*, 16(8), 739–747.
- Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I. A., & Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, 19(12), 979–987.
- Clifton, P., Subic, A., Burton, M., Bedford, A., & Schembri, A. (2013). Functional characteristics of running shoes for different user groups. In *DS 75-1: Proceedings of the 19th International Conference on Engineering Design (ICED13), Design for Harmonies, Vol. 1: Design Processes, Seoul, Korea, 19-22.08. 2013*.

- Co, F. H., Skinner, H. B., & Cannon, W. D. (1993). Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient. *Journal of Orthopaedic Research*, *11*(5), 696–704.
- Cook, S. D., Kester, M. A., & Brunet, M. E. (1985). Shock absorption characteristics of running shoes. *The American Journal of Sports Medicine*, *13*(4), 248–253.
- Cortes, N., Greska, E., Kollock, R., Ambegaonkar, J., & Onate, J. A. (2013). Changes in Lower Extremity Biomechanics Due to a Short-Term Fatigue Protocol. *Journal of Athletic Training*, *48*(3), 306–313.
- Crowell, H. P., & Davis, I. S. (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics*, *26*(1), 78–83.
- Crowell, H. P., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2010). Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *40*(4), 206–213.
- Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2010). ‘Outwalk’: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *48*(1), 17–25.
- Danny Abshire. (2009). How to Reduce and Avoid Common Running Injuries.
- Davis, I. S., Bowser, B. J., & Mullineaux, D. R. (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *Br J Sports Med*, bjsports-2015-094579.
- Davis, J. M., Alderson, N. L., & Welsh, R. S. (2000). Serotonin and central nervous system fatigue: nutritional considerations. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *72*(2), 573S-578S.
- Davis, J. M., & Bailey, S. P. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *29*(1), 45–57.
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10*(5), 575–587.
- de Hoyo, M., Naranjo-Orellana, J., Carrasco, L., Sañudo, B., Jiménez-Barroca, J. J., & S. Domínguez-Cobo. (2013). Revisión sobre la lesión de la musculatura isquiotibial en el deporte: factores de riesgo y estrategias para su prevención. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, *6*(1), 30–37.
- De Jong, S. (1993). SIMPLS: an alternative approach to partial least squares regression. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, *18*(3), 251–263.

- Derrick, T. R., Dereu, D., & Mclean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(6), 998–1002.
- Devita, P., Fellin, R. E., Seay, J. F., Ip, E., Stavro, N., & Messier, S. P. (2016). The Relationships between Age and Running Biomechanics: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(1), 98–106.
- 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.
- Dierks, T. A. (2011). Pronation in runners: Implications for injury. *Lower Extremity Review Magazine*.
- Dierks, T. A., & Davis, I. (2007). Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. *Clinical Biomechanics*, 22(5), 581–591.
- Dierks, T. A., Davis, I. S., & Hamill, J. (2010). The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2993–2998.
- Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., & Davis, I. (2011). Lower Extremity Kinematics in Runners with Patellofemoral Pain during a Prolonged Run: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(4), 693–700.
- Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Coffey, N., & Hayes, K. (2008). Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(7), 1323.
- Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Laxton, P., & Jones, R. K. (2008). Lower limb kinematics of subjects with chronic Achilles tendon injury during running. *Research in Sports Medicine*, 16(1), 23–38.
- 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.
- Drew, M. K., & Finch, C. F. (2016). The Relationship Between Training Load and Injury, Illness and Soreness: A Systematic and Literature Review. *Sports Medicine*, 46(6), 861–883.
- Duarte, V. L., Dias, D. S., & Melo, H. C. S. (2008). Mecanismos moleculares da fadiga. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2(2).
- Dudley, R. I., Pamukoff, D. N., Lynn, S. K., Kersey, R. D., & Noffal, G. J. (2017). A prospective comparison of lower extremity kinematics and kinetics between injured and non-injured collegiate cross country runners. *Human Movement Science*, 52, 197–202.

- Duhamel, A., Bourriez, J. L., Devos, P., Krystkowiak, P., Destée, A., Derambure, P., & Defebvre, L. (2004). Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait & Posture*, *20*(2), 204–212.
- Duncan, K., Harris, S., & Ardies, C. M. (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.
- Durá, J. V., Belda, J. M., Poveda, R., Page, A., Laparra, J., Das, J., ... García, A. C. (2010). Comparison of functional regression and nonfunctional regression approaches to the study of the walking velocity effect in force platform measures. *Journal of Applied Biomechanics*, *26*(2), 234.
- Edwards, W. B., Taylor, D., Rudolph, T. J., Gillette, J. C., & Derrick, T. R. (2009). Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *41*(12), 2177.
- Epifanio, I., Ávila, C., Page, Á., & Atienza, C. (2008). Analysis of multiple waveforms by means of functional principal component analysis: normal versus pathological patterns in sit-to-stand movement. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *46*(6), 551–561.
- Falbriard, M., Meyer, F., Mariani, B., Millet, G. P., & Aminian, K. (2017a). Contact time and foot strike angles estimation using foot worn inertial sensors in running. *ISBS Proceedings Archive*, *35*(1), 213.
- Falbriard, M., Meyer, F., Mariani, B., Millet, G. P., & Aminian, K. (2017b). Contact time and foot strike angles estimation using foot worn inertial sensors in running. *ISBS Proceedings Archive*, *35*(1), 213.
- Falbriard, M., Meyer, F., Mariani, B., Millet, G. P., & Aminian, K. (2018). Accurate Estimation of Running Temporal Parameters Using Foot-Worn Inertial Sensors. *Frontiers in Physiology*, *9*.
- Farina, D., & Merletti, R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(5), 337–349.
- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009). Lactate threshold concepts. *Sports Medicine*, *39*(6), 469–490.
- Favre, J., Jolles, B. M., Siegrist, O., & Aminian, K. (2006). Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters*, *42*(11), 612–614.

- Fedewa, M. V., Hathaway, E. D., Williams, T. D., & Schmidt, M. D. (2017). Effect of Exercise Training on Non-Exercise Physical Activity: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Sports Medicine*, 47(6), 1171–1182.
- Ferber, R., & Macdonald, S. (2014). *Running mechanics and gait analysis*. Human Kinetics.
- Fiuza-Luces, C., Garatachea, N., Berger, N. A., & Lucia, A. (2013). Exercise is the Real Polypill. *Physiology*, 28(5), 330–358.
- Foch, E., & Milner, C. E. (2014). The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 81–86.
- Fort Vanmeerhaeghe, A., & Romero Rodriguez, D. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunts Medicina de l'Esport (Castellano)*, 48(179), 109–120.
- Foster, C. (1998). Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1164–1168.
- Foster, C., Florhaug, J. A., Franklin, J., Gottschall, L., Hrovatin, L. A., Parker, S., ... Dodge, C. (2001). A new approach to monitoring exercise training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 15(1), 109–115.
- Fourchet, F., Girard, O., Kelly, L., Horobeanu, C., & Millet, G. P. (2015). Changes in leg spring behaviour, plantar loading and foot mobility magnitude induced by an exhaustive treadmill run in adolescent middle-distance runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 199–203.
- Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., & Kram, R. (2012). Metabolic cost of running bare-foot versus shod: is lighter better? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), 1519–1525.
- Friesenbichler, B., Stirling, L. M., Federolf, P., & Nigg, B. M. (2011). Tissue vibration in prolonged running. *Journal of Biomechanics*, 44(1), 116–120.
- Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2008). Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *Journal of Sports Sciences*, 26(13), 1447–1454.
- Fukuchi, R. K., Stefanyshyn, D. J., Stirling, L., Duarte, M., & Ferber, R. (2014). Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 304–310.
- Gabbett, T. J. (2010). The development and application of an injury prediction model for noncontact, soft-tissue injuries in elite collision sport athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2593–2603.

- García, R. B., Corresa, S. P., Bertomeu, J. M. B., & Suárez-Varela, M. M. M. (2012). Posturografía estática con pruebas dinámicas. Utilidad de los parámetros biomecánicos en la valoración del paciente vestibular. *Acta Otorrinolaringológica Española*, *63*(5), 332–338.
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Belloch, S. L., Lucas-Cuevas, Á. G., & Sánchez-Zuriaga, D. (2014). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomechanics*, *13*(3), 259–266.
- Gates, D. H., & Dingwell, J. B. (2008). The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements. *Experimental Brain Research*, *187*(4), 573–585.
- Geladi, P., & Kowalski, B. R. (1986a). An example of 2-block predictive partial least-squares regression with simulated data. *Analytica Chimica Acta*, *185*, 19–32.
- Geladi, P., & Kowalski, B. R. (1986b). Partial least-squares regression: a tutorial. *Analytica Chimica Acta*, *185*, 1–17.
- 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.
- Giambrone, M. (2017). Influence of Placement on the Validity of RunScribe™. *Academic Festival*.
- 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.
- Giovanelli, N., Taboga, P., & Lazzer, S. (2016). Changes in Running Mechanics During a Six Hours Running Race. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–20.
- Gómez-Molina, J., Ogueta-Alday, A., Stickley, C., Cámara, J., Cabrejas-Ugartondo, J., & García-López, J. (2017). Differences in Spatiotemporal Parameters Between Trained Runners and Untrained Participants. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *31*(8), 2169.
- 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.

- Grimston, S. K., Engsberg, J. R., Kloiber, R., & Hanley, D. A. (1991). Bone Mass, External Loads, and Stress Fracture in Female Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(3), 293–302.
- Grimston, S. K., Nigg, B. M., Fisher, V., & Ajemian, S. V. (1994). External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. *Journal of Biomechanics*, 27(6), 668.
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136–144.
- Haas, J. D., & Brownlie, T. (2001). Iron Deficiency and Reduced Work Capacity: A Critical Review of the Research to Determine a Causal Relationship. *The Journal of Nutrition*, 131(2), 676S-690S.
- Halson, S. L. (2014). Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports Medicine*, 44(2), 139–147.
- Haratian, R., Twycross-Lewis, R., Timotijevic, T., & Phillips, C. (2014). Toward flexibility in sensor placement for motion capture systems: a signal processing approach. *IEEE Sensors Journal*, 14(3), 701–709.
- Hardin, E. C., Van Den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic Adaptations during Running: Effects of Footwear, Surface, and Duration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 838–844.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 888–893.
- Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 136–141.
- Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 845–849.
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635–1641.
- Hulme, A., Nielsen, R. O., Timpka, T., Verhagen, E., & Finch, C. (2017). Risk and Protective Factors for Middle- and Long-Distance Running-Related Injury. *Sports Medicine*, 47(5), 869–886.
- 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.

- Jacobs, S. J., & Berson, B. L. (1986). Injuries to runners: A study of entrants to a 10,000 meter race. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(2), 151–155.
- James, S. L., Bates, B. T., & Osternig, L. R. (1978). Injuries to runners. *The American Journal of Sports Medicine*, 6(2), 40–50.
- Jasiewicz, J. M., Allum, J. H. J., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B., & Li, R. C. T. (2006). Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait & Posture*, 24(4), 502–509.
- Jaspers, E., Feys, H., Bruyninckx, H., Harlaar, J., Molenaers, G., & Desloovere, K. (2011). Upper limb kinematics: Development and reliability of a clinical protocol for children. *Gait & Posture*, 33(2), 279–285.
- Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñañiel, V., & González-Badillo, J. J. (2011). Aplicación del CMJ para el control del entrenamiento en las sesiones de velocidad. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 6(17).
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849–860.
- Kaikkonen, P., Hynynen, E., Mann, T., Rusko, H., & Nummela, A. (2012). Heart rate variability is related to training load variables in interval running exercises. *European Journal of Applied Physiology*, 112(3), 829–838.
- Kapandji, I. (1982). *Cuadernos de fisiología articular: esquemas comentados de mecánica articular*.
- Karvonen, J., & Vuorimaa, T. (1988). Heart Rate and Exercise Intensity During Sports Activities. *Sports Medicine*, 5(5), 303–311.
- 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.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 1–15.
- 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.
- Kim, H. K., Mirjalili, S. A., & Fernandez, J. (2017). Gait kinetics, kinematics, spatio-temporal and foot plantar pressure alteration in response to long-distance running: Systematic review. *Human Movement Science*.

- Kim, W., Voloshin, A. S., Johnson, S. H., & Simkin, A. (1993). Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers. *Journal of Biomechanical Engineering*, *115*(1), 47–52.
- Kitagawa, N., & Ogihara, N. (2016). Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot. *Gait & Posture*, *45*, 110–114.
- 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.
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A., & van Dieën, J. H. (2014). Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *17*(4), 419–424.
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, *1*, 30–35.
- Korpelainen, R., Orava, S., Karpakka, J., Siira, P., & Hulkko, A. (2001). Risk Factors for Recurrent Stress Fractures in Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, *29*(3), 304–310.
- Krishnan, A., Williams, L. J., McIntosh, A. R., & Abdi, H. (2011). Partial Least Squares (PLS) methods for neuroimaging: A tutorial and review. *NeuroImage*, *56*(2), 455–475.
- Kulmala, J. P., Avela, J., Pasanen, K., & Parkkari, J. (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(12), 2306–2313.
- 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. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, *24*(10), 877–879.
- 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*, 1541–1552.
- Le Bris, R., Billat, V., Auvinet, B., Chaleil, D., & others. (2006). Effect of fatigue on stride pattern continuously measured by an accelerometric gait recorder in middle distance runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *46*(2), 227.

- Lee, D., Pate, R. R., Lavie, C. J., Sui, X., Church, T. S., & Blair, S. N. (2014). Leisure-time running reduces all-cause and cardiovascular mortality risk. *Journal of the American College of Cardiology*, *64*(5), 472–481.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., ... Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, *463*(7280), 531.
- Llana-Belloch, S. (1998). *Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos*. Tesis doctoral. Valencia (España). Universidad de Valencia.
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Medicine*, *42*(10), 891–905.
- Losnegard, T., Myklebust, H. avar, Spencer, M., & Hallén, J. (2013). Seasonal variations in VO₂max, O₂-cost, O₂-deficit, and performance in elite cross-country skiers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *27*(7), 1780–1790.
- Low, J.-H., Lim, P.-Y., & Yeow, C.-H. (2016). A wearable foot motion tracking sensor for outdoor running. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, *33*(1).
- 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.
- Macfarlane, D. J. (2001). Automated Metabolic Gas Analysis Systems. *Sports Medicine*, *31*(12), 841–861.
- 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.
- 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.
- Mariani, B. (2012). *Assessment of foot signature using wearable sensors for clinical gait analysis and real-time activity recognition*. École Polytechnique Fédérale de Lausanne.
- Marti, B., Vader, J. P., Minder, C. E., & Abelin, T. (1988). On the epidemiology of running injuries: the 1984 Bern Grand-Prix study. *The American Journal of Sports Medicine*, *16*(3), 285–294.

- Martins, R. A., Coelho e Silva, M. J., Cumming, S. P., & Sardinha, L. B. (2012). New equations to determine exercise intensity using different exercise modes. *Biology of Sport*, 29(2), 163.
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture*, 11(1), 46–53.
- Mcardle, W. D., & Magel, J. R. (1970). Physical work capacity and maximum oxygen uptake in treadmill and bicycle exercise. *Medicine and Science in Sports*, 2(3), 118–123.
- McGrath, A. C., & Finch, C. F. (1996). *Running the race against injuries: A review of the literature*. Monash University Accident Research Centre.
- McGuigan, M. R., Egan, A. D., & Foster, C. (2004). Salivary cortisol responses and perceived exertion during high intensity and low intensity bouts of resistance exercise. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(1), 8.
- McKean, K. A., Manson, N. A., & Stanish, W. D. (2006). Musculoskeletal Injury in the Masters Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(2), 149.
- Meardon, S. A., Hamill, J., & Derrick, T. R. (2011). Running injury and stride time variability over a prolonged run. *Gait & Posture*, 33(1), 36–40.
- Medina, E., Palomares, N., Page, Á., & Bazuelo-Ruiz, B. (2016). Analysis of kinematics patterns in runners. An approach based on inertial sensors and functional data analysis. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 33(1).
- Medina, E., Parrilla, E., Page, A., Olaso, J., González, J. C., & Rosario, H. D. (2013). A new non-invasive and low cost method for the characterisation of pronation patterns by using AR-markers and functional classification. *Footwear Science*, 5(sup1), S70–S71.
- Medved, V. (2000). *Measurement of human locomotion*. CRC press.
- Meeusen, R., Duclos, M., Foster, C., Fry, A., Gleeson, M., Nieman, D., ... Urhausen, A. (2013). Prevention, diagnosis and treatment of the overtraining syndrome: Joint consensus statement of the European College of Sport Science (ECSS) and the American College of Sports Medicine (ACSM). *European Journal of Sport Science*, 13(1), 1–24.
- Menezes, A. R., Lavie, C. J., DiNicolantonio, J. J., O'Keefe, J., Morin, D. P., Khatib, S., & Milani, R. V. (2013). Atrial Fibrillation in the 21st Century: A Current Understanding of Risk Factors and Primary Prevention Strategies. *Mayo Clinic Proceedings*, 88(4), 394–409.

- 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), 403–408.
- Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications* (Vol. 11). John Wiley & Sons.
- Merlo, A., & Campanini, I. (2010). Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *The Open Rehabilitation Journal*, 3(1).
- Micó-Amigo, M. E., Kingma, I., Ainsworth, E., Walgaard, S., Niessen, M., van Lummel, R. C., & van Dieën, J. H. (2016). A novel accelerometry-based algorithm for the detection of step durations over short episodes of gait in healthy elderly. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 13, 38.
- Miller, R. H., Lowry, J. L., Meardon, S. A., & Gillette, J. C. (2007). Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait & Posture*, 26(3), 407–413.
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical Factors Associated with Tibial Stress Fracture in Female Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323–328.
- Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. (2017). *Anuario de Estadísticas Deportivas 2017*.
- Mitschke, C., Kiesewetter, P., & Milani, T. L. (2018). The Effect of the Accelerometer Operating Range on Biomechanical Parameters: Stride Length, Velocity, and Peak Tibial Acceleration during Running. *Sensors*, 18(1), 130.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000a). Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(4), 463–469.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000b). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics*, 15(1), 15–20.
- Mizrahi, Joseph, Verbitsky, O., & Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 207–212.
- Mizrahi, Joseph, Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19(2), 139–151.
- Mizrahi, Joseph, Voloshin, A., Russek, D., Verbitski, O., & Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *BAM-PADOVA*, 7, 111–118.

- Mueller, M. J., & Maluf, K. S. (2002). Tissue adaptation to physical stress: a proposed “Physical Stress Theory” to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical Therapy*, 82(4), 383–403.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147–155.
- Munteanu, S. E., & Barton, C. J. (2011). Lower limb biomechanics during running in individuals with achilles tendinopathy: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 4(1), 1.
- Nashner, L. M., & Peters, J. F. (1990). Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurologic Clinics*.
- Newman, P., Witchalls, J., Waddington, G., & Adams, R. (2013). Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 229.
- Nielsen, R. O., Buist, I., Parner, E. T., Nohr, E. A., Sørensen, H., Lind, M., & Rasmussen, S. (2014). Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: a 1-year prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(6), 440–447.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951–959.
- Novacheck, T. F. (1998). Running Injuries: A Biomechanical Approach. *J Bone Joint Surg Am*, 80(8), 1220–33.
- Nunns, M., House, C., Rice, H., Mostazir, M., Davey, T., Stiles, V., ... Dixon, S. (2016). Four biomechanical and anthropometric measures predict tibial stress fracture: a prospective study of 1065 Royal Marines. *Br J Sports Med*, bjsports–2015.
- Oakley, T., & Pratt, D. J. (1988). Skeletal transients during heel and toe strike running and the effectiveness of some materials in their attenuation. *Clinical Biomechanics*, 3(3), 159–165.
- Olaso-Melis, J. (2010). *Predicción del confort a partir de prototipos virtuales de calzado y modelos de ingeniería asistida por ordenador*. Universitat Politècnica de València.
- O’Toole, M. L., & Douglas, P. S. (1995). Applied Physiology of Triathlon. *Sports Medicine*, 19(4), 251–267.
- Page, A., Candelas, P., & Belmar, F. (2006). Application of video photogrammetry to analyse mechanical systems in the undergraduate physics laboratory. *European Journal of Physics*, 27(3), 647.

- Page, Á., Gálvez, J. A., De Rosario, H., Mata, V., & Baydal, J. M. (2009). Optimal average path of the instantaneous screw axis in 3D human movements. In *Proceedings of ESMC2009, 7th EUROMECH Solid Mechanics Conference*.
- Page, Alvaro, Candelas, P., & Belmar, F. (2006). On the use of local fitting techniques for the analysis of physical dynamic systems. *European Journal of Physics*, 27(2), 273.
- Page, Álvaro, de Rosario, H., Mata, V., & Atienza, C. (2009). Experimental analysis of rigid body motion. A vector method to determine finite and infinitesimal displacements from point coordinates. *Journal of Mechanical Design*, 131(3), 031005.
- Parrilla, E., Medina, E., Page, A., González, J. C., Olaso, J., & Rosario, H. D. (2013). Ankle 3D-kinematics measurement by using a single camera and AR-markers. *Footwear Science*, 5(sup1), S73–S74.
- Passelergue, P. A., & Lac, G. (2012). Salivary hormonal responses and performance changes during 15 weeks of mixed aerobic and weight training in elite junior wrestlers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3049–3058.
- Payne, A. H., Slater, W. J., & Telford, T. (1968). The Use of a Force Platform in the Study of Athletic Activities. A Preliminary Investigation. *Ergonomics*, 11(2), 123–143.
- Pedret, C., & Balias, R. (2015). Lesiones musculares en el deporte. Actualización de un artículo del Dr. Cabot, publicado en Apuntes de Medicina Deportiva en 1965. *Apunts Medicina de l'Esport (Castellano)*, 50(187), 111–120.
- Perry, J. (1998). The contribution of dynamic electromyography to gait analysis. *J Rehabil Res Dev*, 33.
- Peterson, D. R., & Bronzino, J. D. (2014). *Biomechanics: Principles and Practices*. CRC Press.
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*, 28(4), 588–595.
- Pierpoint, L. A., Williams, C. M., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2016). Epidemiology of Injuries in United States High School Track and Field: 2008-2009 Through 2013-2014. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(6), 1463–1468.
- Platonov, V. N. (1995). *El entrenamiento deportivo, teoría y metodología*. Paidotribo Barcelona.

- Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1160–1165.
- Preatoni, E., Hamill, J., Harrison, A. J., Hayes, K., Emmerik, R. E. A. V., Wilson, C., & Rodano, R. (2013). Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomechanics*, 12(2), 69–92.
- Pullman, S. L., Goodin, D. S., Marquinez, A. I., Tabbal, S., & Rubin, M. (2000). Clinical utility of surface EMG Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 55(2), 171–177.
- Radin, E. L., Parker, H. G., Pugh, J. W., Steinberg, R. S., Paul, I. L., & Rose, R. M. (1973). Response of joints to impact loading—III: Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *Journal of Biomechanics*, 6(1), 51–54.
- Ramey, M. R. (1975). Force Plate Designs and Applications. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 3(1), 303.
- Ramírez, W., Vinaccia, S., & Suárez, G. R. (2004). El impacto de la actividad física y el deporte sobre la salud, la cognición, la socialización y el rendimiento académico: una revisión teórica. *Revista de Estudios Sociales*, (18), 67–75.
- Ramiro, J. (1989). El calzado para carrera urbana, criterios biomecánicos de diseño. *Instituto de Biomecánica de Valencia*.
- Ramsay, J. O., & Dalzell, C. J. (1991). Some tools for functional data analysis. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)*, 539–572.
- Ramsay, J. O., & Silverman, B. W. (2002). *Applied functional data analysis: methods and case studies* (Vol. 77). Springer New York.
- Reenalda, J., Maartens, E., Homan, L., & Buurke, J. H. (Jaap). (2016). Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3362–3367.
- Richter, C., Gualano, L., O'Connor, N. E., & Moran, K. (2013). Cross-comparison of the performance of discrete, phase and functional data analysis to describe a dependent variable. In Richter, Chris and Gualano, Leonardo and O'Connor, Noel E. and Moran, Kieran (2013) *Cross-comparison of the performance of discrete, phase and functional data analysis to describe a dependent variable*. In: *International Society of Sports Biomechanics, 7-13 July 2013, Taipei, Taiwan*. Taipei, Taiwan.

- 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 & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093–1100.
- Rodríguez, E. J. (2015). Modelo de Regresión Lineal: Mínimos Cuadrados Parciales (PLS) con método Cuasi-Newton. *REVECITEC URBE*, 6(1), 21–37.
- Rolf, C. (1995). Overuse injuries of the lower extremity in runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(4), 181–190.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2(3), 191–197.
- Rosipal, R., & Krämer, N. (2006). Overview and recent advances in partial least squares. In *Subspace, latent structure and feature selection* (pp. 34–51). Springer.
- Sanchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1725–1734.
- Scheerder, J., Breedveld, K., & Borgers, J. (Eds.). (2015). *Running across Europe*. London: Palgrave Macmillan UK.
- Schmid, O. A. (2009). A New Calibration Method for 3-D Position Measurement in Biomedical Applications - Ein neues Kalibrierverfahren zur dreidimensionalen Positionsbestimmung für biomedizinische Anwendungen. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 46(3), 50–54.
- Schütte, K. H., Maas, E. A., Exadaktylos, V., Berckmans, D., Venter, R. E., & Vanwanseele, B. (2015). Wireless Tri-Axial Trunk Accelerometry Detects Deviations in Dynamic Center of Mass Motion Due to Running-Induced Fatigue. *PLOS ONE*, 10(10), e0141957.
- Schütte, K. H., Seerden, S., Venter, R., & Vanwanseele, B. (2016). Fatigue-related asymmetry and instability during a 3200-M time-trial performance in healthy runners. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 34(1).
- Séamus Kennedy. (2008). Preventing and Treating Running Injuries.
- Segesser, B., & Pörringer, W. (1989). *The shoe in sport*. Year Book Medical Pub.
- Shih, Y., Lin, K.-L., & Shiang, T.-Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 38(3), 490–494.
- Sigurdsson, E. L. (2013). Up and running: An underutilized prescription in primary care. *Scandinavian Journal of Primary Health Care*, 31(1), 1–2.

- Singh, F., Foster, C., Tod, D., & McGuigan, M. R. (2007). Monitoring different types of resistance training using session rating of perceived exertion. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2(1), 34–45.
- Smith, T. B., Hopkins, W. G., & Lowe, T. E. (2011). Are there useful physiological or psychological markers for monitoring overload training in elite rowers? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(4), 469–484.
- Stevens, W. P. (1997). Reconstruction of three-dimensional anatomical landmark coordinates using video-based stereophotogrammetry. *The Journal of Anatomy*, 191(2), 277–284.
- Stirling, L. M., Tschanner, V. V., Fletcher, J. R., & Nigg, B. M. (2012). Quantification of the manifestations of fatigue during treadmill running. *European Journal of Sport Science*, 12(5), 418–424.
- Strohmann, C., Harms, H., Kappeler-Setz, C., & Troster, G. (2012). Monitoring Kinematic Changes With Fatigue in Running Using Body-Worn Sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(5), 983–990.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12(12), 2255–2283.
- 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.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run “In Training” clinics. *British Journal of Sports Medicine*, 37(3), 239–244.
- Thies, S. B., Tresadern, P., Kenney, L., Howard, D., Goulermas, J. Y., Smith, C., & Rigby, J. (2007). Comparison of linear accelerations from three measurement systems during “reach & grasp.” *Medical Engineering & Physics*, 29(9), 967–972.
- 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(6; SUPP), S530–S550.
- Tiberio, D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(4), 160–165.
- Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*, 21(2), 87–94.

- Ullah, S., & Finch, C. F. (2013). Applications of functional data analysis: A systematic review. *BMC Medical Research Methodology*, *13*, 43.
- van der Worp, M. P., Ten Haaf, D. S., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W., & Staal, J. B. (2015). Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PloS One*, *10*(2), e0114937.
- van Gent, B. R., Siem, D. D., van Middelkoop, M., van Os, T. A., Bierma-Zeinstra, S. S., & Koes, B. B. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*.
- van Mechelen, W. (1992). Running injuries. *Sports Medicine*, *14*(5), 320–335.
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. G. (2012). Incidence, Severity, Aetiology and Prevention of Sports Injuries. *Sports Medicine*, *14*(2), 82–99.
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. (2008). Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *18*(2), 140–144.
- Vega-Vilca, J. C., & Guzmán, J. (2011). Regresión PLS y PCA como solución al problema de multicolinealidad en regresión múltiple. *Revista de Matemática Teoría y Aplicaciones*, *18*(1), 09–20.
- 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.
- Videbæk, S., Bueno, A. M., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2015). Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, *45*(7), 1017–1026.
- Vivas, M. J. (2014). *Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis cinético* (PhD Thesis). Universitat de València.
- 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.
- Wallace, L. K., Slattery, K. M., & Coutts, A. J. (2014). A comparison of methods for quantifying training load: relationships between modelled and actual training responses. *European Journal of Applied Physiology*, *114*(1), 11–20.

-
- Wallace, L. K., Slattery, K. M., Impellizzeri, F. M., & Coutts, A. J. (2014). Establishing the criterion validity and reliability of common methods for quantifying training load. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(8), 2330–2337.
- 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.
- Wenger, H. A., & Bell, G. J. (1986). The interactions of intensity, frequency and duration of exercise training in altering cardiorespiratory fitness. *Sports Medicine*, 3(5), 346–356.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, 10(3), 264–275.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247.
- Willems, T. M., Ridder, R. D., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*, 35(3), 405–409.
- Williams III, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341–347.
- Williams III, D. S., McClay, I. S., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2001). Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 153–163.
- Willy, R. W., Buchenic, L., Rogacki, K., Ackerman, J., Schmidt, A., & Willson, J. D. (2016). In-field gait retraining and mobile monitoring to address running biomechanics associated with tibial stress fracture. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(2), 197–205.
- Wilson, R. C., & Jones, P. W. (1989). A comparison of the visual analogue scale and modified Borg scale for the measurement of dyspnoea during exercise. *Clinical Science*, 76(3), 277–282.
- Winter, S. C., Lee, J. B., Leadbetter, R. I., & Gordon, S. J. (2016). Validation of a single inertial sensor for measuring running kinematics overground during a prolonged run. *Journal of Fitness Research*.
- Winter, S., Gordon, S., & Watt, K. (2017). Effects of fatigue on kinematics and kinetics during overground running: a systematic review. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, (6).

- Witzke, K., Burts, S., Dehaan, J., Kite, E., Lunsford, E., Morris, L., ... Pollard, C. (2015). Effects of fatigue on ground reaction forces during running. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*, 8(3).
- Wold, H. (1975). Soft modelling by latent variables: the non-linear iterative partial least squares (NIPALS) approach. *Journal of Applied Probability*, 12(S1), 117–142.
- Wold, S., Sjöström, M., & Eriksson, L. (2001). PLS-regression: a basic tool of chemometrics. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, 58(2), 109–130.
- Worp, H. van der, Vrielink, J. W., & Bredeweg, S. W. (2016). Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 50(8), 450–457.
- Worp, M. P. van der, Haaf, D. S. M. ten, Cingel, R. van, Wijer, A. de, Sanden, M. W. G. N. der, & Staal, J. B. (2015). Injuries in runners: A systematic review on risk factors and sex differences. *PLOS ONE*, 10(2), e0114937.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (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. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548.
- Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3593–3597.
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 26(1), 23–28.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16(3), 215–232.
- Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2006). *Science and Practice of Strength Training*. Human Kinetics.
- Zhang, J.-T., Novak, A. C., Brouwer, B., & Li, Q. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement*, 34(8), N63.

Anexos

- Publicaciones, congresos y patentes relacionadas con la tesis
- Hoja de consentimiento informado
- Resolución del comité de ética

Publicaciones, congresos y patentes relacionadas con la tesis

- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., López, J., Llana-Belloch, S., & Dura-Gil, J. V. (2016). The effect of fatigue on knee range of motion during stance phase in recreational runners. *Gait & Post*, 86.
- Bazuelo-Ruiz, B., Medina, E., De Rosario, H., López, J., Llana-Belloch, S., & Durá-Gil, J. V. (2016). Determination of injury risk from vertical ground reaction forces in female recreational runners: Influence of neuromuscular fatigue. *Gait & Posture*, 49, 206.
- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E., & Llana-Belloch, S. (2018). Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ*, 6, e4489.
- De Rosario, H., Belda-Lois, J. M., Fos, F., Medina, E., Poveda-Puente, R., & Kroll, M. (2014). Correction of joint angles from Kinect for balance exercising and assessment. *Journal of applied biomechanics*, 30(2), 294-299.
- José Montero, Eduardo Parrilla, Enrique Medina, José Olaso, Juan Carlos González, Francisco Parra, ... Ramón Moraga. (2013). ES 2 432 228 B1: Procedimiento e instalación para caracterizar el patrón de apoyo de un sujeto.
- Juan López, Helios de Rosario, Enrique Medina, Salvador Pitarch, & José M. Baydal. (2016). Simplification of functional calibration techniques for the measurement of knee angles. In *22nd Congress of the European Society of Biomechanics*.
- Juan López, Helios de Rosario, Enrique Medina, & Salvador Pitarch. (2016). Functional data analysis of gender differences in muscular activity during shoulder abduction. In *22nd Congress of the European Society of Biomechanics*.
- Medina, E., de Rosario, H., Olaso, J., Ballester, A., Navarro, J., & Page, A. (2013). Identification of Pronation-supination Patterns on Runners-An Application of Functional Principal Component Analysis. In *BIOSIGNALS* (pp. 294-297).
- Medina, E., Parrilla, E., Page, A., Olaso, J., Carlos González, J., & De Rosario, H. (2013). A new non-invasive and low cost method for the characterisation of pronation patterns by using AR-markers and functional classification. *Footwear Science*, 5(sup1), S70-S71.
- Medina-Ripoll, Enrique; Parrilla, Eduardo; Montero, José; Parra, Francisco; González, Juan Carlos; Gil, Sara; ... & Navarro, José (2013). Runalytics, sistema de análisis 3D de la pisada. *Revista de biomecánica*, (60), 21-24.

- Medina, E., Palomares, N., Page, Á., & Bazuelo-Ruiz, B. (2016, May). Analysis of kinematic patterns in runners. An approach based on inertial sensors and functional data analysis. In ISBS-Conference Proceedings Archive (Vol. 33, No. 1).
- Palomares, N.; Medina, E.; Bazuelo-Ruiz, B., Conca. C.; González, J. C.; Puigcerver, S.; ... & Gil, S. (2014). Zapatillas que ayudan a prevenir lesiones en los corredores. *Revista de biomecánica*, (61), 63-68.
- Parrilla, E., Medina, E., Page, A., Carlos González, J., Olaso, J., & De Rosario, H. (2013). Ankle 3D-kinematics measurement by using a single camera and AR-markers. *Footwear Science*, 5(sup1), S73-S74.

Hoja de consentimiento informado



PROYECTO RUNSAFER (PROY11/0491)

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA CARRERA

TEXTO EXPLICATIVO PREVIO PARA LOS PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO.

En este documento se le aporta la información correcta y suficiente en relación al estudio a realizar y por el que se solicita su colaboración.

Léalo con atención y en el caso de que tenga cualquier duda o sugerencia, no dude en ponerse en contacto con la persona responsable citada en este documento.

1. Objeto de la investigación

El estudio consiste en analizar la biomecánica de la carrera y caracterizar los diferentes perfiles de corredor a partir del análisis de las variables biomecánicas registradas. El objetivo es la evaluación de las modificaciones que se producen tanto a nivel fisiológico como cinemático en diferentes situaciones: en ausencia de fatiga y en estado de fatiga. Para ello, es necesaria su participación en las dos fases en las que consta el proyecto.

2. Fases del proyecto

La primera fase ha consistido en realizar una prueba de esfuerzo máximo en la Clínica Quirón de Valencia.

En la segunda fase, se realiza un test en pista de atletismo de 400 metros a velocidad constante, determinada a partir de la prueba de esfuerzo máximo. El calzado lo proporciona el IBV en el momento de realizar la prueba y es devuelto al finalizar el mismo. La prueba tiene lugar en la Pista de Atletismo en la Universidad Politécnica de Valencia. La duración aproximada es de 60 minutos.

Pueden existir complicaciones o consecuencias de esta prueba submáxima de carrera como las lesiones musculoesqueléticas asociadas al esfuerzo físico.

3. Utilización de datos y garantías de confidencialidad

Todos sus datos son codificados bajo seudónimo en lugar de usar su nombre real, que no se almacena ni transmite a terceros. En materiales como archivos de video o imágenes que se usen en contextos académicos las imágenes son distorsionadas para impedir su identificación. Todos sus datos personales se tratarán de acuerdo a las leyes nacionales de protección de datos.

4. Participación voluntaria y derecho a abandonar

Debe saber que su participación en este estudio es voluntaria, y que puede decidir no participar, o cambiar su decisión y retirar su consentimiento en cualquier momento.

5. Remuneración

El propio valor de la prueba de esfuerzo es la gratificación que recibe el participante en el proyecto. Para la entrega del informe de la prueba de esfuerzo, se requiere que el participante colabore en las dos fases del proyecto.

6. Contacto

En cualquier momento puede dirigirse al personal investigador presente en las fases del proyecto para cualquier aclaración que pueda necesitar.

Puede contactar con el responsable del proyecto en cualquier momento:

Nombre: Nicolás Palomares



Yo, _____ con D.N.I.: _____

Y habiendo recibido información del proyecto:

RUNSAFER (PROY11/0491)

Desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, en el que voy a prestar mi colaboración, realizando actividades relativas a:

“Estudio biomecánico para la detección de fatiga en carrera y cuestionario de valoración de calzado”

Y habiendo sido suficientemente informado/a de las tareas a realizar, condiciones de las mismas, objetivos del proyecto y uso que se le va a dar a la información obtenida:

Acepto las condiciones de la segunda fase del proyecto, asumiendo que, si no cumplo este requisito, mi colaboración no será gratificada con la entrega del informe de la prueba de esfuerzo.

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento. Por lo que doy libremente mi conformidad para:

- Participar en el presente estudio
- Registrar imágenes de mi participación en el estudio
- Incluir las imágenes obtenidas en publicaciones y materiales promocionales de ámbito científico en todos los soportes
- Incluir las imágenes obtenidas en redes sociales en internet

Fdo.:
El participante, tutor o representante legal

Valencia, a _____ de 2014

Resolución del comité de ética



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

AMPARO CHIRALT BOIX, PRESIDENTA DEL COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN DE LA UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

HACE CONSTAR: que el Comité de Ética en Investigación de esta universidad, en sesión celebrada el 14 de marzo de 2013, tras evaluar el proyecto de investigación **"RUNSAFER: Development of a running shoe with embedded electronics providing real time biomechanical feedback to reduce injury risk and enhance motivation, and a web portal allowing real training management"** cuya investigadora principal es la Dra. **Carolina Ávila Carrasco**, ha decidido informarlo favorablemente.

Valencia, a 14 de marzo de 2013


Fdo. Amparo Chiralt Boix

